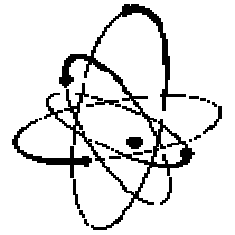




Akademia Górniczo – Hutnicza  
im. Stanisława Staszica w Krakowie

Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej



---

## Rozprawa doktorska

*Optymalizacja dawki promieniowania  
jonizującego w diagnostyce chorób serca*

**mgr inż. Katarzyna Matusiak**

Praca wykonana w Katedrze Fizyki Medycznej i Biofizyki, Wydziału Fizyki i Informatyki Stosowanej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie pod kierunkiem **prof. AGH dr hab. Marty Wasilewskiej-Radwańskiej**

Kraków, wrzesień 2008

*Serdeczne podziękowania kieruję do Pani Profesor **Marty Wasilewskiej-Radwańskiej** za szczególną inspirację i wsparcie w podejmowaniu i realizacji nowych wyzwań.*

*Pragnę również serdecznie podziękować Panu Doktorowi **Arturowi Stępnio** oraz całemu personelowi Zakładu Medycyny Nuklearnej 5-tego Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie za umożliwienie mi prowadzenia badań i wspaniałą atmosferę podczas ich trwania.*

***Mojej Rodzinie**, za umożliwienie mi realizacji moich planów, cierpliwość i niesłabnącą wiarę w moje możliwości.*

## Spis treści

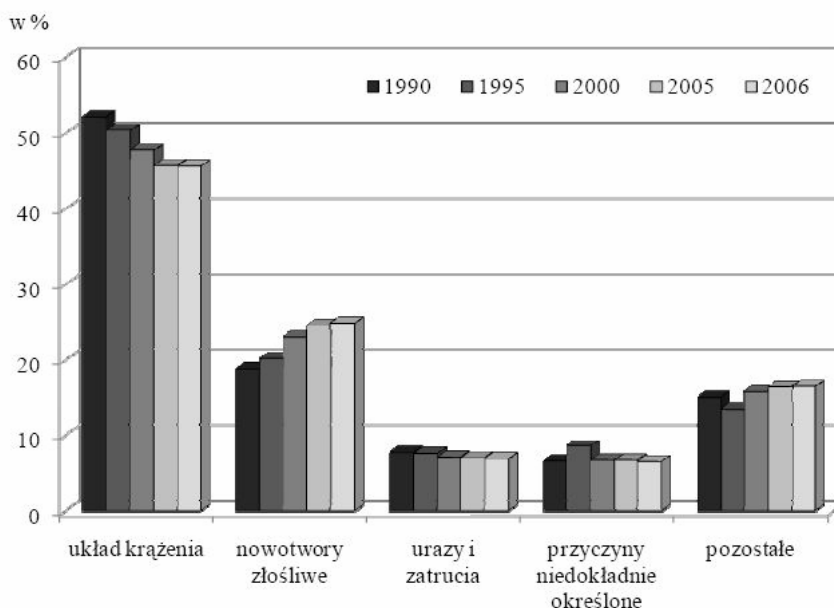
1. Wstęp.....	5
2. Cel pracy .....	6
3. Anatomia i fizjologia pracy serca.....	7
3.1. Budowa zewnętrzna serca .....	7
3.2. Budowa wewnętrzna .....	8
3.3. Fizjologia pracy serca.....	10
3.3.1. Krążenie krwi .....	10
3.3.2. Fazy pracy serca .....	11
3.3.3. Autonomiczność i automatyzm pracy serca.....	12
3.3.4. Analiza czynności elektrycznej serca – EKG.....	13
4. Matematyczny model pracy serca i układu krążenia w zarysie .....	15
4.1. Parametry fizyczne w ilościowym opisie przepływu krwi.....	16
4.1.1. Objętość, przepływ i ciśnienie .....	16
4.1.2. Oporność i sprężystość naczyń .....	17
4.2. Serce jako para pomp .....	18
4.3. Dynamika zmian tętna.....	22
5. Podstawy fizyczne kardiologii nuklearnej .....	27
5.1. Podstawowe prawa i definicje.....	28
5.2. Oddziaływanie promieniowania gamma z materią .....	30
5.3. Radiofarmaceutyki .....	30
5.4. Budowa gamma kamery .....	32
5.5. Podstawowe procedury kardiologii nuklearnej .....	34
5.6. Projekcje oraz segmentarny podział serca w badaniu perfuzji mięśnia sercowego .....	37
6. Projekt, wykonanie i zastosowanie dynamicznego fantomu serca .....	38
6.1. Materiał i metoda .....	38
6.1.1. Założenia projektowe i wykonanie fantomu serca .....	39
6.1.2. Radiofarmaceutyk .....	44
6.2. Aparatura .....	44
6.2.1. Gamma kamera firmy MEDISO .....	45
6.2.2. Procedura.....	45
6.3. Pomiary z użyciem fantomu.....	46
6.4. Wnioski .....	48
7. Statyczny fantom serca w ocenie różnych aparatów i radiofarmaceutyków .....	49
7.1. Materiał i metoda .....	50
7.1.1. Statyczny fantom serca.....	50
7.1.2. Radiofarmaceutyki .....	51
7.2. Aparatura .....	53
7.2.1. Hybrydowa (SPECT-CT) gamma kamera firmy GE (General Electric) .....	53
7.2.2. Hybrydowa gamma kamera firmy Philips .....	53
7.2.3. Korekcja osłabienia (attenuation correction) promieniowania .....	55
7.2.5. Procedura pomiarowa.....	55
7.3. Pomiary z użyciem statycznego fantomu serca.....	56
7.4. Wnioski .....	73
8. Dedykowana dla gamma kamer typu SPECT propozycja programu do korekcji osłabień promieniowania gamma .....	75
8.1. Materiał i metoda .....	75
8.2. Program .....	77
8.3. Pomiary .....	81
8.4. Wnioski .....	81

9. Testy zapewnienia jakości w zakładach medycyny nuklearnej .....	82
9.1. Materiał i metoda .....	84
9.2. Aparatura .....	84
9.3. Pomiary .....	86
9.3.1. Testy codzienne .....	86
9.3.2. Testy cotygodniowe .....	89
9.3.3. Testy miesięczne, kwartalne/półroczne .....	90
9.3.4. Audyt wewnętrzny .....	92
9.4. Wnioski .....	93
10. Pomiary dawek z wykorzystaniem detektorów TLD .....	94
10.1. Materiał i metoda .....	94
10.2. Aparatura .....	95
10.2.1. Detektory TLD .....	95
10.2.2. Czytnik detektorów TLD .....	95
10.2.3. Źródło kalibracyjne <sup>137</sup> Cs .....	97
10.3. Pomiary .....	99
10.3.1. Dawki personelu .....	100
10.3.2. Dawki pacjentów .....	104
10.3.3. Rozkład dawek w pokoju akwizycyjnym .....	108
10.3.4. Dawki podczas badań fantomowych .....	110
10.4. Wnioski .....	110
11. Podsumowanie .....	113
12. Literatura .....	116
13. ANEKS .....	120

## 1. Wstęp

Choroby układu krążenia stanowią jedną z głównych przyczyn zgonów na świecie. W krajach rozwijających się zawały mięśnia sercowego stanowią przyczynę około 40% wszystkich zgonów. Optymistycznym wydaje się być fakt, iż zgodnie z raportem dotyczącym podstawowych informacji o rozwoju demograficznym Polski do roku 2007 opublikowanym przez Główny Urząd Statystyczny (Departament Badań Demograficznych) [1], stwierdza się tendencję spadkową w zakresie liczby zgonów spowodowanych chorobami układu krążenia z poziomu 52% w latach 90-tych, poprzez 48% na początku XXI wieku, aż do 45,6% w 2006 (Rys.1.). Co ciekawe, wbrew powszechnie panującemu przekonaniu, wyższa umieralność w wyniku chorób układu krążenia występuje wśród kobiet – 52% ogólnej liczby zgonów kobiet, niż wśród mężczyzn – ok. 40%.

Wykres 5. Zgony według przyczyn w latach 1990-2006



Rys.1. Zgony według przyczyn w Polsce w latach 1990-2006 [1]

Stopniowe obniżanie poziomu śmiertelności pacjentów z jednej strony stanowi niezwykle optymistyczną informację, a z drugiej – olbrzymie wyzwanie, bowiem wiele osób, u których schorzenia układu krążenia zostały wykryte zbyt późno, będzie wymagało stałej opieki medycznej. Taka sytuacja przekłada się w bezpośredni sposób na pogorszenie komfortu życia (brak możliwości powrotu do pracy, czy dotychczasowej aktywności). Istotnym wydaje się być zatem dążenie w kierunku szerokiej profilaktyki, ale również rozwoju nowych i udoskonalania starych metod diagnostycznych. Obecnie dostępnych jest wiele metod pomocnych zwłaszcza na początkowym etapie diagnozowania. Etap ten wydaje się być niezwykle istotnym, gdyż zdiagnozowanie ogniska zaburzonej perfuzji w obrębie mięśnia sercowego („ogniska zawałowego”) w ciągu pierwszych kilku godzin po wystąpieniu zatorowości w obrębie naczyń krążenia wieńcowego, daje pacjentowi szansę na całkowity powrót do zdrowia, pełnej aktywności życiowej i zawodowej oraz uniknięcia konsekwencji związanych z dysfunkcją mięśnia sercowego. Poza krótkotrwałą rehabilitacją pacjent nie odczuwa innych niedogodności. Niestety często zdarza się, iż mimo czynionych wysiłków nie udaje się przywrócić pacjentowi pełnej sprawności. W tych przypadkach dokładne określenie rozmiaru dysfunkcji mięśnia sercowego staje się równie istotne. W obu przypadkach istotnym jest wybór odpowiedniego narzędzia diagnostycznego.

Do tej pory jedyną techniką pozwalającą na ocenę stanu fizjologicznego mięśnia sercowego w sposób mało inwazyjny, a jednocześnie bogaty w informacje kliniczne jest

scyntygrafia z wykorzystaniem promieniowania jonizującego. Warto zaznaczyć, iż ubytek perfuzji mięśnia sercowego jest widoczny na scyntygramach już w kilka godzin po wystąpieniu zawału. Kardiologia nuklearna staje się zatem niezwykle przydatnym narzędziem diagnostyki klinicznej, pozwalającym na określenie wielu parametrów pracy serca zarówno w początkowej fazie rozwoju choroby (m.in. stopień perfuzji (ukrwienia) mięśnia sercowego) jak również przy ocenie uszczerbków, jakie ona wywołała (EF – Ejection Fraction frakcja wyrzutowa mięśnia sercowego). Na tej podstawie procedury diagnostyczne można podzielić na dwie grupy:

- grupa pierwsza – procedury związane z penetracją radiofarmaceutyku do mięśnia sercowego (początkowa i zaawansowana choroba),
- grupa druga – procedury związane z penetracją radioznacznika do wnętrza lewej komory (głównie ocena niewydolności mięśnia sercowego po przebytej chorobie).

Uzyskanie dobrego wyniku diagnostycznego wiąże się z podaniem pacjentowi ligandu znakowanego odpowiednim radioizotopem. Emitowane przez radiofarmaceutyk promieniowanie jonizujące zwiększa narażenie radiologiczne pacjenta oraz personelu wykonującego daną procedurę. Dlatego w myśl zasady ALARA (As Low As Reasonably Achievable) czynione są starania w celu zminimalizowania dawki pochłoniętej do jak najniższego poziomu przy jednoczesnym zachowaniu wysokiej jakości otrzymywanych obrazów. Coraz częściej poszukuje się zatem metod pozwalających na zoptymalizowanie dawki pacjenta. Jednocześnie należy zwrócić uwagę na fakt, iż zoptymalizowanie dawki pacjenta skutkuje zmniejszeniem dawki, jaką otrzymuje personel zatrudniony w zakładach medycyny nuklearnej.

Na koniec warto przypomnieć trzy fundamentalne zasady, które muszą być uwzględnione przed podjęciem prób optymalizacji dawki [2]:

1) uzasadnienie – należy podejmować tylko takie działania, w których narażenie radiologiczne będzie mogło być zrównoważone poprzez wysoki poziom uzyskiwane korzyści diagnostycznych;

2) optymalizacja – dawki indywidualne, liczba osób mających kontakt z promieniowaniem, oraz prawdopodobieństwo przypadkowej ekspozycji powinny być tak niskie jak jest to możliwe (ALARA); jednocześnie należy wziąć pod uwagę zarówno czynniki ekonomiczne jak i socjalne;

3) ograniczenia – ekspozycja na promieniowanie nie powinna przekraczać dopuszczalnych poziomów.

## **2. Cel pracy**

Celem pracy było przedstawienie różnych, niezależnych metod służących optymalizacji dawki pacjenta podczas diagnostyki chorób serca z wykorzystaniem promieniowania jonizującego oraz optymalizacji dawki personelu zatrudnionego w zakładzie medycyny nuklearnej, odpowiadającego za wykonanie procedur diagnostycznych. Optymalizacja dawki polegała na analizie dostępnych narzędzi, a następnie na dokonaniu uzupełnień na różnych etapach prowadzenia procedury diagnostycznej.

Próba optymalizacji dawki promieniowania jonizującego w diagnostyce chorób serca przeprowadzona została w oparciu o:

- opracowanie i wdrożenie dynamicznego fantomu serca (wykorzystywanego m.in. do modelowych badań frakcji wyrzutowej lewej komory serca – EFLV);

- badania z wykorzystaniem statycznego fantomu serca wypełnionego różnymi radiofarmaceutykami, w różnych geometriach pomiarowych w celu porównania różnych aparatów hybrydowych (SPECT-CT);
- opracowanie programu do jakościowej i ilościowej oceny ubytków perfuzji z uwzględnieniem korekcji artefaktów wynikających z osłabienia promieniowania gamma poprzez struktury anatomiczne ciała pacjenta;
- przeprowadzenie i analiza wyników testów kontroli jakości gamma kamer z wykorzystaniem dostępnych fantomów;
- pomiary dawek pacjentów, personelu, dawek otrzymywanych podczas badań fantomowych oraz rozkładu dawek w obrębie pomieszczenia diagnostycznego z wykorzystaniem detektorów termoluminescencyjnych (TLD).

### **3. Anatomia i fizjologia pracy serca**

Każda komórka organizmu człowieka musi jednocześnie mieć zapewniony dostęp do odpowiedniej ilości tlenu oraz substancji odżywczych oraz możliwość usuwania zbędnych produktów przemiany materii. Funkcję transportową dla tych substancji pełnią krew i limfa. Krew, w przeciwieństwie do limfy, krąży w zamkniętym układzie naczyń, a siłą wymuszającą ten ruch są rytmiczne skurcze mięśnia sercowego.

Serce zbudowane jest z komórek swoistej mięśniówki poprzecznie prążkowanej, nazywanej mięśniówką gładką. Komórki tej tkanki mają kształt spłaszczonego stożka o podstawie zwróconej ku górze. Okazuje się, że wielkość serca dorosłego człowieka można porównać z wielkością jego zaciśniętej pięści.

Stosunek proporcji wielkości serca do wielkości całego organizmu zmienia się w czasie. Wyróżnia się dwa okresy, w których dysproporcja jest największa. Pierwszy okres przypada na wiek 2-4 lat, kiedy rozmiar serca w stosunku do całego organizmu jest największy. Efektem tego jest m. in. występująca u dzieci w tym przedziale wiekowym wzmoczona ruchliwość bez efektu zmęczenia. Drugi przełomowy moment przypada na okres pokwitania (14-16 lat), kiedy to mięsień sercowy jest „za mały” w stosunku do intensywnie rozwijającego się organizmu. Potwierdzeniem tego nierównomiernego wzrostu są przypadki licznych omdleń w miejscach zatłoczonych, dusznych (np. w kościołach czy środkach komunikacji miejskiej). Wyrównanie proporcji następuje około 18 roku życia, kiedy to przyjmuje się, iż serce danego osobnika osiągnęło normę. Norma ta w przypadku kobiet wynosi około 270 gramów, natomiast w przypadku mężczyzn – 300 gramów [3, 4].

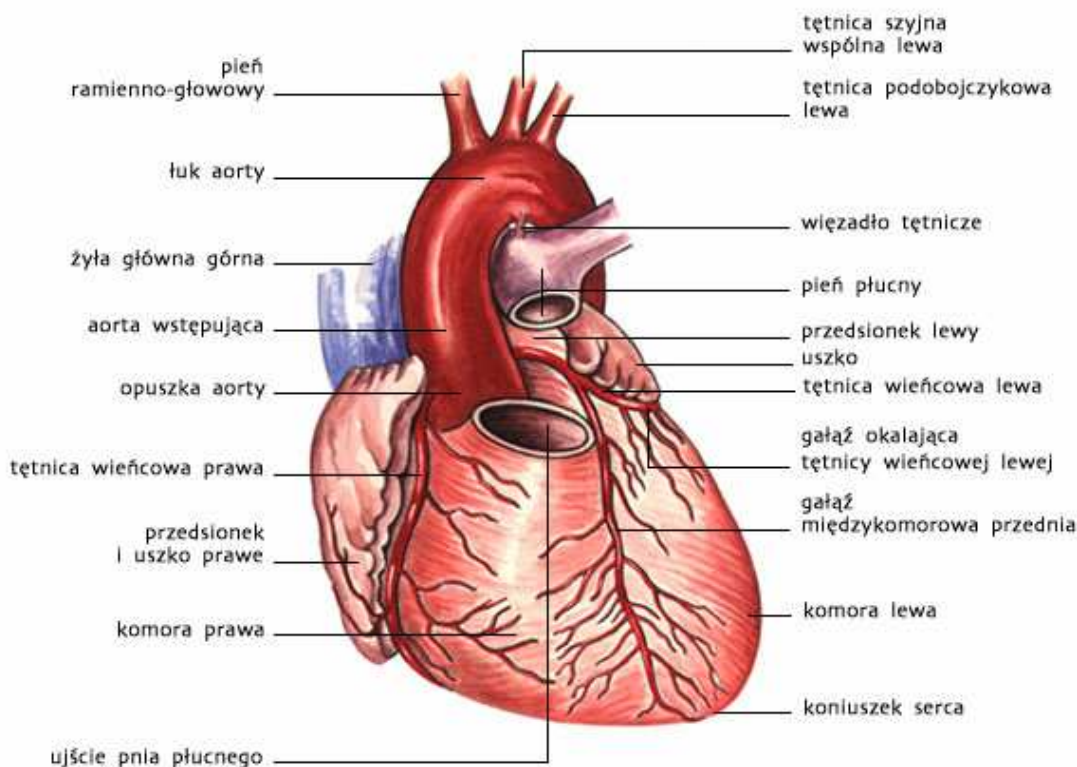
#### **3.1. Budowa zewnętrzna serca**

Serce (z łac. Cor) jest głównym elementem układu krwionośnego. Położone jest w obrębie klatki piersiowej w śródpiersiu dolnym środkowym na wysokości kręgów Th5 – Th9, na przeponie [3, 4]. Dokładną lokalizację można określić w następujący sposób: do przodu od kręgosłupa, aorty i przełyku oraz ku tyłowi od trzonu mostka i przylegających do niego chrząstek żebrowych. Większa część serca położona jest po lewej stronie klatki piersiowej, natomiast jedynie ok. 1/3 znajduje się po stronie prawej. Koniuszek serca u dorosłego człowieka położony jest w piątym lewym międzyżebżu nieco przyśrodkowo od linii środkowo-obojęzkowej.

W obrębie bryły serca (rys.2.) wyróżnia się:

- koniuszek serca – skierowany do dołu, do przodu i ku lewej stronie,
- podstawę serca – skierowaną ku górze, ku tyłowi i ku stronie prawej
- trzy powierzchnie:

- przeponową (spoczywająca na przeponie część serca)
- mostkowo-żebrową (wypukła, zwrócona do przodu)
- płucną (zwrócona w kierunku płuc)



Rys.2. Budowa zewnętrzna serca [3, 5]

Naczynia wieńcowe (rys.2.) odżywiają mięsień sercowy leżą w obrębie widocznych na powierzchni mięśnia sercowego bruzd. Bruzda wieńcowa oddziela przedsionki od komór, natomiast bruzdy międzykomorowe – przednia i tylna – leżą na granicy między prawą i lewą komorą. Połączenie bruzd międzykomorowych występuje na prawo od koniuszka, stąd sam koniuszek należy do komory lewej.

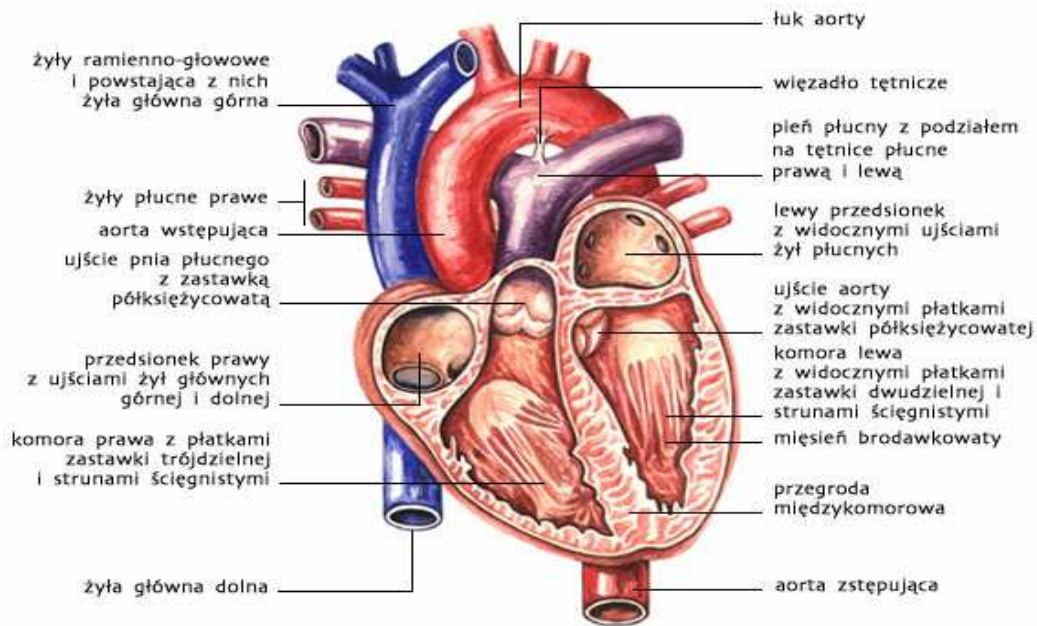
Główne pnie tętnicze (rys.2.) znajdują się w górnej części przedniej powierzchni serca. I tak pień płucny, od tyłu graniczący z aortą, przebiega skośnie od strony prawej ku lewej i ku górze. Żyła główna górna uchodzi do prawego przedsionka od tyłu, góry i strony prawej. Żyła główna dolna łączy się z przedsionkiem bezpośrednio po przejściu przepony. Do przedsionka lewego od tyłu uchodzą natomiast trzy lub cztery żyły płucne.

Oś serca łączy środek podstawy z koniuszkiem serca i zwykle nachylona jest pod kątem 45° lub 60° względem osi długiej człowieka. Względem swojej osi serce uległo skręceniu w taki sposób, że prawa część serca (komora i przedsionek) położone są bardziej powierzchniowo niż jego lewa część.

### 3.2. Budowa wewnętrzna

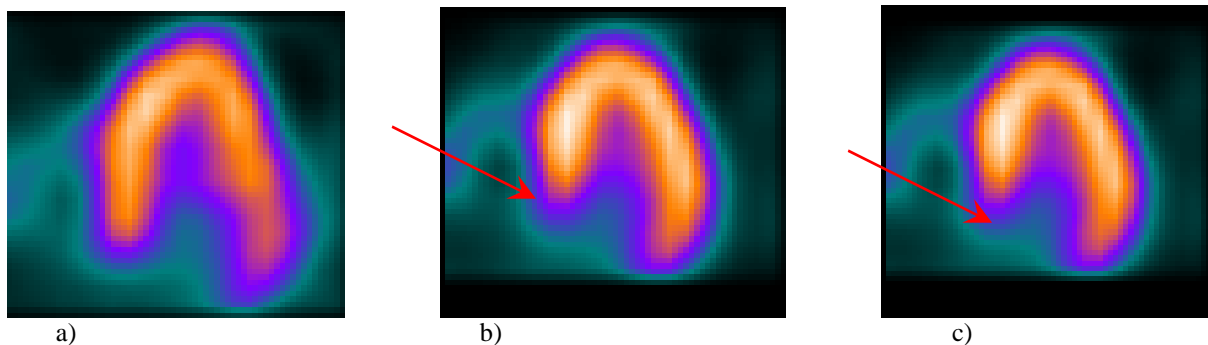
W budowie wewnętrznej serca (rys.3.) wyróżnia się dwa przedsionki (prawy i lewy) oraz dwie komory (prawą i lewą).





Rys.3. Budowa wewnętrzna serca [3, 5]

Przedsionki oddzielone są od siebie przegrodą międzyprzedsionkową, natomiast komory – przegrodą międzykomorową. W przegrodzie międzyprzedsionkowej widoczne jest zagłębienie nazywane dołem owalnym. Jest to pozostałość po występującym w tym miejscu otworze owalnym, występującym w trakcie życia płodowego. W budowie przegrody międzykomorowej wyróżnić można część błoniastą (górną część przegrody) oraz część zbudowaną z tkanki mięśniowej (dolną część przegrody). Proporcje pomiędzy wielkościami obu części są różne u różnych osobników (rys.4.). W badaniach perfuzji mięśnia sercowego łatwo można odnaleźć pacjentów o tzw. krótkiej przegrodzie, gdzie ilość mięśniówki budującej przegrodę jest znacznie mniejsza w porównaniu z występującą częścią błoniastą (rys.4b i 4c).



Rys.4. Przegroda w badaniach scyntygraficznych: a) – normalna, b) i c) – krótka [6]

Przedsionki łączą się z komorami poprzez tzw. ujścia przedsionkowo-komorowe (prawe i lewe). Każde ujście otoczone jest pierścieniem włóknistym zbudowanym z tkanki łącznej, do którego przymocowana jest zastawka. Zastawka przedsionkowo-komorowa prawa jest trójdzielna (trzy płatki), natomiast zastawka przedsionkowo-komorowa lewa jest dwudzielna (zwyczajowo nazywana zastawka mitralną; zbudowana z dwóch płatków). Główną funkcją zastawek jest zapobieganie cofaniu się krwi z komory do przedsionka w czasie skurczu. Dodatkowo występują dwie zastawki półksiężycowate oddzielające komorę prawą od tętnicy płucnej oraz komorę lewą od aorty.

Komora lewa ma szczególne znaczenie z punktu widzenia kardiologii nuklearnej, ponieważ analiza jej parametrów dostarcza niezbędnych informacji diagnostycznych u ok. 90% wszystkich pacjentów. Komora lewa jest dłuższa od komory prawej. W przekroju poprzecznym ma kształt koła. Jej ściany są znacznie grubsze od ścian komory prawej, co stanowi doskonałe przystosowanie do pełnionej funkcji (wyższe niż w komorze prawej ciśnienie, wypychanie krwi na obwód).

Serce otacza tzw. worek osierdziowy zbudowany z dwóch blaszek, pomiędzy którymi występuje szczelinowata przestrzeń wypełniona niewielką ilością płynu, którego głównym celem jest zapobieganie tarcia serca podczas jego pracy. Blaszka zewnętrzna (ścienna) tworzy tzw. worek osierdziowy, który przylega do opłucnej śródpiersiowej, do tylnej powierzchni mostka, do przepony oraz od tyłu do przełyku. Blaszka wewnętrzna (trzewna) nazywana również nasierdziem pokrywa mięsień sercowy wraz z naczyniami wieńcowymi. Przejście blaszki trzewnej w ścienną następuje na początkowych odcinkach wielkich naczyń serca.

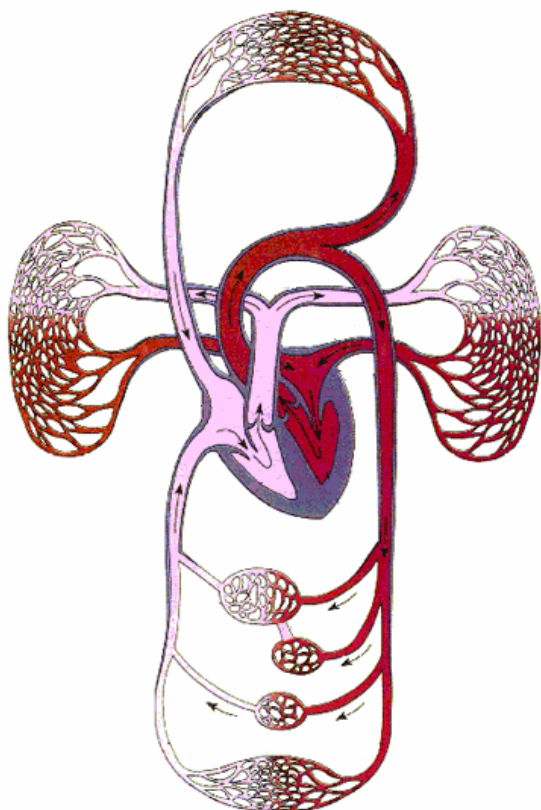
**Ściana serca** zbudowana jest z trzech głównych warstw. Pierwszą warstwą jest tzw. **nasierdzie** będące cienką błoną surowiczą pokrywającą zewnętrzną powierzchnię serca wraz z znajdującymi się na jego powierzchni naczyniami krążenia wieńcowego. Druga, najgrubsza z warstw ściany serca to tzw. **śródsierdzie**. Śródsierdzie tworzą następujące elementy: szkielet serca, mięsień sercowy oraz układ bodźcotwórczy (przewodzący) serca. Szkielet serca jest strukturą włóknistą występującą w formie pierścieni, położoną pomiędzy przedsionkami i komorami. Szkielet serca stanowi przyczep dla mięśniówki serca oraz płatków zastawek. Mięsień sercowy dzieli się na mięśniówkę przedsionków i komór. W przypadku komór mięsień serca zbudowany jest z powierzchniowej wspólnej dla obu komór warstwy skośnej oraz warstw: okrężnej i podłużnej osobnej dla komory prawej i lewej. Występujące w okolicy koniuszka bezpośrednie przejście mięśniówki skośnej w podłużną nosi nazwę tzw. wiru serca. Układ bodźcotwórczy budują węzeł zatokowo-predsionkowy (inicjuje skurcz wysyłając impulsy z częstością 80/min), węzeł przedsionkowo-komorowy (wytwarza impulsy z częstością 50-60/min), pęczek przedsionkowo-komorowy nazywany pęczkiem Hisa (wytwarza bodźce z częstością 30-40/min) oraz dwie odnogi prawa i lewa zakończone włóknami Purkiniego. Trzecią warstwą mięśnia sercowego jest **wsierdzie**. Ma ono charakter cienkiej, przezroczystej błony zbudowaną z tkanki łącznej i pokrytą warstwą komórek płaskich. Wsierdzie pokrywa ściany przedsionków i komór, a następnie przechodzi bezpośrednio w błonę wyścielającą światło naczyń. Wsierdzie obustronnie pokrywa również zbudowane z tkanki łącznej zastawki.

### 3.3. Fizjologia pracy serca

Mięsień sercowy można porównać do pary pomp, których głównym zadaniem jest tłoczenie krwi na obwód. Krew w organizmie człowieka krąży w układzie zamkniętym. W czasie jednego pełnego obiegu krew transportuje tlen z płuc do wszystkich tkanek i narządów, a następnie wracając niesie produkty przemiany materii z tkanek do płuc. Prawdopodobnie działający układ krążenia zapewnia zatem dobry stan całego ustroju.

#### 3.3.1. Krążenie krwi

Opis cyrkulacji krwi (rys.5.) można rozpocząć w dowolnym miejscu, ponieważ układ krwionośny stanowi zamkniętą pętlę.



Rys.5. Schemat obiegu krwi: dużego i małego [3, 7]

I tak analizę krążenia systemowego, nazywanego również obiegiem dużym, można rozpocząć w lewej komorze. Stąd krew bogata w tlen (jasnoczerwony kolor krwi tętniczej) włączana jest poprzez aortę na obwód. Zaraz po wyjściu z serca (tuż ponad zastawką) od aorty odchodzą dwie tętnice wieńcowe prawa i lewa, które prowadzą krew utlenowaną do tzw. krążenia wieńcowego. Prawdłowo działający system naczyń tętniczych i żylnych wchodzących w skład krążenia wieńcowego zapewnia właściwe odżywienie, a w rezultacie prawidłowe funkcjonowanie mięśnia sercowego.

Na wysokości L4 (czwarty krąg lędźwiowy) aorta dzieli się na dwie symetryczne odnogi (tętnice biodrowe wspólne). Te następnie dzielą się na mniejsze tętnice i tętniczki. Najdrobniejsze tętniczki przechodzą w tzw. naczynia włosowate, których średnica jest proporcjonalna do średnicy pojedynczej krwinki czerwonej (~7.5  $\mu\text{m}$ ). Następuje

jednoczesne oddanie tlenu do otaczających naczynia tkanek oraz pobranie ich produktów przemiany materii, w tym dwutlenku węgla. Duża zawartość metabolitów, w tym  $\text{CO}_2$ , powoduje zmianę koloru – krew staje się ona brudnoczerwona. Opuszczając kapilary naczyń włosowatych krew wchodzi do naczyń żylnych obiegu dużego. Małe naczynia żylnie łączą się w coraz większe, aby w rezultacie poprzez żyłę główną dolną i górną wtłoczyć krew nieutlenowaną do prawego przedsionka serca, skąd zostanie ona przepchnięta do prawej komory. W ten sposób kończy się obieg duży a rozpoczyna obieg mały nazywany również obiegiem płucnym.

Obieg płucny rozpoczyna się w prawej komorze, skąd tętnicą płucną, a następnie siecią drobnych tętnic i tętniczek dociera do płuc. Warto zauważyć, że płynąca tutaj krew jest nieutlenowana (cecha charakterystyczna dla krwi wędrującej naczyniami żylnymi), a nazwa naczynia – tętnica płucna – wynika z zachowania zasady, iż tętnicą nazywa się każde naczynie wyprowadzające krew z serca. W płucach krew oddaje dwutlenek węgla, pobiera tlen, a następnie siecią naczyń żylnych doprowadza krew utlenowaną do lewego przedsionka serca, skąd zostanie ona wtłoczona do lewej komory. Obieg zostaje zamknięty.

Pojedyncza krwinka czerwona pokonuje opisane powyżej dwa obiegi średnio w czasie jednej minuty.

### 3.3.2. Fazy pracy serca

Prawdłowa praca serca składa się z trzech faz. Faza pierwsza to faza skurczu (systole), druga to rozkurcz (diastole), a trzecią stanowi tzw. pauza po rozkurczu (krótki okres „odpoczynku” mięśnia sercowego).

W czasie trwania pauzy porozkurczowej krew z żył napływa do przedsionków oraz komór (przez otwarte ujścia przedsionkowo komorowe). W fazie skurczu krew z przedsionków zostaje wtłoczona do komór. Wyróżnić można tutaj dwa mechanizmy zabezpieczające przed

cofaniem się krwi. Pierwszy zlokalizowany jest w obrębie przedsionków, a jego realizacja polega na skurczu mięśni leżących dookoła żył mających swe ujścia w przedsionkach. Drugim mechanizmem zapobiegającym cofaniu się krwi są zastawki przedsionkowo-komorowe. Włączana do komór podczas skurczu krew unosi zastawki, powodując zbliżanie się ich brzegów do siebie. Pełne wypełnienie komory krwią, w warunkach prawidłowego funkcjonowania zastawek, powoduje szczelne zamknięcie komór od strony przedsionków.

Bezpośrednio po fazie skurczu przedsionków następuje dwufazowy skurcz komór. Faza pierwsza to faza napinania mięśnia sercowego, natomiast faza druga to faza wyrzucania krwi do tętnic. W fazie napinania mięsień sercowy naciska na krew znajdującą się w komorze w taki sposób, iż zastawki przedsionkowo-komorowe zostają szczelnie zamknięte. Dodatkowym zabezpieczeniem przed ich wyciowaniem (otwarcie) jest skurcz mięśni brodawkowych, które podtrzymują płatki zastawek poprzez tzw. struny ścięgliste. Napinanie mięśnia sercowego trwa do momentu, kiedy ciśnienie w komorach przewyższy ciśnienie w aortie oraz tętnicy płucnej, wtedy zastawki tętnicy głównej i pnia płucnego zostają otwarte. Rozpoczyna się zatem druga faza skurczu komór – faza wyrzucania krwi do tętnic. Trwa ona do czasu, kiedy ciśnienie panujące w komorach będzie niższe od ciśnienia w naczyniach tętniczych. Wtedy też następuje zamknięcie zastawek aorty i tętnicy płucnej. Zamknięcie zastawek stanowi sygnał do rozpoczęcia fazy rozkurczu komór. Po jej zakończeniu mięsień sercowy wchodzi w fazę odpoczynku (pauza). Rozkurcz przedsionków następuje na początku fazy napinania mięśnia sercowego.

Czas pełnej ewolucji mięśnia sercowego wynosi ok. 0.8 sekundy. Przy czym skurcz przedsionków trwa średnio 0.12s, skurcz komór – 0.34s (faza napinania – 0.06s, faza wyrzucania krwi – 0.28s), a faza spoczynku (tzw. pauza po rozkurczu) – 0.34s.

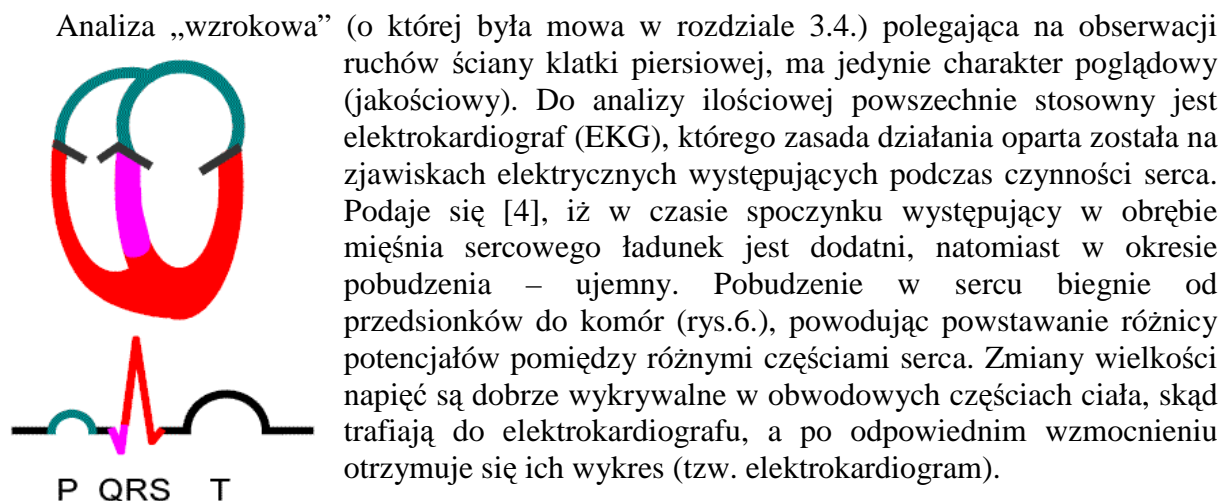
Ewolucja faz pracy mięśnia sercowego może być obserwowana nie tylko przy wykorzystaniu dostępnych aparatów diagnostycznych, ale również poprzez obserwację ściany klatki piersiowej pacjenta. I tak uderzenie koniuszkowe przekłada się bezpośrednio na uwypuklenie ściany klatki piersiowej w V lewym międzyżebrowym w odległości ok. 1.5cm od linii środkowo-obojęzycznej lewej. Powstaje ono na skutek skurczu mięśnia sercowego i jednoczesnego obrotu serca wokół osi pionowej od strony lewej do prawej. W tym miejscu warto zaznaczyć, iż zgodnie z prawem reakcji, w chwili tłoczenia krwi do tętnic serce zostaje zepchnięte ku dołowi klatki piersiowej.

### **3.3.3. Autonomiczność i automatyzm pracy serca**

Powszechnie wiadomo, iż przy zapewnieniu odpowiednich warunków nawet po wyizolowaniu serca z organizmu jest ono w stanie nadal się kurczyć. Wynika stąd, że serce może być źródłem własnych skurczów, co świadczy o jego dużej autonomiczności.

Pierwszym, a zarazem głównym miejscem odpowiedzialnym za powstawanie bodźców w sercu jest węzeł zatokowo-predsionkowy. Zlokalizowany jest on w okolicy ujścia żyły głównej górnej do przedsionka prawego (rys.3.). Powstający tutaj bodziec rozchodzi się na przedsionki, a następnie na komory. W przypadku uszkodzenia węzła zatokowo-predsionkowego, jego funkcję przejmuje niższe piętro układu przewodzącego (węzeł przedsionkowo-komorowy), zlokalizowane w przegrodzie międzykomorowej prawej. Z tego miejsca w kierunku do mięśni bełeczkowatych i brodawkowatych serca biegnie pęczek przedsionkowo-komorowy nazywany pęczkiem Hisa. Przerwanie połączenia pomiędzy przedsionkami i komorami prowadzi do tzw. bloku przedsionkowo-komorowego, który objawia się brakiem synchronizacji pomiędzy kurczeniem się przedsionków i komór.

### 3.3.4. Analiza czynności elektrycznej serca – EKG



Rys.6. Schemat elektrokardiogramu z uwzględnieniem pobudzanych obszarów serca [3, 8]

W wyniku pomiaru otrzymuje się krzywą elektrokardiograficzną (rys.6), w przebiegu której wyróżnia się następujące charakterystyczne odcinki:

- załamek P powstający po depolaryzacji włókien mięśnia przedsionkowego;
- załamek QRS świadczący o depolaryzacji obu komór;
- załamek T powstający w czasie repolaryzacji komór.

Analiza krzywej EKG rozpoczyna się od ustalenia z jakiego typu odprowadzenia powstała, następnie zwraca się uwagę na jej kształt, ze szczególnym uwzględnieniem wysokości załameków (wyrażone w mV) oraz czasu ich trwania (wyrażony w sekundach). Najczęściej krzywa EKG prezentowana jest na płaszczyźnie (ekran lub papier), gdzie podziałka pionowa występuje co 1/25sekundy, natomiast podziałka pozioma prowadzona jest w taki sposób, że 1cm odpowiada zmianie wartości napięcia o 1mV.

Przybliżone wartości czasu pomiędzy kolejnymi załamekami oraz napięcia im towarzyszące zebrane zostały poniżej[3, 4].

Odstępy:	Czas trwania [s]:
PQ	0.18
QRS	0.08
ST	0.24
TP	0.32

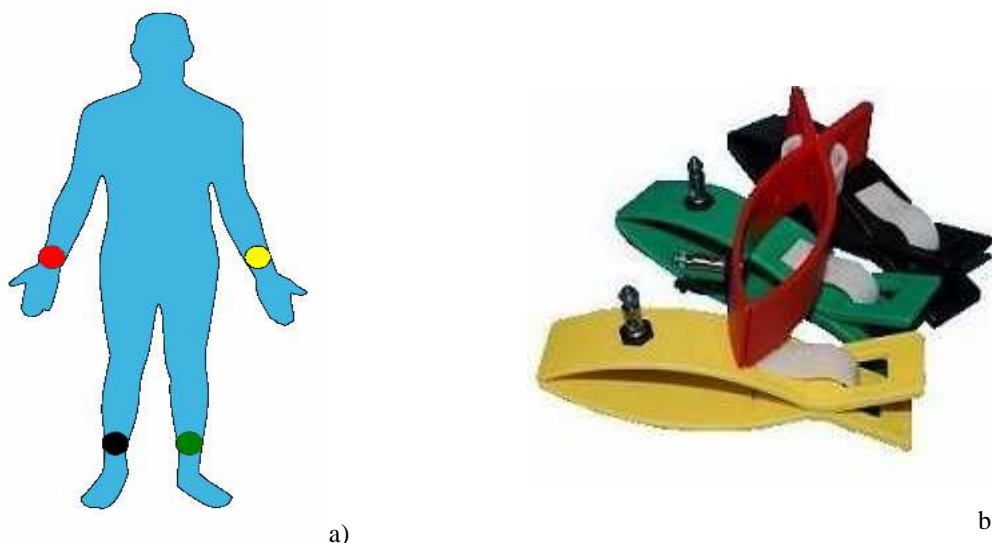
Załamki:	Napięcie [mV]
P	0.25
QRS	2.0
T	0.5

Podane wartości mają jedynie orientacyjny charakter i mogą ulegać wahaniom wynikającym z wielu różnorodnych czynników (np. położenia serca podczas badania, rodzaju i poprawności stosowanych odprowadzeń).

Aby uzyskać odpowiednie informacje diagnostyczne wykonuje się standardowe 12 odprowadzeniowe EKG. Zalicza się tutaj 3 odprowadzenia dwubiegunowe Einthovena (I, II, III), 3 odprowadzenia jednobiegunowe kończynowe wzmocnione Goldbergera (aVR, aVL, aVF) oraz 6 jednobiegunowych odprowadzeń przedsercowych Wilsona (V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>). W praktyce podczas radioizotopowych badań serca stosuje się 3 układy odprowadzeń: 4, 5 oraz 10 elektrodowy. 4 elektrodowy (rejestracja sygnału z 3 odprowadzeń) układ odprowadzeń wykorzystywany był podczas badań bramkowanych (G-SPECT) na gamma

kamerze X-Ring, 5 elektrodowy (możliwy jest wybór sygnału pochodzącego z dowolnego z 12 odprowadzeń) – na gamma kamerze dwugłowicowej, natomiast 10 elektrodowy (wybór sygnału z 12 odprowadzeń) – stosowany był podczas prób wysiłkowych na bieżni.

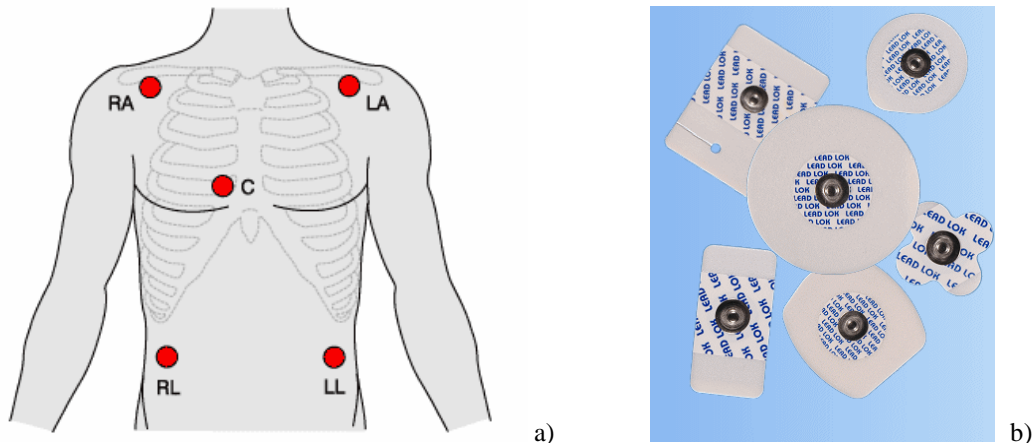
Odprowadzenie dwubiegunowe kończynowe Einthovena związane jest z umieszczeniem na ciele pacjenta 4 elektrod. Najczęściej w takim typie rejestracji sygnału EKG stosowane są elektrody klipsowe (rys.7b.). Kolor elektrody związany jest z jej zalecaną lokalizacją (rys.7a). I tak elektroda czerwona umieszczana jest na prawej ręce (nadgarstek) badanego (RA), elektroda żółta – na lewej ręce (nadgarstek) (LA), zielona – na lewej nodze (goleń, okolica kostki) (LF) oraz czarna – na nodze prawej (goleń, okolica kostki) (RF). Elektroda czarna pełni funkcję elektrody odniesienia. Tak umieszczone elektrody pozwalają na pomiar różnicy potencjałów pomiędzy lewą i prawą ręką (LA-RA) – odprowadzenie I, lewą nogą i prawą ręką (LF-RA) – odprowadzenie II, lewą nogą i lewą ręką (LF-LA) – odprowadzenie III.



Rys.7. Schemat rozmieszczenia elektrod w 4 elektrodowym układzie odprowadzeń a), wraz z przykładem elektrod klipsowych [9]

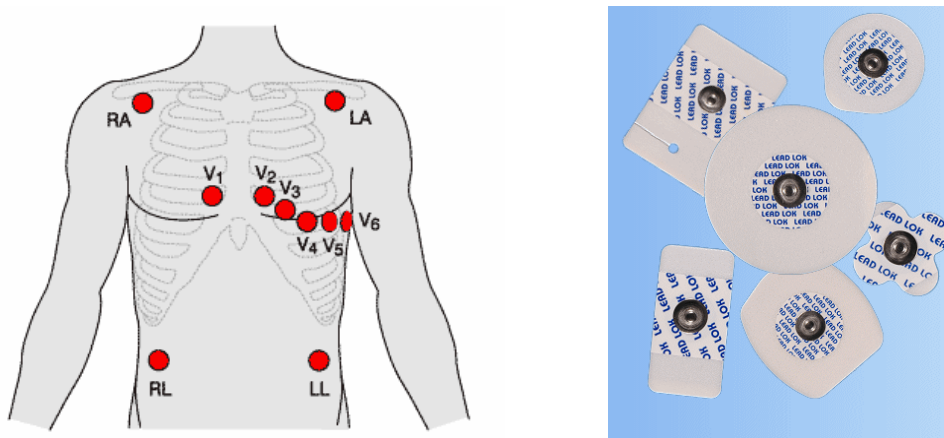
Do zalet tego typu rozmieszczenia elektrod zaliczyć należy pozostawienie wolnej przestrzeni na klatce piersiowej, co ma istotne znaczenie podczas prowadzenia diagnostyki serca z wykorzystaniem radiofarmaceutyków. Jako jedną z istotnych wad tego typu rozwiązania należy wymienić rejestrację artefaktów mięśniowych wynikających z mimowolnych ruchów kończyn, czy ich „ścierpięcia” w trakcie wykonywania procedury.

W 5 elektrodowym układzie odprowadzeń (rys.8a i 8b) cztery elektrody znajdują się w położeniach LA (left arm – lewa ręka), RA (right arm – prawa ręka), LL (left leg – lewa noga), RL (right leg – prawa noga) co umożliwia uzyskanie każdego z 6 odprowadzeń kończynowych (I, II, III, aVR, aVL, aVF). Sygnał charakterystyczny dla odprowadzeń I, II, III uzyskuje się w sposób identyczny jak w przypadku stosowania 4 elektrod. Dodatkowo, przy wykorzystaniu tych samych elektrod, możliwe jest odczytanie wzmocnionego sygnału z odprowadzeń: aVR – elektroda umieszczona w położeniu RA, aVL – elektroda umieszczona w położeniu LA oraz aVF – elektroda umieszczona w położeniu LL. Piąta elektroda (piersiowa) nazywana również przedsercową umieszczana jest zazwyczaj w położeniu V<sub>1</sub> (pozostałe lokalizacje V<sub>2</sub> – V<sub>6</sub> są również możliwe, ale rzadko stosowane), ze względu na jego przydatność w monitorowaniu rytmu serca [10].



Rys.8. Schemat rozmieszczenia elektrod w układzie odprowadzenia 5 elektrodowego a), wraz z przykładowymi elektrodami b) [10, 11]

W 10 elektrodowym systemie odprowadzeń (rys.9) elektrody kończynowe zostały przesunięte na tułów. Układ ten nosi nazwę 12 odprowadzeniowego złożonego z 10 elektrod układu EKG Masona i Likara. Stosowany jest on podczas prowadzenia prób wysiłkowych, ponieważ pozwala na dokładną analizę stanu pacjenta podczas próby wysiłkowej (np. monitorowanie odcinka ST obejmujące wszystkie 12 odprowadzeń => alarm ST włączy się nawet jeśli obserwowane jest odprowadzenie II, a niedokrwienie wystąpiło w V<sub>5</sub>). Wadą tego typu rozwiązania jest umieszczenie 6 elektrod przedsercowych na ciele pacjenta, co uniemożliwia właściwą diagnostykę z wykorzystaniem gamma kamer.



Rys.9. Schemat rozmieszczenia elektrod w układzie 12 odprowadzeń (10 elektrod) wraz z przykładowymi elektrodami [10, 11]

#### 4. Matematyczny model pracy serca i układu krążenia w zarysie

Główną funkcją serca jest pompowanie krwi. Krew niesie tlen (O<sub>2</sub>) z płuc do najodleglejszych tkanek organizmu, a następnie wraca transportując dwutlenek węgla (CO<sub>2</sub>) i inne metabolity z tkanek do płuc. Krążenie ma zatem charakter obiegu zamkniętego.

W prawidłowym układzie krążenia występuje podział na dwie symetryczne pod względem struktury i funkcji części: krążenie duże (aorta, tętnice, tętniczki, naczynia włosowate, żyły, żyła główna) oraz krążenie małe (tętnica płucna, tętnice, tętniczki, naczynia włosowate, żyły, żyła płucna). Podobną symetrię obserwuje się w przypadku mięśnia sercowego, w sytuacji, kiedy rozpatruje się prawą i lewą stronę serca. W prawidłowych

warunkach krew z obu tych części nie miesza się (wyjątek stanowią: krążenie płodowe oraz krążenie w przypadku przeciekowych wad serca).

Symetria, jaka występuje pomiędzy krążeniem systemowym i płucnym oraz prawą i lewą stroną serca przekłada się na symetrię równań matematycznych opisujących ich dynamikę. Należy jednak podkreślić, iż symetria ta dotyczy jedynie formy równań, a nie uzyskiwanych w obliczeniach wartości (parametry fizyczne krążenia systemowego i płucnego mają inne wartości). Ze względu na te różnice objętość krwi krążenia systemowego jest dziesięciokrotnie większa niż objętość krwi krążenia płucnego, a ciśnienie w tętnicach obiegu dużego jest sześciokrotnie większe od ciśnienia panującego w tętnicach krążenia płucnego. W tabeli 1. zamieszczono porównanie wartości ciśnienia spoczynkowego i objętości dla naczyń krążenia systemowego i płucnego.

Tabela 1. Porównanie wartości ciśnienia spoczynkowego i objętości dla naczyń krążenia systemowego i płucnego [12]

Naczynia	Ciśnienie spoczynkowe <b>p</b> [mmHg]	Objętość <b>V</b> [l]
<b>tętnice krążenia dużego</b> – <b>sa</b> (systemic artery)	100	1,0
<b>żyły krążenia dużego</b> – <b>sv</b> (systemic vein)	2	3,5
<b>tętnice krążenia małego</b> – <b>pa</b> (pulmonary artery)	15	0,1
<b>żyły krążenia małego</b> – <b>pv</b> (pulmonary vein)	5	0,4

#### 4.1. Parametry fizyczne w ilościowym opisie przepływu krwi

##### 4.1.1 Objętość, przepływ i ciśnienie

Objętość, przepływ oraz ciśnienie to trzy zmienne parametry fizyczne niezbędne w ilościowym opisie przepływu krwi. W poniższych rozważaniach parametry te wyrażane będą w jednostkach używanych przez fizjologów, a prezentowane wartości są typowe dla tych, jakie pojawiają się w różnych miejscach krwioobiegu.

Krew jest cieczą nieściśliwą, dlatego można dokonywać pomiarów objętości w dowolnie wybranym miejscu krwioobiegu. Jednostką objętości **V** jest 1litr ( $1\text{liter} = 0,001\text{m}^3$ ). Całkowita objętość krwi  $V_0$  w organizmie wynosi średnio 5 litrów (zsumowanie wartości **V** w tabeli 1).

Przepływ **Q** [litr/minutę] jest to objętość krwi przepływająca przez wybrany punkt krwioobiegu w jednostce czasu. Najistotniejszym przepływem układu krążenia jest tzw. *cardiac output (CO)* – *rzut minutowy serca* zdefiniowany jako objętość krwi wypompowana w jednostce czasu przez każdą z komór serca. Rzut minutowy serca jest wyliczany jako iloczyn *rzutu jednostkowego serca – stroke volume (SV)* (objętość krwi wypchnięta do tętnic w czasie pojedynczego skurczu) i *częstości rytmu serca – heart rate (HR)* (tętno – liczba uderzeń/skurczów serca w jednostce czasu). Tabela 2. zawiera typowe wartości SV, HR i CO wraz z jednostkami.

Tabela 2. Typowe wartości SV, HR i CO wraz z jednostkami [12, 4]

PARAMETRY	WARTOŚCI I JEDNOSTKI
Rzut jednostkowy serca (SV)	$70\text{cm}^3/\text{uderzenie} = 0,07\text{litra}/\text{uderzenie}$
Tętno (HR)	80 uderzeń/minutę
Rzut minutowy serca (CO)	5,6 litra/minutę

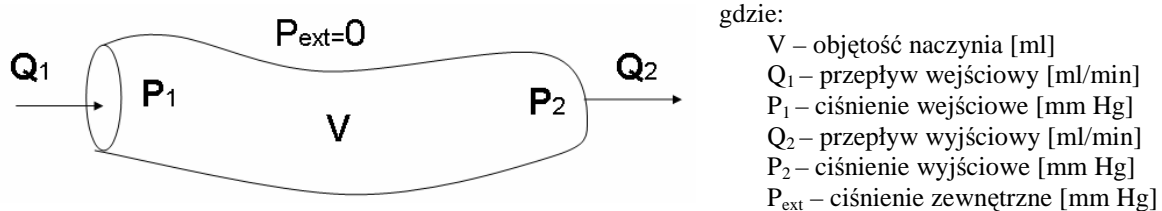


Ciśnienie **P** jest definiowane jako siła działająca na daną powierzchnię. Mimo obowiązującego układu jednostek SI powszechnie używanymi w medycynie jednostkami ciśnienia pozostają milimetry słupa rtęci (mmHg) oraz milimetry słupa wody (mmH<sub>2</sub>O). Ponieważ wszelkie obserwowane efekty są wynikiem pojawiającej się różnicy ciśnień, korzystnie jest przyjąć wartość ciśnienia referencyjnego (ciśnienie, względem którego wykonany zostanie pomiar) równą zero. W fizjologii jako wartość referencyjną przyjmuje się zazwyczaj wartość ciśnienia atmosferycznego, zakładając, że takie ciśnienie panuje na zewnątrz naczyń krwionośnych. Taka różnica ciśnień (mierzona względem ciśnienia atmosferycznego) może być łatwo mierzona np. przy użyciu konwencjonalnych ciśnieniomierzy rtęciowych, gdzie jeden z końców U-kształtowanego naczynia jest otwarty, drugi natomiast połączony z mankietem pomiarowym (zakładanym na ramię pacjenta).

W poniższych obliczeniach ciśnienie **P** jest rozumiane jako ciśnienie mierzone względem ciśnienia atmosferycznego.

#### 4.1.2. Oporność i sprężystość naczyń

Oporność i sprężystość naczyń są parametrami charakteryzującymi naczynia układu krążenia.



Rys.10. Naczynie z naniesionymi parametrami fizycznymi [12]

Rysunek 10. przedstawia naczynie z naniesionymi parametrami fizycznymi (**Q**, **V**, **P**). Wyznaczanie zależności pomiędzy tymi parametrami można przeprowadzić w kilku etapach. Po pierwsze zakłada się, iż naczynie jest w stanie ustalonym, tzn. że żaden z parametrów nie ulega zmianie, wtedy można zapisać związek pomiędzy przepływem wejściowym i wyjściowym ( $Q_1 = Q_2 = Q$ ).

Po drugie należy wyznaczyć dwa parametry: *rezystancję/oporność naczynia* (**R**) (resistance) [mmHg\*min\*lit<sup>-1</sup>], czyli opór na jaki napotyka przepływająca w naczyniu krew oraz *odkształcalność/elastyczność naczynia* (**C**) (compliance) [ml\*mmHg<sup>-1</sup>] rozumianą jako rozszerzanie się naczynia w odpowiedzi na ciśnienie. Wyznaczenie powyższych parametrów opiera się na analizie dwóch przypadków.

##### Przypadek pierwszy

Rozważane jest sztywne naczynie, tzn. takie, w którym znana objętość jest stała. Ponieważ przepływ w takim naczyniu wywoływany jest różnicą ciśnień, to relacja wiążąca ciśnienie z przepływem będzie miała postać:

$$Q = (1/R)(P_1 - P_2) \quad (1)$$

gdzie: **R** – stała rezystancja naczynia [mmHg\*min\*lit<sup>-1</sup>]  
pozostałe oznaczenia jak na rysunku 10.

##### Przypadek drugi:

W tym przypadku rozważane jest naczynie o elastycznych ścianach i braku rezystancji naczyniowej (**R**). Brak **R** implikuje równą wartość ciśnień na dwóch końcach rozważanego

naczynia dla wszystkich wartości przepływów ( $Q$ ). Ponieważ naczynie ma elastyczne ścianki, występuje związek pomiędzy „rozpychającym” ciśnieniem  $P$  ( $P_1 = P_2 = P$ ) oraz objętością  $V$ . Relacja ta ma postać:

$$V = C P \quad (2)$$

gdzie:  $C$  – stała odkształcalność naczynia [ $\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1}$ ]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

Uwzględnienie niezerowej objętości rezydualnej (zalegającej) naczynia przy ciśnieniu o wartości równej zero, prowadzi do równania (3)

$$V = V_d + C P \quad (3)$$

gdzie:  $C$  – stała odkształcalność naczynia [ $\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1}$ ]  
 $V_d$  – objętość zalegająca [ $\text{ml}$ ] przy ciśnieniu  $P = 0$

Przedstawione powyżej dwa przypadki naczyń mogą sprawiać wrażenie zbyt mocno wyidealizowanych. Zdroworozsądkowe podejście sugeruje bowiem, że po pierwsze w rzeczywistym naczyniu obserwujemy zarówno oporność jak i elastyczność, a po drugie liniowe zależności przedstawione w równaniach (1)-(3) wydają się zbyt proste, aby móc opisać przepływ krwi w rzeczywistym naczyniu. I taka sytuacja ma miejsce w przypadku naczyń o rozmiarach pośrednich. Jednak duże tętnice oraz żyły można traktować jako naczynia elastyczne, ponieważ nawet niewielka różnica ciśnień wywołuje znaczące zmiany objętości. Natomiast oporność jest dobrze widoczna na poziomie małych naczyń takich jak tętniczki, małe naczynia żylne czy naczynia włosowate. W tego typu naczyniach zmiany objętości są mniej istotne w porównaniu z dużymi zmianami ciśnienia (ułatwiający wymianę gazową). Druga wątpliwość dotyczy liniowości równań i związanego z tym zbytniego uproszczenia procesu fizjologicznego. Otóż, liniowa zależność (równanie (1)) pomiędzy przepływem a różnicą ciśnień jest dobrym przybliżeniem stanu rzeczywistego, jeśli dopuści się możliwość zmian parametru  $R$  (rezystancja naczynia). Wtedy równanie (1) przyjmie postać:

$$R = (P_1 - P_2)/Q \quad (4)$$

gdzie:  $R$  – rezystancja naczynia [ $\text{mmHg} \cdot \text{min} \cdot \text{litr}^{-1}$ ]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

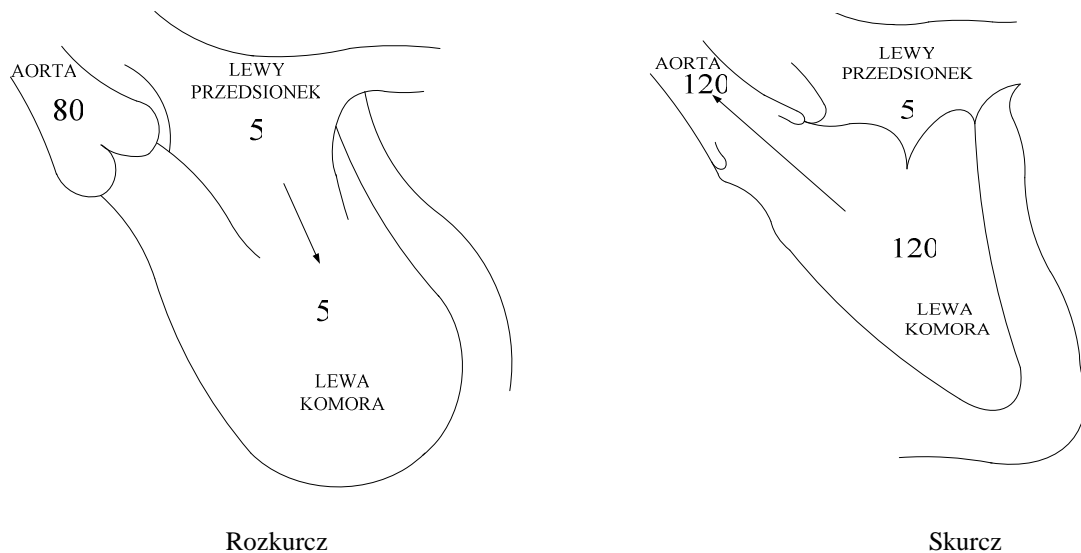
W rzeczywistości  $R$  zmienia się wraz ze zmianą średnicy naczynia. Zmiana ta jest wynikiem skurczu bądź rozluźnienia (relaksacji) mięśni gładkich budujących ściany naczynia. Impuls prowadzący do takiej stymulacji może być generowany przez system nerwowy, hormony oraz inne substancje krążące we krwi.

Niestety nie ma dobrego uzasadnienia poprawności liniowego przybliżenia występującego dla naczyń odkształcalnych (równania (2) i (3)), a liniowy model został tu przedstawiony dla uproszczenia.

## 4.2. Serce jako para pomp

Pompa jest urządzeniem, które tłoczy płyn z obszaru o niskim ciśnieniu ( $P_1$ ) do obszaru o wyższym ciśnieniu ( $P_2 > P_1$ ). Wykonywana jest praca nad płynem, a tempo, w jakim ta praca jest wykonywana, związane jest z wielkością przepływu  $Q$  oraz występującą różnicą ciśnień  $P_2 - P_1$ . Aby scharakteryzować pompę należy podać zależność pomiędzy  $Q$  oraz  $P_1$  i  $P_2$ .

Lewa komora serca wyposażona jest w dwie zastawki: dwudzielną (mitralną) znajdującą się pomiędzy lewym przedsionkiem i lewą komorą oraz aortalną zabezpieczającą ujście do aorty (rys.11.). W fazie rozkurczu (diastole) zastawka mitralna jest otwarta, a aortalna zamknięta. Krew z lewego przedsionka, znajdująca się pod ciśnieniem takim, jakie panuje w żyły płucnej, napełnia lewą komorę. Zatem dla lewej komory  $P_1=P_{pv}=5\text{mmHg}$ . Gdy komora przechodzi w fazę skurczu (systole), zamyka się zastawka mitralna, a otwiera aortalna. Wtedy lewa komora aktywnie pompuje krew do aorty, a za jej pośrednictwem do krążenia systemowego. Zatem dla lewej komory  $P_2=P_{sa}=100\text{mmHg}$ .



Rys.11. Rozkład ciśnień dla lewej komory w fazie rozkurczu i skurczu [12]

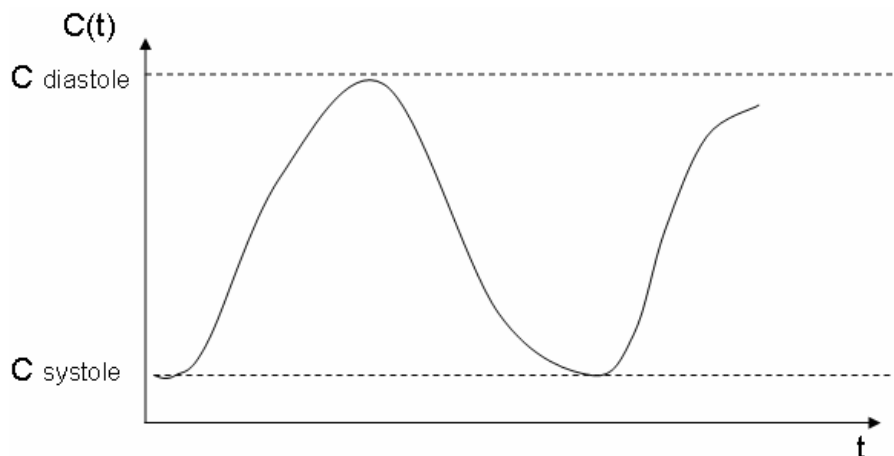
Aby zrozumieć co determinuje wypchnięcie krwi z lewej komory przy takich wartościach ciśnienia, przeprowadzono następujące rozumowanie [12]. Zakłada się, iż lewa komora ma charakter naczynia elastycznego, którego odkształcenie zmienia się w czasie. Zatem objętość takiego naczynia zmienia się w czasie zgodnie z wyrażeniem (5):

$$V(t) = V_d + C(t)P(t) \quad (5)$$

gdzie:  $C(t)$  jest funkcją, której jakościowy charakter przedstawia rys.12.

$V_d$  – objętość zlegająca – nie zależy od czasu [ml]

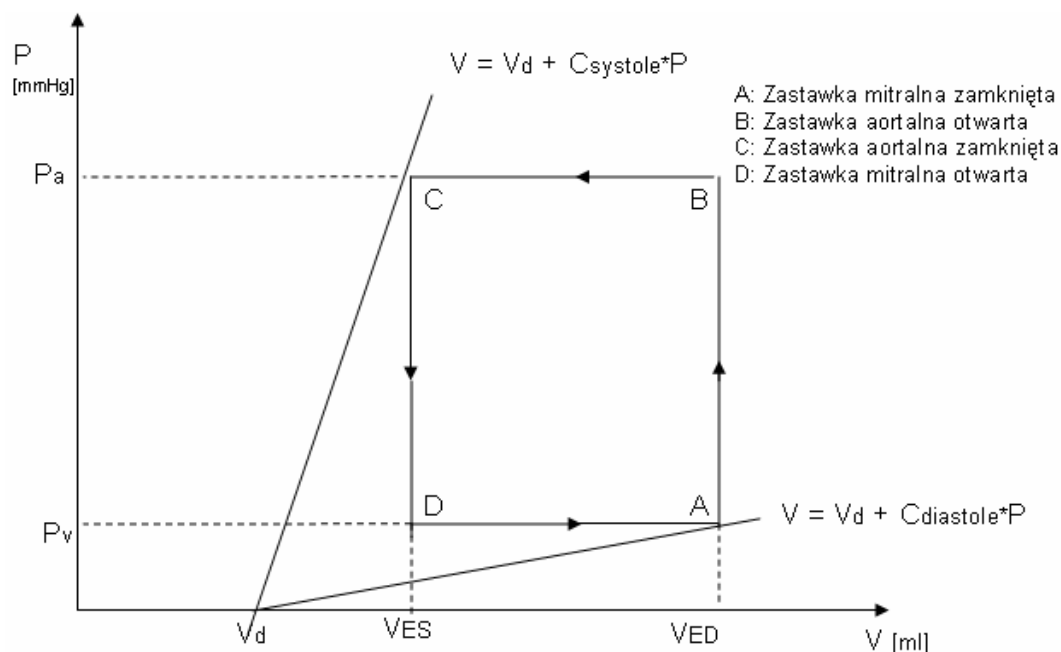
pozostałe oznaczenia jak wyżej



Rys.12. Charakter funkcji  $C(t)$  opisującej zależność elastyczności naczynia od czasu

Funkcja  $C(t)$ , występująca w zależności (5), przyjmuje małe wartości dla  $C_{\text{systole}}$ , kiedy komora znajduje się w fazie skurczu oraz znacznie większe dla  $C_{\text{diastole}}$ , kiedy następuje jej rozkurcz (rys.12). Dla uproszczenia  $V_d$  przyjmuje się, że jest niezależne od czasu.

W oparciu o równanie (5) można skonstruować diagram ciśnienia w funkcji objętości dla cyklu krążenia (rys.13).



Rys.13. Diagram ciśnieniowo-objętościowy cyklu serca

Maksymalna objętość osiągnięta przez komorę na końcu fazy rozkurczu (objętość końcowo- rozkurczowa) dana jest równaniem (6)

$$V_{ED} = V_d + C_{\text{diastole}} P_v \quad (6)$$

gdzie:  $V_{ED}$  – objętość końcowo-rozkurczowa [ml]

$P_v$  – ciśnienie żyłne [mm Hg]

$C_{\text{diastole}}$  – odkształcenie naczynia w rozkurczu [ $\text{ml} \cdot \text{mm Hg}^{-1}$ ]

$V_d$  – objętość zalegająca [ml]

podczas, gdy minimalna objętość obserwowana na końcu skurczu (objętość końcowo-skurczowa)

$$V_{ES} = V_d + C_{\text{systole}} P_a \quad (7)$$

gdzie:  $V_{ES}$  – objętość końcowo-skurczowa [ml]

$P_a$  – ciśnienie w aorcie [mm Hg]

$C_{\text{systole}}$  – odkształcenie naczynia w skurczu [ $\text{ml} \cdot \text{mm Hg}^{-1}$ ]

pozostałe oznaczenia jak wyżej

Zatem rzut jednostkowy serca możemy wyrazić jako

$$SV = V_{\text{stroke}} = V_{ED} - V_{ES} = C_{\text{diastole}} P_v - C_{\text{systole}} P_a \quad (8)$$

gdzie:  $V_{stroke}$  – rzut jednostkowy serca [ml/uderzenie]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

W szczególnym przypadku, gdy  $C_{systole} = 0$ , linia skurczu na rys.12 jest pozioma, co pozwala na zapis rzutu jednostkowego jako:

$$V_{stroke} = C_{diastole} P_v \quad (9)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Wzór (9) staje się niezwykle przydatny w modelowaniu lewej komory serca, pozwala bowiem na wyliczenie rzutu minutowego serca CO jako iloczynu  $V_{stroke}$  i HR.

$$CO = Q = HR * V_{stroke} = HR * C_{diastole} * P_v \quad (10)$$

gdzie: CO – rzut minutowy serca [litr/min]  
HR – tętno [liczba uderzeń/min]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

HR traktujemy jako stałą. W dalszych rozważaniach uwzględnione zostaną zmiany wartości tętna w czasie. Kolejnym krokiem, mającym na celu głównie uproszczenie formy zapisu równań, jest zdefiniowanie współczynnika komory serca:

$$K = HR * C_{diastole} \quad (11)$$

gdzie: K – współczynnik komory serca [ $ml * min^{-1} * mm Hg^{-1}$ ]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

co po podstawieniu do wzoru (10), daje

$$Q = K P_v \quad (12)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

HR jest takie samo dla obu stron serca (pobudzane przez takie same stymulatory pracy serca), stała  $C_{diastole}$  ma większą wartość w cienkościennych prawej komórce w porównaniu z jej wartością w lewej komórce o znacznie grubszych ścianach, dlatego też K jest większe dla prawej niż dla lewej strony serca. Ponadto dwie strony serca są połączone z różnymi systemami naczyń. Zatem do opisu prawego i lewego rzutu minutowego serca wykorzystuje się następujące równania:

$$Q_r = K_r P_{sv} \quad (13)$$

$$Q_l = K_l P_{pv} \quad (14)$$

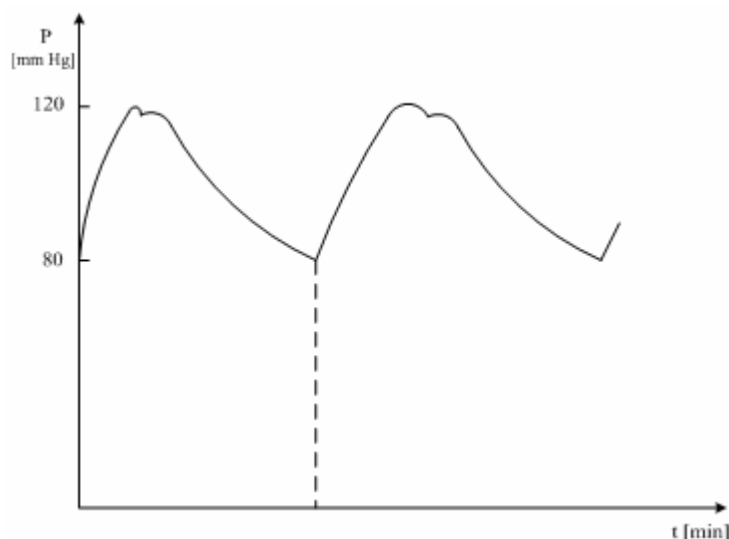
gdzie:  $K_r$  – współczynnik prawej komory serca [ $ml * min^{-1} * mm Hg^{-1}$ ]  
 $K_l$  – współczynnik lewej komory serca [ $ml * min^{-1} * mm Hg^{-1}$ ]  
 $Q_r$  – rzut minutowy prawej komory serca [litr/min]  
 $Q_l$  – rzut minutowy lewej komory serca [litr/min]

Wszystkie powyższe obliczenia prowadzone były przy założeniu, że na zewnątrz serca ciśnienie ma wartość równą zero – ciśnienie odniesienia (atmosferyczne). Jeśli jednak uwzględnimy ciśnienie panujące w klatce piersiowej  $P_{thorax}$ , to rozszerzające ciśnienie podczas fazy skurczu nie jest wyrażone jako  $P_{sv}$  i  $P_{pv}$ , ale  $P_{sv} - P_{thorax}$  i  $P_{pv} - P_{thorax}$ . W rzeczywistości

$P_{\text{thorax}}$  jest lekko ujemne (w porównaniu z wartością ciśnienia atmosferycznego) i wnosi wkład do wzrostu rzutu minutowego serca poprzez zwiększanie końcowo-rozkurczowej objętości  $V_{\text{ED}}$ . Efekt ten został po raz pierwszy zaobserwowany, ponieważ zanikał w momencie otwarcia klatki piersiowej podczas operacji chirurgicznych [12].

### 4.3. Dynamika zmian tętna

W powyższych rozważaniach krążenie opisane zostało tak, jak gdyby wszystkie wartości ciśnień, przepływów oraz objętości były stałe w czasie. Nie jest to jednak podejście zgodne ze



Rys.14. Charakter zmian ciśnienia tętniczego [12]

stanem faktycznym. W rzeczywistości serce wyrzuca krew do tętnic w sposób nieciągły. Podczas skurczów serca ciśnienie krwi gwałtownie wzrasta, a następnie spada w okresie pomiędzy kolejnymi skurczami. Rezultatem przemieszczania się krwi tętniczej w naczyniach jest ciśnienie tętnicze wyczuwalne w miejscach, w których można ucisnąć tętnicę (np. nadgarstek). Charakter zmian ciśnienia tętniczego w czasie został naniesiony na rysunku 14.

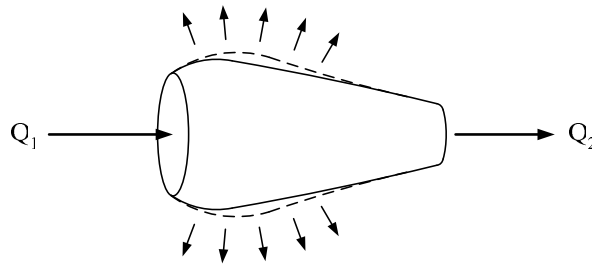
Rezultatem pomiaru ciśnienia tętniczego wykonywanego z użyciem tradycyjnego ciśnieniomierza (mankiet wypełniany powietrzem umieszczony na ramieniu), są dwie wartości: maksymalna – odpowiadająca wartości ciśnienia skurczowego oraz minimalna – odpowiadająca wartości ciśnienia rozkurczowego. W warunkach prawidłowych ciśnienie krwi ma wartość 120/80, co oznacza, że skurczowe ciśnienie tętnicze ma wartość 120mm Hg, a rozkurczowe – 80mm Hg.

Podczas prawidłowej pracy serca ciśnienie skurczowe w tętnicach krążenia dużego oraz ciśnienie w lewej komorze przy otwartej podczas skurczu zastawce aortalnej mają taką samą wartość. Ciśnienie rozkurczowe w komorze ma wartość znacznie niższą od wartości ciśnienia w tętnicach, ponieważ zastawka aortalna pozostaje zamknięta podczas rozkurczu.

Ważną wielkością jest również wartość pulsu. Puls należy rozumieć jako cykliczne rozciąganie się i kurczenie ścian naczyń krwionośnych, wywoływane przemieszczaniem się krwi. Wartości pulsu są różne dla różnych grup wiekowych.

W matematycznym modelu serca i krążenia należy podać zależności jakościowe dla pulsu tętniczego. Poszerzony w ten sposób model może zostać wykorzystany do zaprezentowania w jaki sposób ciśnienia skurczowe i rozkurczowe zależą od parametrów serca i cyrkulacji.

Poglądowy schemat elastycznego naczynia, które nie znajduje się w stanie ustalonym prezentuje rysunek 15.



Rys.15. Schemat odkształcalnego naczynia, w stanie nie będącym stanem ustalonym [12]

Zatem przepływ wejściowy  $Q_1(t)$  nie jest równy przepływowi wyjściowemu  $Q_2(t)$  w każdej chwili. Jeśli przepływy nie są równe, zmianie ulega również objętość naczynia. Zatem jeśli  $V(t)$  oznacza objętość naczynia w chwili  $t$ , to:

$$dV/dt = Q_1 - Q_2 \quad (15)$$

gdzie:  $dV/dt$  – objętość naczynia w czasie [litr/s]  
 $Q_1$  – przepływ wejściowy [litr/s]  
 $Q_2$  – przepływ wyjściowy [litr/s]

Wielkość zmiany objętości naczynia jest równa różnicy pomiędzy przepływem wejściowym i wyjściowym. Kiedy  $V = \text{constans}$ , wtedy  $Q_1 = Q_2$ , co odpowiada relacji dla stanu ustalonego.

Równanie (15) może zostać przekształcone w relację wiążącą ciśnienie w naczyniu z przepływem wejściowym i wyjściowym, poprzez użycie równania dla naczynia odkształcalnego (2) lub (3)

$$V(t) = C P(t) \quad \text{lub} \quad V(t) = C P(t) + V_d$$

Po wprowadzeniu zależności czasowej:  $dV/dt = C dP/dt$  do wzoru (15) otrzymuje się:

$$C dP/dt = Q_1 - Q_2 \quad (16)$$

gdzie:  $C$  – odkształcalność naczynia [ $\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1}$ ]  
 $dP/dt$  – zmiana ciśnienia w czasie [ $\text{mm Hg/s}$ ]  
 pozostałe oznaczenia jak wyżej

Powyższe równanie pozwala na przeanalizowanie relacji dotyczących tętnic systemowych krążenia dużego. Zakładając, że:  $P = P_{sa}$ , ciśnienie tętnicze dla krążenia dużego;  $C = C_{sa}$ , odkształcalność tętnic dla krążenia dużego;  $Q_1 = Q_l$  przepływ wyjściowy z lewej części serca;  $Q_2 = Q_s$  przepływ krwi przez tkanki systemowe, a

$$Q_s = P_{sa}/R_s \quad (17)$$

pod warunkiem, że  $P_{sv} \ll P_{sa}$ , równanie (16) przyjmuje postać:

$$C_{sa} dP_{sa}/dt = Q_l(t) - P_{sa}/R_s \quad (18)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Podczas rozkurczu, kiedy zastawka aortalna pozostaje zamknięta,  $Q_1 = 0$  rozwiązaniem równania (18) będzie

$$P_{sa}(t) = P_{sa}(0)\exp(-t/(R_s C_{sa})) \quad (19)$$

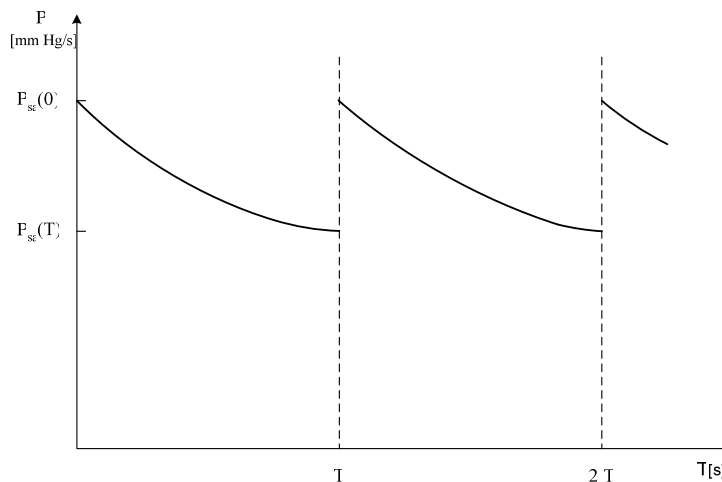
gdzie:  $P_{sa}(0)$  – ustalona pozostałość [mm Hg /s]  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

Aby określić wartość pozostałości  $P_{sa}(0)$ , należy rozważyć skurcz komory. Stosuje się upraszczające założenie, że całkowity rzut jednostkowy serca  $\Delta V_0$  jest wyrzucany z serca natychmiastowo, co z kolei wyklucza możliwość wykorzystania równania (18). Jeśli wyrzut jest wyidealizowany poprzez stwierdzenie, że zachodzi on natychmiastowo, wtedy  $Q_1(t)$  jest równy nieskończoności dla czasu równego zero podczas skurczu, ale w takim wypadku całka z  $Q_1(t)$  przez każdy skurcz jest skończoną wartością  $\Delta V_0$ . Do opisu takiej sytuacji wykorzystuje się następujące rozumowanie. Po pierwsze należy znaleźć zmiany ciśnienia powstające w naczyniach w czasie gwałtownej zmiany objętości  $\Delta V_0$ , korzystając z równania dla naczyń elastycznych ( $V = CP + V_d$ ). W efekcie otrzymuje się równanie (20).

$$\Delta V_0 = C_{sa} \Delta P_{sa} \quad (20)$$

gdzie:  $\Delta V_0$  – zmiana objętości [ml/s]  
 $C_{sa}$  – odkształcalność tętnic krążenia dużego [ml\*mmHg<sup>-1</sup>]  
 $\Delta P_{sa}$  – zmiana ciśnienia w naczyniach krążenia dużego w czasie [mm Hg/s]

Następnie zakłada się, że tętno jest zjawiskiem periodycznym, co oznacza, że pomiędzy dwoma kolejnymi uderzeniami serca wszystkie zjawiska są dokładnie powtórzone. Jeśli  $T$  będzie okresem pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca, wtedy tętno można wyrazić jako  $1/T$ , a w konsekwencji rozkurczowe ciśnienie tętnicze jako  $P_{sa}(T)$ , a skurczowe –  $P_{sa}(0)$  (rys. 16).



Rys.16. Periodyczne zachowywanie się ciśnienia w czasie [12]

Skok ciśnienia spowodowany wyrzuceniem krwi można wyrazić jako:

$$\Delta P_{SA} = P_{sa}(0) - P_{sa}(T) \quad (21)$$

gdzie:  $\Delta P_{SA}$  – skok ciśnienia wywołany wyrzuceniem krwi z serca [mm Hg/s]  
 $P_{sa}(0)$  – skurczowe ciśnienie tętnicze [mm Hg/s]  
 $P_{sa}(T)$  – rozkurczowe ciśnienie tętnicze [mm Hg/s]

Jeśli w równaniu (19)  $t=T$ , a równanie (21) zostanie podstawione do (20), można uzyskać parę równań dla  $P_{sa}(0)$  i  $P_{sa}(T)$ .



$$P_{sa}(T) = \Theta P_{SA}(0) \quad (22)$$

$$\Delta V_0 / C_{sa} = P_{sa}(0) - P_{sa}(T) \quad (23)$$

gdzie:  $\Theta = \exp(-T/(R_s C_{sa}))$  (24)  
pozostałe oznaczenia jak wyżej

Warto zauważyć, że  $0 < \Theta < 1$ . Rozwiązania równań (22) i (23) są następujące

$$P_{sa}(0) = \Delta V_0 / (C_{sa}(1 - \Theta)) \quad (25)$$

$$P_{sa}(T) = \Delta V_0 \Theta / (C_{sa}(1 - \Theta)) \quad (26)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Powyższe formuły pozwalają na matematyczną prezentację zależności ciśnienia skurczowego i rozkurczowego w funkcji rzutu jednostkowego serca, odkształcalności tętnic, rezystancji systemowej oraz tętna. Odjęcie stronami tych równań doprowadzi do uzyskania równania (23), będącego równaniem pulsu.

Średnie ciśnienie tętnicze definiuje się jako:

$$\langle P_{sa} \rangle = \frac{1}{T} \int_0^T P_{sa}(t) dt \quad (27)$$

gdzie:  $\langle P_{sa} \rangle$  - średnie ciśnienie tętnicze [mm Hg]

$P_{sa}(t)$  - zmiana ciśnienia w naczyniach krążenia dużego w czasie [mm Hg/s]

$T$  - okres pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca [s]

Jest to aproksymacja średniej z  $N$  próbek funkcji  $P_{sa}(t)$  branej w równych przedziałach czasowych (okres od 0 do  $T$ ). Aproksymacja staje się coraz bardziej odpowiadająca rzeczywistości, gdy  $N \rightarrow \infty$ . Można sprawdzić, że

$$\langle P_{sa} \rangle = \Delta V_0 R_s / T \quad (28)$$

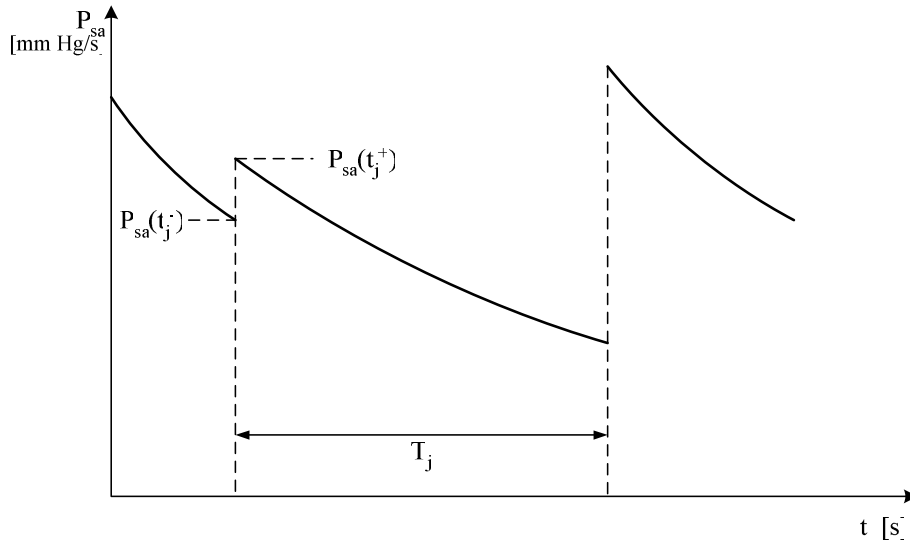
gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Jeśli  $\Delta V_0 / T$  jest rzutem minutowym serca, równanie (28) można interpretować jako  $\langle P_{sa} \rangle = QR_s$ , co odpowiada stanowi ustalonemu (pod warunkiem pominięcia  $P_{sv}$ ). Zależność ta staje się zatem dobrym wytłumaczeniem dla równoczesnej prawdziwości modelu stanu ustalonego krążenia oraz modelu krążenia pulsacyjnego. Ilości widoczne w „statycznym” (ustalonym) modelu, są bowiem wartością średnią związaną z ilością pulsacji w określonym przedziale czasowym.

Zdefiniowane wyrażenie na puls tętniczy jest prawdziwe jedynie w przypadku periodycznym, gdzie wszystko powtarza się od jednego uderzenia do następnego. Nie jest to jednak całkiem poprawne podejście, ponieważ nawet w przypadku prawidłowej cyrkulacji, tętno i rzut jednostkowy zmieniają się w odpowiedzi na różne fazy oddechu. Założenie o periodyczności jest jeszcze mniej właściwe dla przypadków z anormalnym rytmem serca, gdzie kolejne uderzenia serca mogą być ewidentnie różne, zarówno w czasie trwania jak i w wielkości rzutu jednostkowego. Ekstremalnym przypadkiem nieperiodycznego pulsu jest rozważenie, co dzieje się w sytuacji, gdy serce zaczyna działać tuż po zatrzymaniu akcji serca, kiedy to początkowo ciśnienie tętnicze jest bardzo niskie, a następnie rośnie do wartości równowagowej poprzez kilka kolejnych uderzeń.

Jeśli rzut jednostkowy i koordynacja pracy serca różnią się od uderzenia do uderzenia, potrzebne są równania, które zamodelują to, co dzieje się przy każdym uderzeniu.

Niech  $j = 1, 2, \dots$ , będzie indeksem numerującym kolejne uderzenia serca. Niech  $t_j$  będzie czasem, w którym zdarzy się uderzenie nr  $j$  oraz niech  $\Delta V_j$  będzie odpowiednim rzutem jednostkowym serca. Skok ciśnienia  $P_{sa}(t)$  w czasie  $t_j$  (rys. 17), implikuje potrzebę rozróżnienia ciśnienie tętniczego tuż przed i tuż po wyrzucie krwi z serca.



Rys.17. Skok ciśnienia w czasie  $t_j$  [12]

Niech  $P_{sa}(t_j^-)$  = ciśnienie tętnicze tuż przed wyrzutem serca (diastolic), a  $P_{sa}(t_j^+)$  = ciśnienie tętnicze tuż po wyrzucie z serca (systolic). Pomiędzy uderzeniami serca, tak jak wcześniej:

$$C_{sa} \frac{dP_{sa}}{dt} = - P_{sa}/R_s \quad (29)$$

gdzie: oznaczenia jak wyżej

ale teraz rozwiązanie może być zapisane w następującej formie:

$$P_{sa}(t) = P_{sa}(t_j^+) \exp(-(t-t_j)/(R_s C_{sa})) \quad (30)$$

dla  $t_j < t < t_{j+1}$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Kładąc  $t = t_{j+1}^-$  :

$$P_{sa}(t_{j+1}^-) = P_{sa}(t_j^+) \Theta_j \quad (31)$$

$$\text{gdzie: } \Theta_j = \exp(-T_j/(R_s C_{sa})) \quad (32)$$

$$T_j = t_{j+1} - t_j \quad (33)$$

pozostałe oznaczenia jak wyżej

Rozwiązanie równania (31) daje wartość ciśnienia rozkurczowego tuż przed  $j+1$  uderzeniem w zależności od ciśnienia skurczowego tuż po uderzeniu  $j$ .

Równanie dla skoku ciśnienia tętniczego podczas uderzenia  $j$  przyjmuje postać:

$$P_{sa}(t_j^+) = P_{sa}(t_j^-) + \Delta V_j / C_{sa} \quad (34)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Mając daną sekwencję czasu  $t_j$ , rzut jednostkowy  $\Delta V_j$  razem ze stałymi parametrami  $C_{sa}$  oraz  $R_s$  oraz jeśli znane jest ciśnienie rozkurczowe tuż przed pierwszym uderzeniem, to wykorzystując równanie (34) można znaleźć ciśnienie skurczowe tuż po tym uderzeniu. Następnie wykorzystując równanie (31) odnajduje się wartość ciśnienia rozkurczowego osiąganą tuż przed następnym uderzeniem. Powtarzając to rozumowanie można przewidywać wszystkie sekwencje ciśnień rozkurczowych i skurczowych jakkolwiek nieregularne by one nie były.

Prawidłowe równania dla nieperiodycznej sytuacji, powinny zawierać informację o periodycznej wartości pulsu tętniczego, jako szczególnego przypadku. I tak zakładając, że uderzenia serca są regularne, otrzymuje się  $t_{j+1} - t_j = T$  oraz  $\Delta V_j = \Delta V_0$  dla wszystkich  $j$ . Wtedy  $\Theta_j$  redukuje się do  $\Theta$  a równania (31) i (34) przybierają postać:

$$P_{sa}(t_{j+1}^-) = P_{sa}(t_j^+) \Theta \quad (35)$$

$$P_{sa}(t_j^+) = P_{sa}(t_j^-) + \Delta V_0 / C_{sa} \quad (36)$$

gdzie: wszystkie oznaczenia jak wyżej

Rozwiązaniem tych równań, w których  $P_{sa}(t_j^+)$  oraz  $P_{sa}(t_j^-)$  są niezależne od  $j$

$$P_{sa}(t_j^+) = P_{sa}^+ \quad (\text{ciśnienie skurczowe}) \quad (37)$$

$$P_{sa}(t_j^-) = P_{sa}^- \quad (\text{ciśnienie rozkurczowe}) \quad (38)$$

będą:

$$P_{sa}^- = P_{sa}^+ \Theta \quad (39)$$

$$P_{sa}^+ = P_{sa}^- + \Delta V_0 / C_{sa} \quad (40)$$

Widać zgodność powyższych rozwiązań z równania jak (22) i (23) dla periodycznego ciśnienia skurczowego i rozkurczowego, co potwierdza fakt, iż teoria nieperiodycznego pulsu tętniczego zawiera przypadek periodyczny.

## 5. Podstawy fizyczne kardiologii nuklearnej

Medycyna nuklearna jest gałęzią medycyny, zajmującą się diagnostyką i terapią chorób z wykorzystaniem substancji znakowanych izotopami promieniotwórczymi, a jednym z jej głównych działów jest kardiologia nuklearna.

Rok 1927 przyjmuje się za datę narodzin kardiologii nuklearnej, w tym roku bowiem H. Bulmagart i S. Waiss po raz pierwszy dokonali pomiaru czasu krążenia [13]. Pomiar ten został wykonany w oparciu o analizę czasu przemieszczania się podanego dożylnie radonu. Następne wzmianki dotyczące pomiaru czasu przejścia radioznacznika przez serce z wykorzystaniem licznika Geigera-Mullera, pojawiły się dwadzieścia jeden lat później (1948r.), kiedy M. Printzmetal i E. Corday opisali metodę zwaną radiokardiografią. Kolejnym krokiem było wprowadzenie do pomiarów liczników scyntylicyjnych. Do szerszego zastosowania metody przyczyniło się jednak w głównej mierze wprowadzenie w roku 1962 przez Donato i współpracowników analizy ilościowej do oceny uzyskiwanych radiogramów. Trzy lata później G. Hoffman i N. Klenie zastosowali technikę bramkowania uzyskiwanych obrazów sygnałem EKG (elektrokardiografia). Wszystkie wyżej opisane badania prowadzone były z wykorzystaniem pojedynczych sond. Dopiero rozwój systemów komputerowych i

wprowadzenie gamma kamer pozwoliły na skrócenie czasu akwizycji przy jednoczesnej optymalizacji jakości uzyskiwanych obrazów [13].

Podstawy fizyczne kardiologii nuklearnej wiążą się w głównej mierze z oddziaływaniem kwantów promieniowania gamma z materią oraz z właściwą detekcją tego procesu.

## 5.1. Podstawowe prawa i definicje

### PRAWO ROZPADU PROMIENIOTWÓRCZEGO [14, 15]

Prawo rozpadu promieniotwórczego podaje zależność pomiędzy liczbą atomów przed i po rozpadzie.

$$N_t = N_0 e^{-\lambda t} \quad (41)$$

gdzie:  $N_T$  – liczba jąder, które nie uległy rozpadowi

$N_0$  – początkowa liczba jąder

$\lambda$  – stała rozpadu [ $s^{-1}$ ]

$t$  – czas [s]

### ROZPAD SUKCESYWNY [14, 15]

Rozpad sukcesywny zachodzi w sytuacji, kiedy powstające w czasie rozpadu promieniotwórczego jądra są także promieniotwórcze i rozpadają się z charakterystyczną stałą rozpadu.

$$\frac{dN_A}{dt} = -\lambda_A N_A \quad (42)$$

$$\frac{dN_B}{dt} = \lambda_A N_A - \lambda_B N_B \quad (43)$$

gdzie:  $N_A$  – liczba jąder pierwiastka promieniotwórczego A

$N_B$  – liczba jąder pierwiastka promieniotwórczego B

$\lambda_A$  – stała rozpadu izotopu promieniotwórczego A [ $s^{-1}$ ]

$\lambda_B$  – stała rozpadu izotopu promieniotwórczego B [ $s^{-1}$ ]

Zmiana w czasie aktywności preparatu, w którym zachodzą rozpady sukcesywne będzie miała postać:

$$A = A_A + A_B \quad (44)$$

gdzie:  $A$  – całkowita aktywność próbki [Bq]

$A_A$  – aktywność pochodząca od pierwszego izotopu promieniotwórczego [Bq], wyrażona zależnością:

$$A_A = \lambda_A N_{0A} e^{-\lambda_A t} \quad (45)$$

$A_B$  – aktywność pochodząca od drugiego izotopu promieniotwórczego [Bq], wyrażona zależnością:

$$A_B = \lambda_B N_B = N_{0A} \lambda_B \frac{\lambda_A}{\lambda_B - \lambda_A} (e^{-\lambda_A t} - e^{-\lambda_B t}) \quad (46)$$

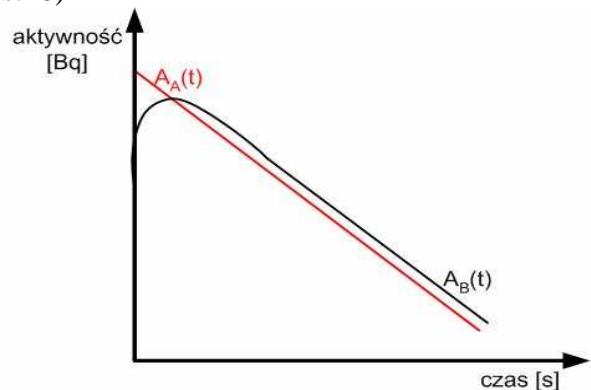
pozostałe oznaczenia jak wcześniej.

Szczególnym przypadkiem rozpadu sukcesywnego jest tzw. RÓWNOWAGA PRZEJŚCIOWA występująca, gdy stałe rozpadu promieniotwórczego występujących w próbce izotopów różnią się od siebie. I tak dla sytuacji, gdy  $\lambda_A < \lambda_B$  ( $T_{1/2 A} > T_{1/2 B}$ ) (obserwowana dla rozpadu np.  $^{99}\text{Mo} \rightarrow ^{99m}\text{Tc}$ ) (rys.18)

$$A_B(t) = A_A(t) \frac{\lambda_B}{\lambda_B - \lambda_A} \quad (47)$$

gdzie:  $A_B(t)$  – zmiana aktywności pierwiastka promieniotwórczego (powstającego po rozpadzie izotopu promieniotwórczego) w czasie [Bq]

$A_A(t)$  – zmiana aktywności pierwiastka macierzystego w czasie [Bq]  
pozostałe oznaczenia jak wcześniej



Rys.18. Równowaga przejściowa

#### STAŁA ROZPADU [14, 15]

Stała rozpadu promieniotwórczego  $\lambda$  jest wielkością charakterystyczną dla danego izotopu i wyraża się wzorem:

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (48)$$

gdzie:  $T_{1/2}$  – czas połowicznego rozpadu [s]

AKTYWNOŚĆ [14, 15] próbki jest związana z liczbą jąder, które mogą ulec rozpadowi.

$$A = \lambda \cdot N \quad (49)$$

gdzie:  $A$  – aktywność [Bq]  
 $\lambda$  – stała rozpadu [ $\text{s}^{-1}$ ]  
 $N$  – liczba jąder

Ponieważ  $\lambda$  jest stałą, równanie (49) można zapisać:

$$A_t = A_0 e^{-\lambda t} \quad (50)$$

gdzie:  $A_t$  – aktywność po czasie  $t$  [Bq]  
 $A_0$  – aktywność początkowa [Bq]  
 $\lambda$  – stała rozpadu [ $\text{s}^{-1}$ ]  
 $t$  – czas [s]

#### ŚREDNI CZAS ŻYCIA [13, 15]

Średni czas życia jest to wielkość charakterystyczna dla danego atomu, pokazująca ile wynosi średni czas życia atomu zanim ulegnie on rozpadowi. Wielkość ta wyliczana jest ze wzoru:

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = 1.443 \cdot T_{1/2} \quad (51)$$

gdzie:  $\lambda$  – stała rozpadu [ $s^{-1}$ ]

$T_{1/2}$  – czas połowicznego rozpadu [s]

## 5.2. Oddziaływanie promieniowania gamma z materią

Fotony gamma przechodząc przez ośrodek materialny mogą oddziaływać z elektronami silnie związanymi w atomach, z jądrami atomowymi, z elektronami walencyjnymi oraz z polem elektrycznym jąder i elektronów. Skutkiem tych oddziaływań może być absorpcja fotoelektryczna fotonów, rozpraszanie koherentne (bez zmiany energii fotonów), rozpraszanie niekoherentne (ze zmianą energii fotonu) oraz tworzenie par elektronowo-pozytonowych [3, 15].

Przechodząca przez ośrodek skolimowana, monochromatyczna wiązka promieniowania gamma ulega osłabieniu, a jej natężenie może być wyliczone w oparciu o wzór (52)

$$I = I_0 e^{-(\sigma\rho)x} = I_0 e^{-\mu\rho x} \quad (52)$$

gdzie:  $I$  – natężenie wiązki, która przeszła przez materiał o grubości  $x$  [liczba fotonów\* $m^{-2}$ \* $s^{-1}$ ]

$I_0$  – natężenie wiązki padającej [liczba fotonów\* $m^{-2}$ \* $s^{-1}$ ]

$\sigma$  – liniowy współczynnik osłabienia [ $cm^{-1}$ ]

$x$  – grubość warstwy materiału [cm]

$\mu$  – całkowity masowy współczynnik osłabienia wiązki promieniowania [ $cm^2/g$ ]

$\rho$  – gęstość absorbenta [ $g/cm^3$ ]

Zarówno w przypadku procedur związanych z obrazowaniem w kardiologii nuklearnej, gdzie energie najczęściej stosowanych radiofarmaceutyków wynoszą odpowiednio 140keV ( $^{99m}Tc$ ) oraz 169keV ( $^{210}Tl$ ), jak również z punktu widzenia wszystkich pozostałych procedur, w których energie stosowanych radioizotopów zawierają się w przedziale energii 30 – 400keV, istotne znaczenie w osłanianiu fotonów gamma mają zjawisko Comptona oraz efekt fotoelektryczny.

## 5.3. Radiofarmaceutyki

Radiofarmaceutyk jest substancją, która zawiera w swym składzie izotop promieniotwórczy i może być wykorzystywany zarówno jako znacznik w procedurach diagnostycznych, jak również wywoływać efekt terapeutyczny. Radiofarmaceutyki stosowane w kardiologii nuklearnej pełnią rolę znaczników promieniotwórczych.

W budowie radiofarmaceutyku wyróżnia się dwa główne składniki:

1) **izotop promieniotwórczy** – zasadnicza część budująca radiofarmaceutyk, odpowiadająca za emisję kwantów gamma. W niektórych przypadkach nie ma konieczności łączenia izotopu promieniotwórczego z ligandem ze względu na występowanie naturalnego, wysokiego powinowactwa danego izotopu do badanej tkanki. Taka sytuacja ma miejsce w przypadku stosowania izotopu  $^{201}Tl$ . W większości przypadków wymagane jest jednak dołączenie ligandu. Tak postępuje się podczas wykorzystywania  $^{99m}Tc$ ;

2) **ligand** – niepromieniotwórcza część radiofarmaceutyku wykazująca wysokie powinowactwo do gromadzenia się w określonym narządzie (badanie statyczne) lub

wchodzenia w cykl charakterystycznych dla danego narządu przemian (badania dynamiczne). W przypadku badań serca z wykorzystaniem  $^{99m}\text{Tc}$ , jako ligand stosuje się MIBI (metoksy izobutylo-izonitryl) oraz Myoview (tetrafosmina)

Stosowane w kardiologii nuklearnej radiofarmaceutyki muszą spełniać następujące wymagania:

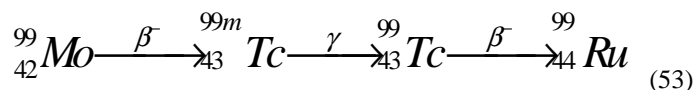
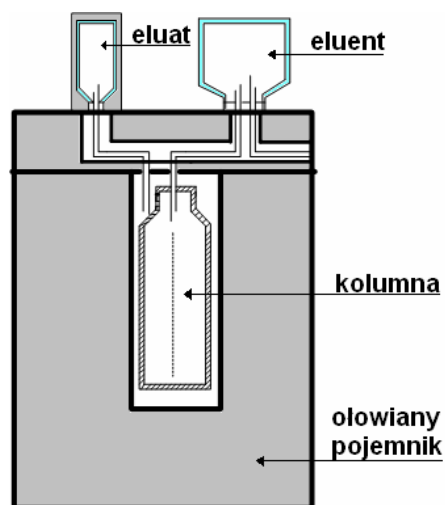
- ✓ powinny być sterylne, czyli pozbawione drobnoustrojów, wyjałowione;
- ✓ apyrogenne, czyli nie mogą wywoływać gorączki;
- ✓ bezpieczne dla pacjenta i personelu (najkorzystniejsze jest wykorzystanie źródeł promieniowania gamma)
- ✓ niskoenergetyczne (przedział dopuszczalnych energii 30-400keV);
- ✓ powinny cechować się krótkim efektywnym okresem połowicznego rozpadu, co ma na celu zabezpieczenie dróg wydalania przed niepotrzebnym napromienieniem;
- ✓ muszą być trwałe (nie może dojść do rozpadu kompleksu w organizmie pacjenta);
- ✓ dużą zaletą jest również niska cena radiofarmaceutyków, co pozwoli na zmniejszenie kosztów badań zwiększając ich dostępność dla pacjentów [3].

Wszystkie radiofarmaceutyki wykorzystywane w badaniach kardiologii nuklearnej podawane są pacjentom drogą dożylną, a dystrybucja radioizotopu w organizmie pacjenta zależy od:

- właściwości fizykochemicznych radioizotopu,
- własności ligandu,
- modyfikującego wpływu organizmu (wychwyt zależy m.in. od stanu układu krążenia, równowagi jonowej, pH, czynników modyfikujących ostateczne wiązanie kompleksu z odpowiednim receptorem).

Izotopy promieniotwórcze stosowane w badaniach serca wytwarzane są w oparciu o dwie metody. Izotop  $^{201}\text{Tl}$  wytwarzany jest w cyklotronach w reakcji  $^{200}\text{Hg} (d,n) ^{201}\text{Tl}$ , natomiast izotop  $^{99m}\text{Tc}$  uzyskiwany jest z kolumn generatorowych. Izotop  $^{201}\text{Tl}$  jest źródłem promieniowania X o energii 80keV oraz gamma o energii 169keV. Natomiast  $^{99m}\text{Tc}$  emituje promieniowanie gamma o energii 140keV.

Najczęściej stosowaną w rutynowej diagnostyce kolumną generatorową jest kolumna molibdenowo-technetowa. Pierwiotkiem macierzystym jest tutaj radioizotop  $^{99}\text{Mo}$  o czasie połowicznego rozpadu = 66godzin, który w wyniku rozpadu  $\beta^-$  daje  $^{99m}\text{Tc}$  ( $T_{1/2} = 6$ godzin).

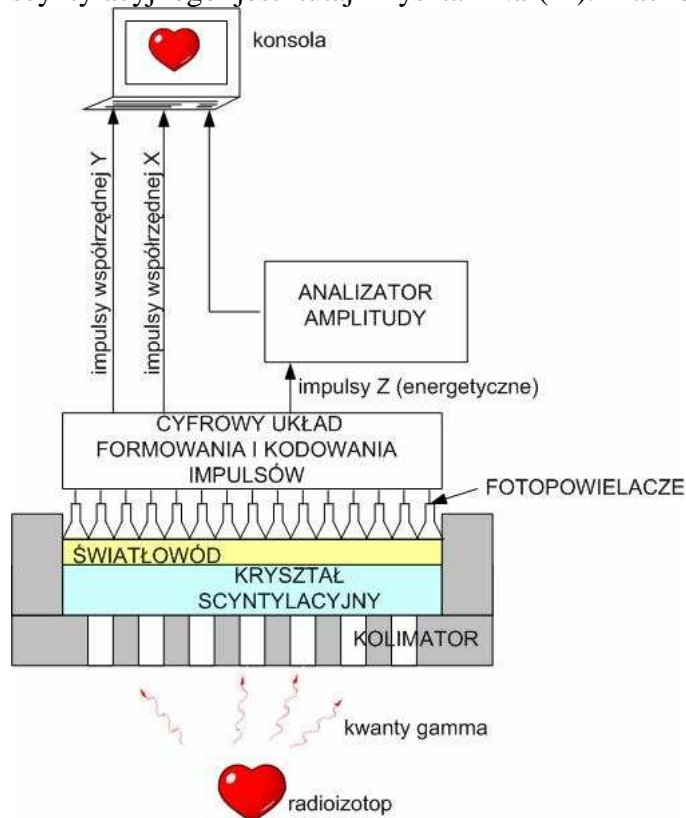


Wykonana ze szkła lub pleksiglasu kolumna wypełniana jest tlenkiem glinu z zaadsorbowanym molibdenem (rys.22). Do przemywania kolumny stosuje się 0.9% roztwór soli fizjologicznej (NaCl). Zaleca się płukanie kolumny raz na dobę. Wcześniejsze przepłukanie powoduje wzrost zawartości  $^{99}\text{Mo}$ , a spadek  $^{99m}\text{Tc}$  w uzyskiwanym eluacie. Podawana przez producentów [16] wydajność kolumny wynosi ok. 80%.

Rys.19. Schemat kolumny molibdenowo-technetowej

## 5.4. Budowa gamma kamery

Podstawowym a jednocześnie najdroższym elementem budującym gamma kamerę (rys.20) jest detektor scyntylacyjny o kształcie prostokąta lub koła i wymiarze przekątnej (średnicy) zawierającym się między 30 a 70cm. Głównym elementem składowym detektora scyntylacyjnego jest tutaj kryształ NaI(Tl). Zachowanie wysokiej jednorodności podczas



Rys.20. Schemat gamma kamery

otrzymywania kryształu implikuje wysoką cenę urządzenia. Na tylnej powierzchni kryształu umieszczone są fotopowielacze w liczbie od 20-120 sztuk. Aby przeciwdziałać utracie rejestrowanego sygnału fotopowielacze połączone są z kryształem za pomocą światłowodów. Scyntylator (kryształ NaI(Tl)) wraz z fotopowielaczami stanowią główne elementy licznika scyntylacyjnego. Zasada działania detektora tego typu jest niezwykle prosta. Docierający do powierzchni kryształu kwant promieniowania gamma, powoduje w nim powstawanie rozbłysku światła (scyntyłacja). Powstające w ten sposób fotony, poprzez światłowód docierają do fotokatody, skąd wybijany jest elektron (nazywany fotoelektronem). Każdy fotoelektron jest następnie przyspieszany polem elektrycznym w kierunku pierwszej z dynod układu fotopowielacza. Uderzenie rozprzeczonych fotoelektronów w

powierzchnię dynody powoduje wybijanie z jej powierzchni elektronów wtórnych. Każdy elektron wtórny wyzwala z powierzchni kolejnych, znajdujących się na coraz wyższych potencjałach dynod kolejne elektrony. W ten sposób liczba elektronów zaczyna zwiększać się w sposób lawinowy. Tak zwielokrotniony strumień elektronów dociera do anody zbiorczej i daje w obwodzie fotopowielacza impuls prądu. Przepływający prąd daje spadek napięcia na oporniku i w ten sposób powstaje impuls napięciowy. Amplitudy tak otrzymywanych impulsów napięciowych są proporcjonalne do energii kwantów promieniowania gamma deponowanej w scyntylatorze. Zanim kwanty gamma dotrą do powierzchni kryształu, przechodzą wstępną selekcję. Urządzeniami, które są do tego wykorzystywane są kolimatory montowane na przedniej powierzchni kryształu. Kolimator jest płytą ołowianą o rozmiarach zbliżonych do rozmiarów kryształu scyntylacyjnego. W obrębie płyty nawiercone są otwory, przez które fotony gamma o odpowiedniej energii docierają do powierzchni kryształu. Im wyższa jest rejestrowana energia tym grubszy jest kolimator. W zależności od ilości otworów kolimatory dzieli się na jedno- i wielootworowe, a w każdej z tych grup wyróżnia się kolimatory równoległe, ogniskujące i rozbieżne (ma to związek z kątem nawiercenia otworu w płycie ołowianej). Typowym kolimatorem wykorzystywanym podczas badań serca jest kolimator niskoenergetyczny, wielootworowy, równoległootworowy.

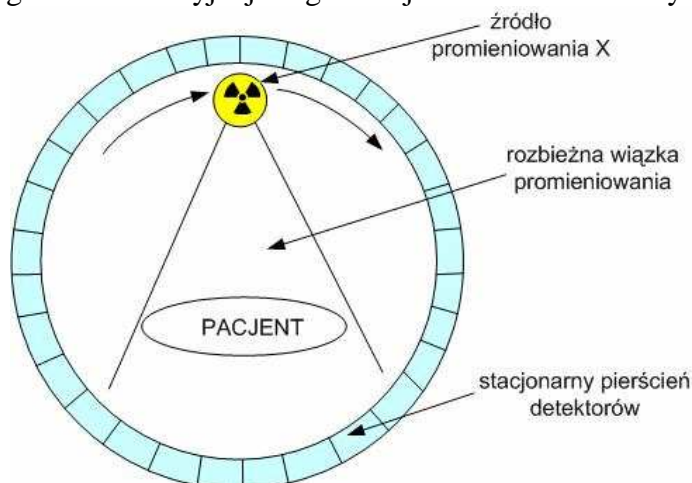


Otrzymywany na wyjściu detektora scyntylacyjnego impuls napięcia trafia do tzw. układu kodowania i formowania impulsów, a następnie do analizatora amplitudy. Układ kodowania i formowania impulsów koduje informacje przy użyciu trzech współrzędnych x, y i z, przy czym współrzędne x i y mają związek z położeniem, natomiast współrzędna z energia.

Uzyskany sygnał przesyłany jest do komputera, na ekranie którego prezentowany jest obraz podczas trwania procedury akwizycyjnej, a następnie jest on przesyłany do dalszej analizy wykonywanej przez lekarza specjalistę.

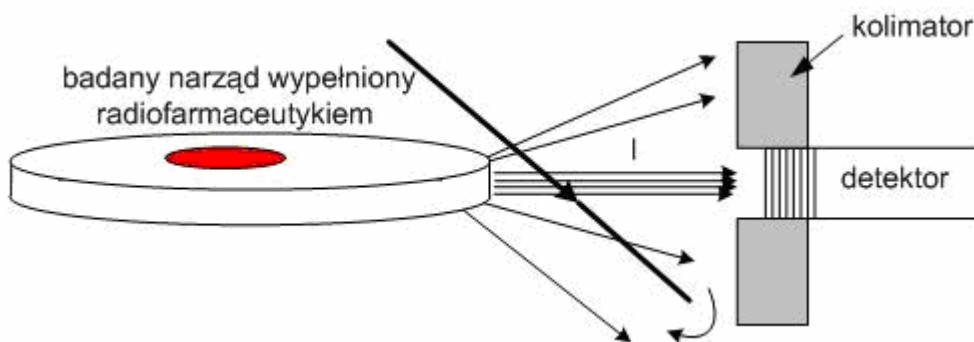
W tym miejscu warto podkreślić różnicę pomiędzy tomografią transmisyjną i emisyjną. Przykładem typowej tomografii transmisyjnej jest konwencjonalna rentgenowska tomografia komputerowa (CT).

Ogólną zasadę tego typu akwizycji można sformułować w następujący sposób. Lampa rentgenowska (źródło promieniowania X) wraz z układem detektorów służą do pomiaru względnych natężeń wiązki promieniowania po przejściu przez badany obiekt, w tym przypadku przez ciało pacjenta. W tym miejscu należy jednakże zaznaczyć, iż tomografia transmisyjna może być również realizowana bez udziału promieniowania X. W takim przypadku emiter promieniowania gamma umieszczany jest naprzeciw głowicy gamma kamery. Głowica jest w takich przypadkach detektorem promieniowania gamma pochodzącego z ciała pacjenta, ale również promieniowania gamma z źródła określanego roboczo jako źródło transmisyjne. Dlatego też w przypadku hybryd SPECT-CT należy zwrócić uwagę na fakt, iż CT bywa używane w znaczeniu tomografii transmisyjnej z wykorzystaniem promieniowania gamma, a nie rentgenowskiej (promieniowanie X). Schemat zasady działania tomografii transmisyjnej IV generacji zamieszczono na rys.21



Rys.21. Zasada działania tomografii transmisyjnej (np. CT)

Tomografia emisyjna opiera się natomiast na detekcji promieniowania pochodzącego z ciała pacjenta. Schemat ogólnej zasady działania tomografii emisyjnej został przedstawiony na rysunku 22.



Rys.22. Zasada działania tomografii emisyjnej (np. SPECT)

Różnicowanie zmian patologicznych w obrazach wykonywanych obydwoma technikami opiera się w głównej mierze na analizie kontrastu pomiędzy zmianą i jej otoczeniem. Okazuje się, że gromadzenie się znacznika w badanym obszarze skutkuje większym poziomem kontrastu niż ma to miejsce w przypadku kontrastu wynikającego z różnic w poziomie absorpcji. Stąd wniosek, iż bardzo dobrych jakościowo obrazach tomografii transmisyjnej można nie wyodrębnić zmian dobrze widocznych w jakościowo gorszych obrazach tomografii emisyjnej [17]. Dodatkowo coraz częściej promuje się wyposażanie zakładów w aparaty hybrydowe SPECT-CT pozwalające na uzyskanie obrazów łączących zalety obu technik.

### 5.5. Podstawowe procedury kardiologii nuklearnej

Do podstawowych procedur kardiologii nuklearnej zalicza się [13]:

- ❖ metodę pierwszego przejścia,
- ❖ metodę wentrykulografii radioizotopowej,
- ❖ badanie perfuzyjne mięśnia sercowego,
- ❖ badanie planarne.

**Technika pierwszego przejścia** polega na rejestracji aktywności nad sercem po dożylnym podaniu radioznacznika w małej objętości – ok.0.5ml (tzw. bolus). Akwizycja sygnału ma charakter ciągły, co pozwala na zarejestrowanie przejścia radioznacznika przez żyłę główną górną, przedsionek prawy, komorę prawą, tętnicę płucną, krążenie płucne, lewy przedsionek, lewą komorę i wejście do aorty.

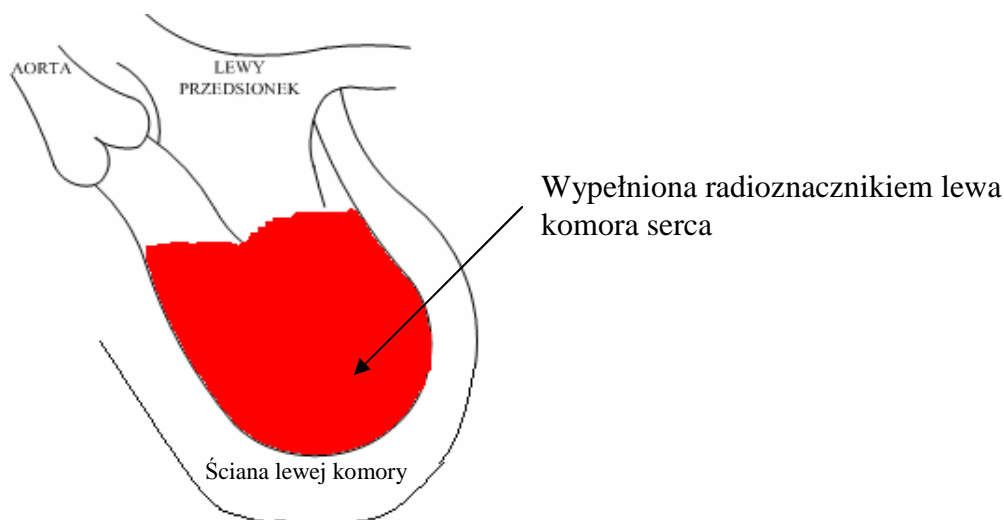
Do zalet tej techniki zaliczyć należy fakt, iż możliwe jest nie tylko śledzenie przechodzenia bolusa przez kolejne struktury serca, ale również określenie czasu potrzebnego na ich przebycie.

Do wad metody pierwszego przejścia należy zaliczyć m.in. zbyt małą statystykę pomiaru, co spowodowane jest krótkim czasem przejścia bolusa przez komorę. W efekcie możliwe jest zarejestrowanie aktywności jedynie w ciągu 2-3 skurczów. Nieznaczną poprawę statystyki pomiaru uzyskuje się poprzez zastosowanie techniki bramkowania (rejestracja około 8-10 cykli) – technika G-SPECT (Gated SPECT). Jednak nawet po zastosowaniu tej techniki w badaniach pierwszego przejścia nie jest możliwa dokładna analiza regionalnej kurczliwości ścian komory.

Kolejną niedogodnością metody jest zależność uzyskiwanej wartości EF (ejection fraction – frakcja wyrzutowa) od sposobu podania radioznacznika. Podanie bolusa o wysokiej aktywności zawartej w odpowiednio małej objętości (ok. 0.5ml) musi być wykonane bardzo szybko. Dodatkowo na niekorzyść metody przemawia fakt, iż zachowanie się radiofarmaceutyku w naczyniach zależy od lepkości i szybkości przepływu krwi, co ma istotne znaczenie zwłaszcza u pacjentów z niewydolnością krążenia.

#### **Wentrykulografia radioizotopowa**

Technika ta polega na pomiarze aktywności nad sercem przy pomocy gamma kamery przy zastosowaniu techniki bramkowania – GP-SPECT (Gated Planar SPECT). Przedmiotem zainteresowania jest wnętrze lewej komory (rys.23). Badanie rozpoczyna się po uzyskaniu jednorodnego stężenia radioznacznika we krwi pacjenta, co ma ścisły związek z aktywnością lewej komory.



Rys.23.Rejon zainteresowania w wentrykulografii radioizotopowej serca

Radioznacznikiem stosowanym w tym badaniu są najczęściej znakowane in vivo  $^{99m}\text{Tc}$  eryocyty pacjenta. Procedura znakowania krwinek czerwonych in vivo wymaga dożylnego podania rozpuszczonego w 3ml soli fizjologicznej pyrofosforanu, a następnie po 20 minutach pobrania odpowiedniej (7ml) ilości krwi do strzykawki zawierającej 0.5ml heparyny i 1.5-2ml wodnego roztworu  $^{99m}\text{Tc}$ . Po okresie 15 minut mieszania wykonywana jest iniekcja. Dawka referencyjna dla tego typu badań wynosi 800MBq [18]. Czas pomiędzy aplikacją izotopu i rozpoczęciem obrazowania wynosi ok. 30 min.

Akwizycja wykonywana jest przy ustawieniu gamma kamery w projekcji LAO (lewo-przednio-skośna) pod kątem ok.  $45^\circ$  w stosunku do osi długiej pacjenta (płaszczyzna czołowa). Wartość kąta nachylenia może odbiegać od podanej wartości, ponieważ zalecane jest dobieranie go w sposób indywidualny dla każdego pacjenta tak, aby na obrazie kontrolnym przegroda międzykomorowa przebiegała pionowo.

Akwizycja sterowana jest zapisem EKG (załamek R jest bodźcem wyzwalającym). Technika sekwencyjna pozwala na podział cyklu pracy serca na dowolną liczbę sekwencji (np.24). Średnio w ciągu badania liczba rejestrowanych impulsów wynosi 5-6mln co odpowiada 500-900 cyklom. Ilość cykli zależy od szybkości akcji serca oraz od aktywności w obrębie serca.

Zasada badania oparta jest na założeniu, że przy jednorodnym stężeniu radioznacznika we krwi, rejestrowane zmiany aktywności nad komorą są wyrazem zmian w jej objętości.

Do rekonstrukcji obrazu wykorzystywane są pakiety dostarczane przez producenta. Zawsze jednak wyznaczane są granice komory w maksymalnym skurczu (ES) i maksymalnym rozkurczu (ED) oraz tzw. region tła. W wyniku uzyskiwana jest krzywa zmian aktywności w czasie cyklu pracy serca, która pozwala na wyliczenie szeregu parametrów pomocnych w ocenie globalnej funkcji komory. Wśród otrzymywanych w ten sposób parametrów największe znaczenie ma frakcja wyrzutowa EF (ejection fraction). Ocena regionalna przeprowadzana jest natomiast w oparciu o scyntygramy parametryczne amplitudy i fazy oraz histogram fazy. Histogramy te powstają w oparciu o transformację Fouriera, przy pomocy której krzywą zmian aktywności przekształcana jest w sinusoidę, dla której wylicza się amplitudę i fazę.

Do zalet wentrykulografii zaliczyć należy:

- ✓ dobrą statystykę pomiaru (związana z jednorodnym stężeniem znacznika we krwi oraz dostatecznie długim czasem akwizycji);
- ✓ możliwość wyznaczenia szeregu parametrów globalnej funkcji komory (ze szczególnym uwzględnieniem frakcji wyrzutowej);

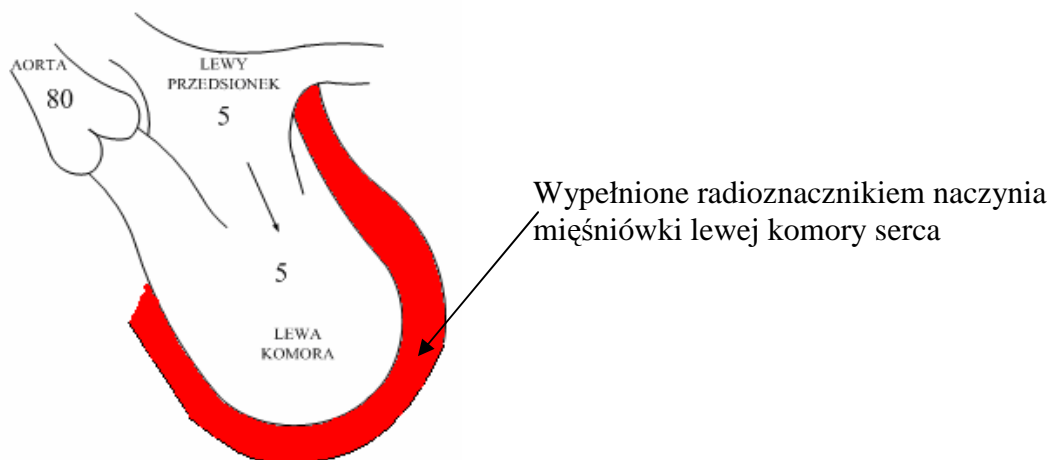
- ✓ badanie można powtarzać w ciągu kilku godzin po podaniu radioizotopu;
- ✓ możliwość równoczesnej ocena obu komór;
- ✓ brak zależności wyniku od techniki wstrzyknięcia.

Do wad tej metody należy natomiast zaliczyć:

- nakładania się komory prawej na otaczające struktury;
- rotacyjne i wahadłowe ruchy komory w czasie pracy serca.

### **Badanie perfuzji mięśnia sercowego techniką SPECT**

Badanie perfuzji mięśnia sercowego odbywa się w głównej mierze techniką SPECT. Zalecane jest, w tych przypadkach, kiedy jest to możliwe (w miarę stabilne tętno pacjenta) prowadzenie bramkowania sygnałem EKG pacjenta, tzw. G-SPECT (Gated Single Photon Emission Computer Tomography). Jak wskazuje na to nazwa techniki, rejonem zainteresowania jest mięśniówka serca (głównie lewej komory) – rys.24.



Rys.24. Rejon zainteresowania w badaniu perfuzji mięśnia sercowego (lewa komora)

Radiofarmaceutykami, które znalazły największe zastosowanie w tego typu badaniach są:  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI,  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz  $^{201}\text{Tl}$ . Badanie perfuzyjne mięśnia sercowego można przeprowadzać w protokole jedno- lub dwudniowym. Główna różnica pomiędzy nimi opiera się na przeprowadzeniu badania wysiłkowego i spoczynkowego w tym samym dniu lub w dwóch kolejnych.

W badaniu wysiłkowym pacjent poddawany jest tzw. próbie wysiłkowej (spacer na bieżni, jazda na rowerku lub stymulacja farmakologiczna) prowadzonej pod ścisłą kontrolą lekarza. Podczas trwania próby pacjent podłączony jest do elektrokardiografu (najczęściej w układzie 10 odprowadzeniowym). Zalecana aktywność podawana jest na szczycie wysiłku. Po zakończeniu próby pacjent zostaje pouczony o konieczności spożycia tłustego posiłku (mleko, tłuste serki topione, tłusty boczek itp.) w jak najkrótszym czasie (w celu przyspieszenia wydzielania żółci – eliminacja artefaktu wątrobowego), a następnie niezwłocznego rozpoczęcia ruchu w formie np. spaceru (w celu przepchnięcia treści pokarmowej przez jelita – eliminacja artefaktu jelitowego). Procedura akwizycyjna rozpoczyna się po godzinie od momentu podania radiofarmaceutyku.

W przypadku badania spoczynkowego podawana jest wyższa aktywność, a procedura akwizycyjna rozpoczyna się po czasie ok. 1.5 godz. od podania znacznika. Pozostałe zalecenia pozostają niezmiennione.

W obu przypadkach akwizycja odbywa się w czasie obrotu gamma kamery o  $180^\circ$  od pozycji wyjściowej (najczęściej od  $45^\circ$  do  $225^\circ$  w kierunku przeciwnym do ruchu wskazówek zegara)

Zalety wykonywanego badania:

- ✓ możliwość szybkiej diagnozy;
- ✓ łatwe wykrycie wczesnego stadium zatorowości (wczesne ogniska niedotlenienia);
- ✓ możliwość oceny ruchomości ścian i żywotności mięśnia sercowego;
- ✓ możliwość wyznaczenia współczynnika frakcji wyrzutowej;
- ✓ możliwość trójwymiarowej rekonstrukcji obrazu.

Wady:

- bramkowanie sygnałem EKG – przy zaburzeniach rytmu wydłużenie czasu trwania badania;
- wyznaczenie EF obarczone znacznie większym błędem niż w przypadku wykonania wentrykulografii radioizotopowej.

### **Badanie perfuzji mięśnia sercowego techniką planarną**

Badanie planarne perfuzji mięśnia sercowego wykonywane jest obecnie bardzo rzadko. Procedura ta dedykowana jest zwłaszcza dla ośrodków prowadzących diagnostykę radioizotopową serca, a posiadających jedynie jednogłowicowe gamma kamery planarne. Procedura przygotowania pacjenta do badania jest zgodna z procedurą występującą przy badaniu serca wykonywane techniką SPECT. Akwizycja wykonywana jest w następujących projekcjach AP (anterior – posterior), PA (posterior – anterior), skos lewy.

## **5.6. Projekcje oraz segmentarny podział serca w badaniu perfuzji mięśnia sercowego**

W wyniku procedury akwizycyjnej badania perfuzji mięśnia sercowego techniką SPECT standardowo otrzymywane są trzy przekroje serca.

### **1. SHORT AXIS**



Przekrój poprzeczny od koniuszka (apikal) do podstawy (basal) serca w płaszczyźnie pionowej (wertykalnej).

OBJAŚNIENIA:

ant – anterior; przód

post – posterior; tył

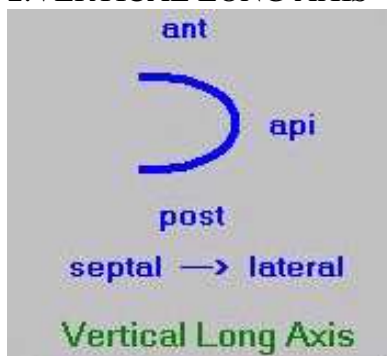
sep - septal; przegroda (międzykomorowa)

lat - lateral; ściana boczna (komory serca)

apikal - koniuszek

basal - podstawa

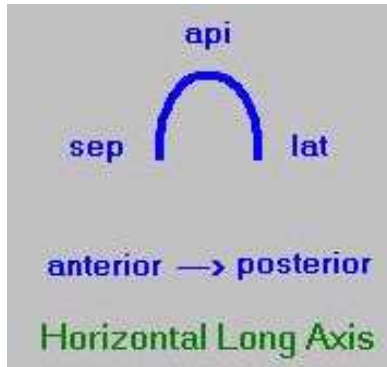
### **2. VERTICAL LONG AXIS**



Przekrój podłużny od przegrody (septal) do ściany (lateral) serca w płaszczyźnie pionowej (wertykalnej).

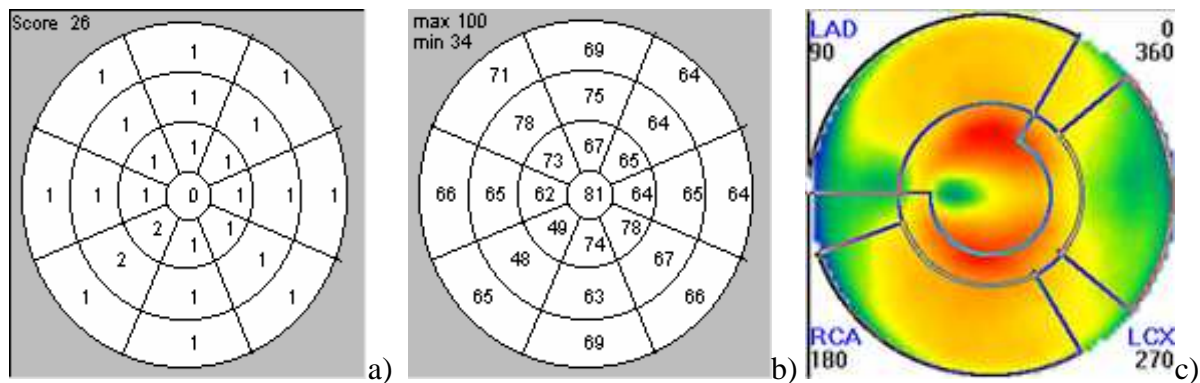
OBJAŚNIENIA jak powyżej.

### 3. HORIZONTAL LONG AXIS



Przekrój podłużny od przedniej ściany (anterior) ku tyłowi (posterior) serca w płaszczyźnie poziomej (horyzontalnej).  
**OBJAŚNIENIA** jak powyżej.

Obrazy uzyskiwane w tych przekrojach w dalszym etapie procedury diagnostycznej służą prezentacji zarówno wyników jakościowych (rys.25c) i ilościowych (rys.25a i 25b). Analiza jakościowa odbywa się w oparciu o tzw. mapy polarne, natomiast analiza ilościowa odbywa się na podstawie tzw. bawolego oka.



Rys.25. Analiza ilościowa perfuzji mięśnia sercowego: a) bawole oko – stopień perfuzji, b) bawole oko – procent perfuzji; oraz analiza jakościowa: c) mapa polarna wraz z obszarami zasilanymi przez główne tętnice wieńcowe [6]

Informacja zawarta w powyższych obrazach służy ocenie stopnia perfuzji w poszczególnych segmentach serca oraz wstępnego określenia miejsca powstania zatorowości (graficzne przedstawienie regionów podlegających ukrwieniu przez trzy główne naczynia krążenia wieńcowego: RCA (Right Coronary Artery), LCX (Left Circumflex Artery), LAD (Left Artery Descending)).

## 6. Projekt, wykonanie i zastosowanie dynamicznego fantomu serca

### 6.1. Materiał i metoda

Jednym ze sposobów zmniejszania narażenia radiologicznego zarówno pacjenta, jak i personelu wykonującego obrazowanie jest nie tylko stosowanie fantomów w codziennych, cotygodniowych, miesięcznych, kwartalnych oraz rocznych testach kontroli jakości gamma kamer (QC – Quality Control), ale również wykorzystywanie ich podczas procedur związanych z zapewnieniem jakości (QA Quality Assurance). O ile fantomy do standardowych testów są obligatoryjnie i szeroko dostępne, to wyposażenie szpitalnych zakładów medycyny nuklearnej w fantomy antropomorficzne, w tym w fantomy serca, należy do rzadkości. Obecnie dostępnych jest kilka rozwiązań komercyjnych [55, 19]. Jednakże ich

ceny bardzo często przekraczają zdolności finansowe jednostek służby zdrowia, co sprawia, iż poszukiwane są nowe, alternatywne rozwiązania.

Celem tej części pracy było zaprojektowanie (zgodnie z wytycznymi zawartymi w raportach ICRU 44 oraz 48) [20, 21], wykonanie oraz wykorzystanie podczas modelowych badań dynamicznego fantomu serca. Wykorzystanie fantomu pozwoliło nie tylko na wyznaczenie szeregu parametrów, ze szczególnym uwzględnieniem tzw. frakcji wyrzutowej EFLV (Ejection Fraction of the Left Ventricle), pomocnych przy określeniu stopnia uszkodzenia wywołanego przebyłą chorobą, ale również stało się niezwykle przydatnym narzędziem do zobrazowania, a następnie wyjaśnienia najczęstszych wątpliwości personelu m. in. związanych z właściwym pozycjonowaniem pacjenta przed rozpoczęciem akwizycji.

### **6.1.1. Założenia projektowe i wykonanie fantomu serca**

Powstanie projektu dynamicznego fantomu serca poprzedzone zostało wnikliwą analizą wytycznych zawartych w raportach nr 44 oraz 48 ICRU [20, 21], analizą rozporządzenia Ministra Zdrowia z dn. 25 sierpnia 2005 roku w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego do wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej [18] oraz danych zawartych w modelu matematycznym i dostępnych publikacjach [22 – 28].

Projektowanie każdego urządzenia opiera się na kilku kluczowych punktach, których właściwe opracowanie przyczynia się do szybkiego osiągnięcia założonego celu. Poniżej przedstawiono kolejne etapy związane z powstawaniem dynamicznego fantomu serca.

#### **FANTOM**

Rozpoczynając prace projektowe należało dokładnie określić cel jaki ma zostać osiągnięty oraz wszystkie niezbędne założenia i dane jakie będą niezbędne podczas projektowania [29]. Do niezbędnych informacji należało zatem ściśle określenie, czym jest fantom, z jakich materiałów może być on wykonywany oraz jakie warunki dotyczące kształtów, wymiarów, ale również względów bezpieczeństwa użytkowania musi on spełniać, aby być wdrożonym do rutynowej praktyki klinicznej.

Zatem, fantom jest to struktura zawierająca jeden lub więcej materiałów tkankopodobnych, wykorzystywana do symulacji oddziaływania promieniowania jonizującego w ciele człowieka [3, 21]. Materiał tkankopodobny jest to natomiast materiał symulujący właściwości tej tkanki w interakcji z promieniowaniem jonizującym [3, 20].

Fantomy są szeroko stosowane w praktyce medycznej. Poza zakładami medycyny nuklearnej można je spotkać ośrodkach związanych z diagnostyką rentgenowską, radioterapią, radiobiologią itp. Ze względu na funkcje, jakie może pełnić wprowadzono [21] podział na:

- fantomy dozymetryczne – używane do pomiarów dawki zaabsorbowanej w różnych geometriach; przy ich użyciu możliwy jest pomiar na różnych głębokościach oraz pomiar punktowy;
- fantomy kalibracyjne – przeznaczone do potwierdzania odpowiedzi detektorów oraz do korekcji informacji ilościowych pochodzących z obrazów cyfrowych;
- fantomy przeznaczone do obrazowania – używane do szacowania jakości obrazu; pozwalają na szacowanie, w jaki sposób najmniejsze struktury anatomiczne będą widoczne na obrazie.

Dodatkowo w każdej z powyższych grup można wyróżnić trzy typy fantomów:

- fantomy antropomorficzne (body phantom)
- fantomy standardowe (standard phantom)
- fantomy referencyjne (reference phantom)

Niezależnie od pełnionej funkcji oraz typu wszystkie fantomy muszą spełniać założenia dotyczące składu i kształtu[20, 21], tj.:

- wymiary zewnętrzne i wewnętrzne muszą być dostosowane do jego przeznaczenia;
- materiał tkankopodobny użyty do konstrukcji fantomu musi mieć znany skład i gęstość masową lub mierzalną absorpcję promieniowania, współczynnik rozproszenia dla danego typu i energii promieniowania; dodatkowo materiał tkankopodobny nie może powodować błędnego odczytu dawki pochłoniętej lub osłabienia promieniowania, większego niż dozwolone dla danego typu zastosowania;
- wszystkie elementy fantomu muszą zostać umieszczone na odpowiedniej dla danego zastosowania głębokości, aby niepewność pomiarów nie przekroczyła dozwolonych dla danego zastosowania limitów.

Oprócz wytycznych związanych z wyborem funkcji i typu fantomu oraz uwzględnienia danych dotyczących m. in. kształtu, składu itp., projekt musi spełniać wszelkie wymogi dotyczące bezpieczeństwa pracy. Założenia dotyczące względów bezpiecznego stosowania[20, 21] zostały zamieszczone poniżej:

#### TOKSYCZNOŚĆ

1. Wszystkie materiały, z których zbudowany jest fantom nie mogą być kancerogenne i powodować alergii (raport ICRU 22 (1972) oraz raport ICRU 37 (1984)).
2. Powinno się unikać materiałów żrących i lotnych.
3. W przypadku stosowania materiałów lotnych należy zapewnić odpowiednią wentylację.
4. Nie zaleca się stosowania materiałów powodujących powstawanie dużych ilości toksycznych gazów, jeśli przekraczają one stężenia dopuszczalne.

#### WŁASNOŚCI MECHANICZNE I OBSŁUGA

1. Fantom zawierający materiały ciekłe i żele musi być szczelny.
2. W przypadku fantomów wykonanych z materiałów stałych należy unikać ostrych krawędzi i kantów.
3. Poprawianie wyglądu fantomu poprzez nadmierne używanie smarów silikonowych na ich powierzchni nie powinno zmniejszać bezpieczeństwa obsługi.
4. Fantomy o masie powyżej 10kg powinny być dostarczane z wyposażeniem pozwalającym na bezpieczne przenoszenie fantomu oraz stanowić podporę w czasie jego użytkowania.

#### RADIOAKTYWNOŚĆ

1. Wprowadzanie materiałów promieniotwórczych do fantomów kalibracyjnych i przeznaczonych do obrazowania powinno odbywać się pod kontrolą osoby mającej odpowiednie uprawnienia. Wszelkie ustawowe zalecenia dotyczące ostrzeżenia o zagrożeniu, pomiaru dawki pochłoniętej, postępowania w razie skażenia powinny być uwzględnione.
2. Wszystkie wykorzystywane podczas pracy substancje radioaktywne muszą być przechowywane w szczelnych, najlepiej podwójnych pochłaniających promieniowanie pojemnikach.
3. Łamliwych i kruchych materiałów nie powinno wypełniać się ciekłymi radioizotopami.
4. W projekcie i wykonaniu fantomu należy uwzględnić łatwy i bezpieczny sposób opróżniania fantomu z substancji radioaktywnych, a w razie powstania skażenia możliwość łatwego i szybkiego ich usunięcia.
5. Koniecznym jest regularne sprawdzanie bezpieczeństwa użytkowania fantomu, a każdorazowy monitoring powinien zostać odnotowany.



## ŁATWOPALNOŚĆ SUBSTANCJI

1. Jeśli do konstrukcji fantomu wykorzystane zostały materiały łatwopalne, należy zachować wszelkie niezbędne środki, zalecenia i wytyczne bezpieczeństwa przeciwpożarowego.

W zakresie medycyny nuklearnej zastosowanie znalazły głównie fantomy przeznaczone do obrazowania oraz fantomy kalibracyjne. Wszystkie one w czasie procedur pomiarowych wypełniane są radioznacznikami, dlatego podczas pracy z nimi należy zachować wszystkie względy bezpieczeństwa opisane powyżej.

Gama rozwiązań technicznych stosowanych w zakresie fantomów przeznaczonych dla medycyny nuklearnej jest niezwykle szeroka. Wybór odpowiedniego fantomu zależy od celu pomiaru, czasu przeznaczonego na pomiar oraz częstości wykonywanych pomiarów. I tak do pomiarów codziennych i cotygodniowych w większości wystarczają fantomy pozwalające na zasymulowanie źródła punktowego. Najczęściej jest to strzykawka wypełniona radioznacznikiem. Do testów miesięcznych stosuje się fantomy geometryczne (bar fantom, fantom Jaszczyka) o stosunkowo prostej konstrukcji. Natomiast w przypadku testów kwartalnych czy półrocznych rekomendowane są fantomy antropomorficzne. Zaletą tej grupy fantomów jest fakt, iż mogą być one również wykorzystywane do celów szkoleniowych, ponieważ nie tylko pozwalają na „wizualizację” ułożenia pacjenta, ale również pozwalają na optymalizację dawki pochłoniętej przez pacjenta i personel wykonujący badanie. Niestety wysoka cena komercyjnie dostępnych fantomów uniemożliwia ich zakup przez większość polskich ośrodków wykonujących badania z zakresu medycyny nuklearnej.

Wiedza ta stała się podstawą do podjęcia prac projektowych dynamicznego fantomu serca, będącego fantomem służącym do obrazowania, typu body fantom, spełniającego wszystkie opisane powyżej wymogi dotyczące kształtu oraz bezpieczeństwa stosowania.

## PROJEKT

Dynamiczny fantom serca powstał w oparciu o własny projekt, zgodnie z wytycznymi zawartymi w rozporządzeniu Ministra Zdrowia z 25 sierpnia 2005 (w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej – Dz.U.2005/194/1625), 44 i 48 raporcie ICRU (International Commission of Radiation Units and Measurements) oraz matematycznym modelem serca.

Pełny projekt dynamicznego fantomu serca został zamieszczony na końcu pracy.

Fantom ten symuluje działanie lewej komory serca, pozwalając na wyznaczenie parametrów niezbędnych do oszacowania wielkości ubytku ruchomości jej ściany. Wypełnienie radiofarmaceutyką wewnątrz lewej komory, a nie jak w przypadku statycznego fantomu serca – obszaru symulującego mięsień ściany serca (rozdział 9) pozwala na określenie frakcji wyrzutowej zgodnie z procedurą stosowaną przy wentrykulografii radioizotopowej. Ponieważ podczas rutynowej diagnostyki procedura ta bramkowana jest sygnałem EKG pacjenta, należało umożliwić możliwość synchronizacji pracy fantomu z symulowanym EKG.

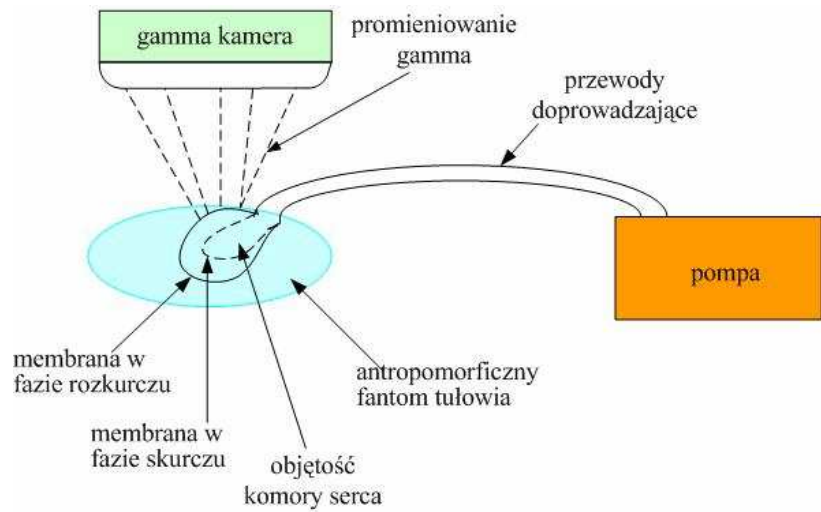
## WYKONANIE [30]

Dynamiczny fantom serca został wykonany w Pracowni Konstrukcyjno-Mechanicznej Wydziału Fizyki i Informatyki Stosowanej Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. Podstawowymi materiałami użytymi do jego wykonania są pleksiglas i lateks. Pleksi wykazuje wysoką tkankopodobność, natomiast lateks zapewnia odpowiednią dla mięśnia sercowego kurczliwość.

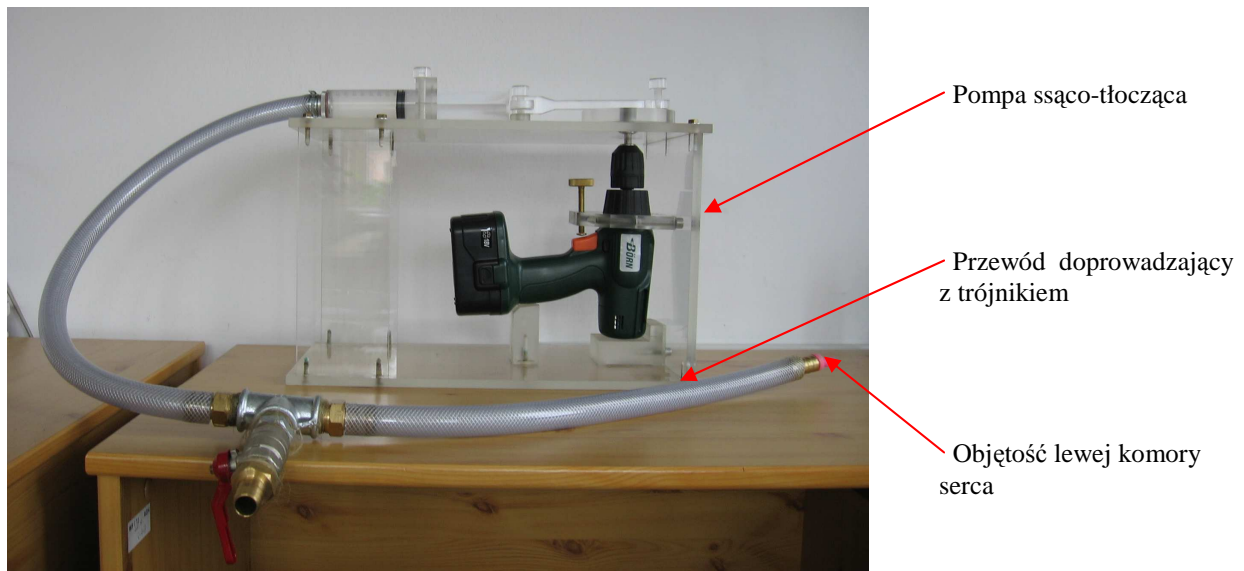
Dynamiczny fantom serca zbudowany jest z 3 głównych części (rys.26 i 27):

1. pompy ssąco-tłoczącej
2. układu doprowadzającego wodę znakowaną radioizotopem

3. objętości symulującej lewą komorę serca.

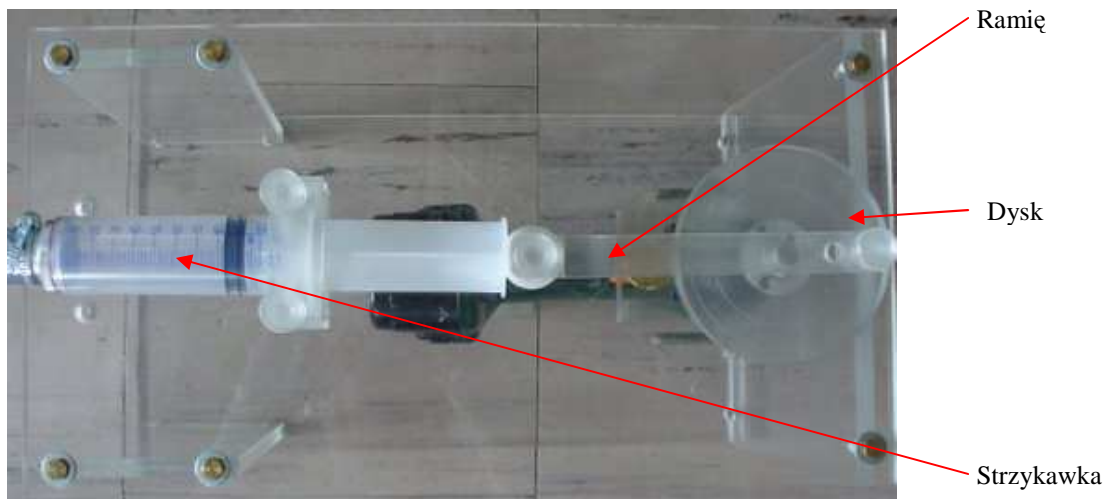


Rys.26. Schemat budowy dynamicznego fantomu serca [30]



Rys.27. Dynamiczny fantom serca – widok ogólny

Pompę ssąco-tłoczącą budują następujące elementy: wiertarko-wkrętarka akumulatorowa o mocy 18W i maksymalnej liczbie obrotów 550min/obrotów, dysk zapewniający możliwość regulacji tłoczonych objętości na poziomie 70ml/uderzenie (spoczynek), 85ml/uderzenie (stan pośredni między spoczynkiem a wysiłkiem) oraz 100ml (wysiłek), ramienia łączącego oraz strzykawki o objętości maksymalnej 100ml (rys.28). Wszystkie elementy osadzone zostały w specjalnie przygotowanym, wykonanym z pleksi statywie, dzięki czemu pompa ssąco-tłocząca stanowi przenośny moduł.



Rys.28. Pompa ssąco-tłocząca – widok z góry

Układ doprowadzający wodę znakowaną radioizotopem stanowią przewody łączące pompę z symulowaną objętością lewej komory. Układ ten zaprojektowany został w dwóch równorzędnych, wymiennych wariantach, różniących się średnicą przewodu doprowadzającego. I tak w wariacie pierwszym występują przewody o średnicy wewnętrznej  $\Phi=7\text{mm}$ , natomiast w wariacie drugim średnica wewnętrzna wynosi  $\Phi=19\text{mm}$ . Dwie opcje doboru przewodów doprowadzających wynikały z chęci uniknięcia komplikacji w przypadku stosowania wkrętarko-wiertarki (lub innego silnika) o mniejszej mocy. W takim przypadku prędkość przepływu cieczy będzie mniejsza, zatem chcąc utrzymać przepływ na stałym poziomie należy zwiększyć pole powierzchni przekroju poprzecznego przewodu doprowadzającego(=>większa średnica). W celu zapewnienia bezpieczeństwa pracy z materiałami promieniotwórczymi podczas ich wprowadzania do objętości lewej komory, w przebiegu przewodów zamontowane zostały trójniki wraz z zaworami kulowymi. Zawory kulowe są w obu przypadkach komercyjne. Trójnik w przebiegu przewodów o większej średnicy jest również komercyjny (trójnik żelazny o średnicy  $\frac{3}{4}$  cala) natomiast trójnik w przebiegu przewodu węższego został zaprojektowany i wykonany specjalnie dla potrzeb tego urządzenia.



Rys.29. Objętość symulująca lewą komorę serca

Najważniejszą z trzech głównych części budujących dynamiczny fantom serca jest objętość symulująca jego lewą komorę (rys.29). Ściany komory wykonane zostały z elastycznej membrany lateksowej, która zwiększa objętość pod wpływem tłoczonego płynu, a następnie powraca do stanu wyjściowego.

Po zmontowaniu układu przeprowadzono testy, których celem było sprawdzenie poprawności działania wszystkich elementów. Procedurę taką zaleca się każdorazowo po „złożeniu” fantomu, a przed rozpoczęciem właściwych badań. Dodatkowo opracowano krótki opis obsługi urządzenia, który został zamieszczony poniżej.

Obsługa urządzenia:

- zmontować układu wg zamieszczonego schematu (rys.26 i 27),

- poprzez odpowiednie połączenie ramienia i dysku ustawić tłoczoną objętość,
- poprzez trójnik wypełnić przewody doprowadzające oraz strzykawkę wodą,
- całość umieścić na stole gamma kamery,
- po wykonaniu czynności związanych z przygotowaniem do przeprowadzenia badania, poprzez trójnik wprowadzić radioizotop ( $^{99m}\text{Tc}$ ,  $^{201}\text{Tl}$  itp.),
- uruchomić układ poprzez włączenie wiertarko-wkrętarki,
- ustawić zadaną częstość obrotów poprzez odpowiednie dokręcenie śruby znajdującej się nad włącznikiem wiertarko-wkrętarki,
- po zakończeniu badań wyłączyć wiertarko-wkrętarkę, wylać wodę wraz z izotopem promieniotwórczym do pojemnika na odpady a następnie zdemontować układ.

### 6.1.2. Radiofarmaceutyk

W badaniach frakcji wyrzutowej lewej komory serca pacjenta wykorzystuje się znakowane *in vivo*  $^{99m}\text{Tc}$  erythrocyty. Wykorzystywana aktywność, zależna od wieku, płci, wagi, wzrostu itp., wynosi ok. 800 MBq i jest zgodna z wartością referencyjną dla dorosłego pacjenta o typowej budowie ciała [18]. Procedura przygotowania radiofarmaceutyku przebiega zgodnie z następującym protokołem:

1. dodanie soli fizjologicznej do pirofosforanu,
2. mieszanie – 10min,
3. dożylnie podanie 1.5 ml pirofosforanu zmieszanego z NaCl,
4. po ok. 20 minutach do strzykawki zawierającej 0.5 ml pobranie 7,5ml krwi pacjenta,
5. do strzykawki „dociągnięcie” zalecanej aktywności (~800MBq)  $^{99m}\text{Tc}$  do objętości 10ml,
6. mieszanie całości przez 15min, a następnie podanie dożylnie z zachowaniem szczególnej ostrożności,
7. procedurę akwizycyjną rozpoczyna się po czasie ok. 30min od podania.

W badaniach fantomowych wykorzystywano wodny roztwór nadtechnecjanu o aktywności ~50-60MBq. Radiofarmaceutyk był wprowadzany do symulowanej objętości lewej komory poprzez zawór kulowy. Akwizycja rozpoczynała się po zgromadzeniu maksymalnej aktywności w symulowanej objętości oraz odpowiedniej synchronizacji pomiędzy liczbą obrotów a symulowaną wartością tętna. Dane do krzywej EKG pochodziły z urządzenia testowego dla modułu EKG gamma kamer (tzw. „sztuczny pacjent”) lub z symulacji z udziałem ochotników.

Po zakończeniu badań fantom był przenoszony do magazynu odpadów promieniotwórczych, gdzie po osiągnięciu wartości aktywności na poziomie tła, był opróżniany.

## 6.2. Aparatura

Modelowe badania fantomowe przeprowadzone zostały na jednogłowicowej gamma kamerze techniką GP-SPECT (Gated Planar - Single Photon Emission Computed Tomography). Przed i po wykonaniu pomiarów brak kontaminacji (skażenia) został zmierzony i potwierdzony przy użyciu radiometru ECO-C firmy Polon-EKOLAB [58].

### 6.2.1. Gamma kamera firmy MEDISO

Modelowe badania z użyciem dynamicznego fantomu serca przeprowadzone zostały na aparacie Nucline<sup>™</sup> X-Ring/R (HR) węgierskiej firmy MEDISO (Medical Imaging System) [56]. X-Ring jest gamma kamerą jednogłowicową przeznaczoną do badań SPECT.

Do podstawowych elementów aparatu (wykorzystywanych podczas modelowych badań z użyciem dynamicznego fantomu serca) zalicza się [3, 56]:

- ❖ głowicę – prostokątny kryształ NaI(Tl) stanowiący detektor promieniowania gamma o wymiarach 585x470mm i grubości 9,5mm; przy czym pole widzenia (FOV – Fidel of View) wynosiło 530x390mm;
- ❖ 55 fotopowielaczy cechujących się podwyższoną rozdzielczością energetyczną, długotrwałą stabilnością oraz wysoką wydajnością;
- ❖ osłony ołowiane o grubości 12-32mm;
- ❖ kolimator LEGP;
- ❖ gantry czyli stojak o lekkiej konstrukcji i otwartym pierścieniu SPECT’owym sterowanym komputerowo i umożliwiającym wprowadzanie lub wykorzystywanie istniejących ruchów i pozycji
- ❖ wąskie, wykonane z włókna poliwęglanowego, łóżko pacjenta, które przeznaczone jest do badań SPECT; osłabienie promieniowania dla łóżka wynosi mniej niż 9%; wysokość regulowana jest elektrycznie, a aktualne położenie sygnalizowane jest przez wskaźnik elektryczny; maksymalna dopuszczalna waga pacjenta wynosi 180kg;
- ❖ konsola akwizycyjna – komputer PC o następującej charakterystyce: procesor Intel Pentium4, 512MB szybkiej pamięci operacyjnej RAM, dysk twardy 120GB, 17 calowy monitor, stacja dyskiety 1,44Mb oraz nagrywarka CD-RW; konsola akwizycyjna umożliwia wielokanałową analizę energii w zakresie 40-600keV.
- ❖ bramka EKG – komplet 4 elektrod elektrokardiograficznych klipsowych (2 dla kończyn górnych i 2 dla kończyn dolnych) podłączanych do aparatu w czasie akwizycji bramkowanych sygnałem EKG. Możliwe jest również zastosowanie zestawu, w skład którego wchodzi 5 elektrod (4 kończynowe i 1 przedsercowa), podłączanych do pacjenta w tzw. 5-elektrodowym systemie odprowadzeń.

### 6.2.2. Procedura

Procedura diagnostyczna, jaką jest wentrykulografia to planarne badanie serca bramkowane sygnałem EKG pacjenta, oparte na założeniu, iż przy jednorodnym stężeniu znacznika promieniotwórczego we krwi pacjenta zmiany liczby zliczeń impulsów nad komorą świadczą o zmianach jej objętości. Uzyskana w ten sposób krzywa zmian aktywności w czasie analizowanego cyklu pracy serca wykorzystywana jest do wyliczenia szeregu parametrów przydatnych w ocenie funkcjonowania lewej komory. Zalicza się tutaj głównie: ocenę frakcji wyrzutowej lewej komory, ocenę ruchomości jej ścian, przybliżoną ocenę objętości komory oraz niedomykalności zastawek. Ponadto to wyliczone mogą zostać parametry opóźnienia napełniania lewej komory serca [13, 31].

Bramkowanie sygnałem EKG polega na akwizycji i zapisie danych w momencie wystąpienia załamka R w przebiegu rejestrowanej krzywej elektrokardiograficznej pacjenta. Każdorazowo przed rozpoczęciem procedury akwizycyjnej ustalana jest długość cyklu pracy serca, która automatycznie podzielona zostaje na kilkanaście równych przedziałów czasowych. Obrazy z tej samej fazy cyklu, w tym przypadku z przedziału zawierającego załamek R, są sumowane przez okres występowania kilkuset cykli pracy serca [13].

Wskazaniami do wykonania badania GP-SPECT są głównie: określenie rozległości i stopnia dysfunkcji w przypadku świeżego zawału mięśnia sercowego, niestabilna choroba

wieńcowa, podejrzenie uszkodzenia lewej komory, w przypadku pacjentów z niską frakcją wyrzutową (<30%) [32].

W wykonanych modelowych badaniach z udziałem dynamicznego fantomu serca, skoncentrowano się na analizie i ocenie frakcji wyrzutowej (EF Ejection Fraction) lewej komory serca. Wszelkie parametry akwizycyjne i tryb postępowania były zgodne z warunkami procedury.

Zasymulowane zostały badania spoczynkowe i wysiłkowe pacjenta w pozycji leżącej. Dynamiczny fantom serca został umieszczony na łóżku pacjenta poza polem widzenia gamma kamery. Po założeniu niskoenergetycznego kolimatora ogólnego zastosowania (LEGP – Low Energy General Purpose) oraz matrycy o wymiarach 64x64, głowica gamma kamery została ustawiona w projekcji LAO (left anterior oblique projection) lewo-przednio-skośnej, pod kątem 45° w stosunku do długiej osi pacjenta (135° – ustawienie gamma kamery). W badaniach przeprowadzanych z udziałem pacjenta kąt nachylenia głowicy dobierany jest indywidualnie, tak aby przegroda międzykomorowa przebiegała na obrazie pionowo, i dlatego może on nieznacznie odbiegać od wartości 45°. Membrana symulująca objętość lewej komory została umieszczona w antropomorficznym fantomie tułowia, a następnie wsunięta w pole widzenia głowicy, w taki sposób, iż znajdowała się w 2/3 FOV (Field of View – pole widzenia), po uprzednim dobraniu właściwej wartości powiększenia obrazu (tzw. zoom).

Poprzez otwarty zawór kulowy wprowadzono do symulowanej objętości lewej komory wodny roztwór <sup>99m</sup>Tc o aktywności ok. 50MBq. W celu zapewnienia równomiernego wymieszania się znacznika z występującą w fantomie wodą, uruchomiono urządzenie bez rozpoczynania akwizycji. Odprowadzenia elektrokardiografu (EKG) podłączano do osoby o stabilnym rytmie serca lub do tzw. „sztucznego pacjenta” (urządzenie pozwalające na symulację HR (heart rate) na poziomie m.in. 30, 60, 90, 120 uderzeń/minutę). Dopasowanie częstości symulowanego tętna (HR) do częstotliwości pracy fantomu polegało na dokręceniu śruby znajdującej się nad włącznikiem wiertarko-wkrętarki do poziomu o zadanej częstości. Po ustaleniu parametrów, przystępowano do akwizycji.

Zalecane jest, aby w ciągu badania zbieranych było średnio 5-6mln impulsów, co odpowiada 500-900 cyklom pracy serca (zależne od szybkości akcji serca oraz podanej aktywności) [13, 33]. W praktyce klinicznej bogate w informacje diagnostyczne obrazy można uzyskać już przy 3 mln zbieranych impulsów. A do oceny frakcji wyrzutowej lewej komory konieczne jest zarejestrowanie minimum 16 obrazów w ciągu jednego cyklu pracy serca. Zasadność tego stwierdzenia została sprawdzona podczas badań fantomowych.

### 6.3. Pomiary z użyciem fantomu

Badania z użyciem dynamicznego fantomu serca przeprowadzone zostały w Zakładzie Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie. Celem badań było oszacowanie wartości frakcji wyrzutowej lewej komory serca EF (ejection fraction). Frakcja wyrzutowa, rozumiana jako stosunek rzutu jednostkowego (SV) do objętości końcowo rozkurczowej (EDV).

$$EF = \frac{EDV - ESV}{EDV} = \frac{SV}{EDV} \quad (54)$$

gdzie: EDV – end diastole volume – objętość końcowo rozkurczowa [ml]

ESV – end systole volume – objętość końcowo skurczowa [ml]

SV – stroke volume – rzut jednostkowy serca [ml/uderzenie]

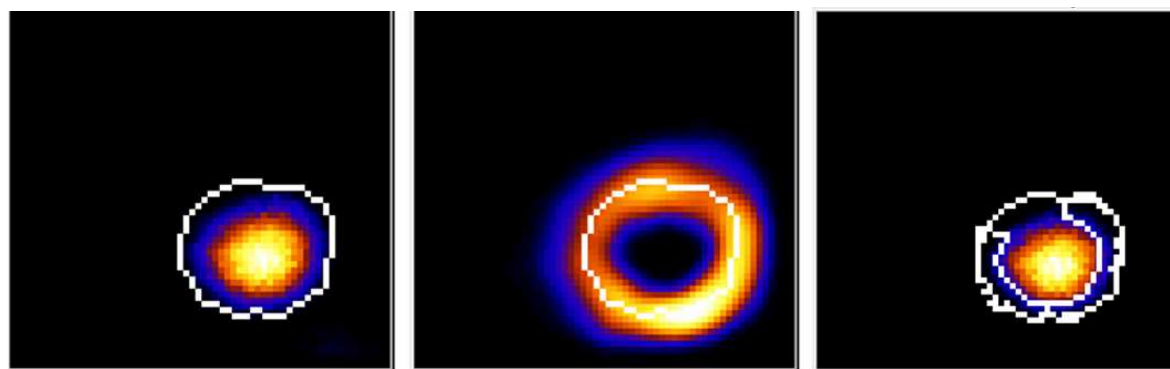
Typowe wartości SV i EDV dla dorosłego człowieka o standardowej budowie ciała (170cm wzrostu, 70kg wagi), mierzone w spoczynku to SV = 70ml/uderzenie oraz EDV = 120ml. Po podstawieniu do wzoru na wartość EF (wzór 54) otrzymujemy wartość referencyjna 0.58, co w przeliczeniu na wartość procentową daje 58%. Jednakże w praktyce klinicznej przyjęło się uważać za normę każdą wartość EF na poziomie wyższym niż 50%. Wartość frakcji wyrzutowej mniejsza niż 50% powodowana jest zazwyczaj przez występujące zaburzenia w mięśniówce serca i przez to staje się istotnym parametrem do oceny stanu serca i prowadzenia dalszej diagnostyki.

Prowadzone z użyciem dynamicznego fantomu serca badania przebiegały w oparciu o protokół zgodny z protokołem diagnostycznym pacjenta.

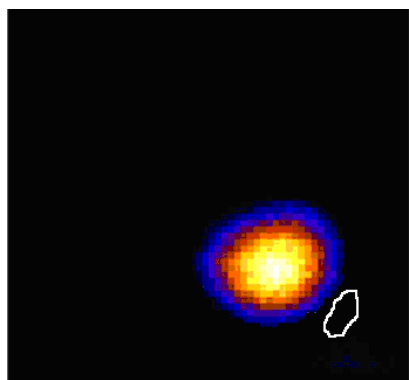
Wyniki uzyskane po przeprowadzeniu symulacji były zgodne z występującymi w rzeczywistości. Wstępna rekonstrukcja obrazu polega na przefiltrowaniu (filtrem wygładzającym) obrazów scyntygraficznych uzyskanych po uśrednieniu (filtrowanie czasowe kolejnych obrazów między sobą) kolejnych faz cyklu pracy serca.

Szczegóły kolejnych etapów analizy obrazów przedstawione zostały na rysunkach 30-32.

Początkowo ręcznie zostaje ustalony obrys wnętrza lewej komory w fazie rozkurczu (rys.30a), w celu określenia liczby zliczeń, która jest proporcjonalna do ilości krwi wypełniającej lewą komorę, a tym samym do jej objętości. Następnie program aproksymuje grubość ściany lewej komory (rys.30b) i łączy tak dobrane dwa obrazy (rys.30c). Taka sama procedura wykonywana jest dla fazy skurczu.



Rys. 30. Wstępna faza rekonstrukcji: a) obrys wnętrza lewej komory w fazie rozkurczu (EDV), b) aproksymowana grubość ściany lewej komory, c) wnętrze lewej komory wraz ze ścianą.

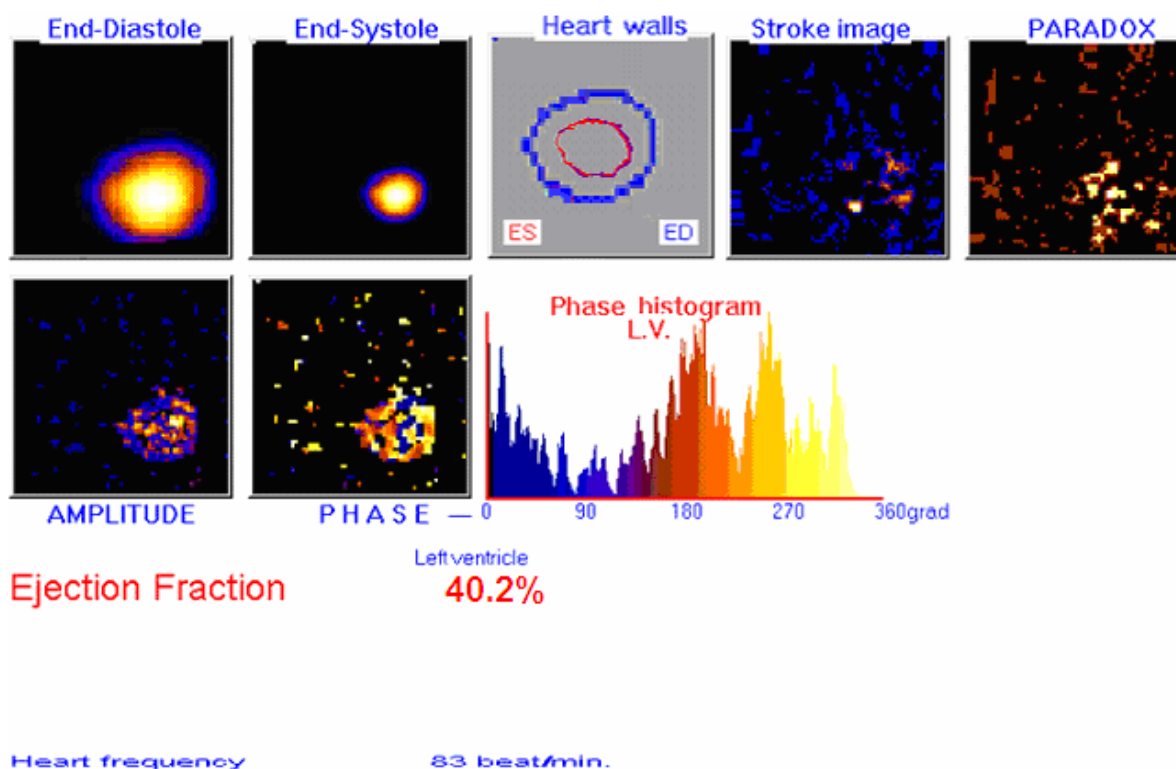


Rys.31. Wyznaczanie tła pozasercowego

Wyznaczenie tzw. tła pozasercowego (rys.31) polega na ręcznym zaznaczeniu obszaru, który najczęściej wybierany jest w okolicy przykoniuszkowej, lekko w kierunku ściany bocznej. Tak otrzymana wartość tła (w formie liczby zliczeń) zostaje odjęta od liczby zliczeń rejestrowanych w obrębie lewej komory w określonej fazie cyklu (skurcz-rozkurcz). Wynik tej operacji zostaje przedstawiony w postaci tzw. krzywej aktywności komory obrazującej zmianę liczby zliczeń w czasie.

Furierowska analiza amplitudowo-fazowa obrazu pozwala na ilościową ocenę uzyskanych wyników. W analizie tej cykliczny rozkład zmian radioaktywności nad sercem pacjenta przybliżany jest sinusoidą o określonej fazie i amplitudzie.

Następnie wszystkie wyniki zarówno analizy jakościowej jak i ilościowej (analiza amplitudy, fazy oraz diagram fazowy) zostają uwidocznione na panelu wynikowym (rys.32). Dodatkowo wypisana zostaje wartość frakcji wyrzutowej oraz wartość tętna pacjenta.



Rys.32. Przykładowy panel wynikowy

Wykorzystanie fantomu pozwoliło osiągnąć wartość frakcji wyrzutowej na poziomie 40% - akceptowalną przez lekarzy specjalistów.

## 6.4. Wnioski

Przeprowadzone z wykorzystaniem dynamicznego fantomu serca badania pozwoliły na sformułowanie poniższych wniosków.

- ✚ Zastosowanie niższej aktywności niż w przypadku badań z udziałem pacjentów nie wpłynęło w istotny sposób na jakość osiąganych wyników. Uzyskiwane obrazy miały dobrą jakość i były w pełni porównywalne z rzeczywistymi obrazami serca wykonanymi techniką GP-SPECT. Wynika stąd iż po podaniu niższej aktywności (w badaniach fantomowych podawana aktywność była ok. 16 razy niższa od podawanej pacjentom), możliwe jest osiągnięcie przydatnych diagnostycznie obrazów. Należy jednak pamiętać, iż niższa podawana radioaktywność implikuje mniejszą liczbę rejestrowanych impulsów, przez co dochodzi do wydłużenia czasu badania. W związku z tym obniżenie aktywności może mieć miejsce u pacjentów o w miarę stabilnej pracy serca i dobrej ogólnej kondycji fizycznej. W przypadku pozostałej grupy pacjentów można rozważyć zmniejszenie rejestrowanej liczby impulsów z ~5-6mln do 3mln i minimalnej liczbie rejestrowanych cykli pracy serca – 16.
- ✚ Zastosowanie membran o różnej sprężystości pozwoliło na analizę różnych stanów patologii mięśnia sercowego. Membrany o większej sprężystości pozwalały na symulację



frakcji wyrzutowej na poziomie ~ 45% natomiast, twardsze, o mniejszej sprężystości ~33%. Na tej podstawie można stwierdzić, że dynamiczny fantom serca wiernie oddaje warunki rzeczywiste i dlatego może być stosowany do celów szkoleniowych personelu i studentów zatrudnionych w zakładach medycyny nuklearnej. Ponadto zastosowanie radioznacznika o niskiej aktywności, zmniejsza narażenie radiologiczne personelu oraz studentów, zapewniając większy komfort i bezpieczeństwo w trakcie prowadzenia szkolenia.

- ✚ Wykorzystanie dynamicznego fantomu serca podczas procedur zapewnienia a następnie kontroli jakości gamma kamer zwiększa prawdopodobieństwo wykrycia drobnych nieprawidłowości w funkcjonowaniu aparatu. Jako przykład można wymienić tutaj m.in. brak prawidłowej synchronizacji akwizycji z sygnałem EKG (np. na skutek wadliwej pracy elektrod - opóźnienia), czy problemy z prawidłową rekonstrukcją obrazu. Eliminacja nieprawidłowości prowadzi do wydajniejszej pracy aparatu, przez co zmniejszeniu ulega czas badania, co z kolei skutkuje mniejszą dawką pochłoniętą przez personel, z drugiej strony pozwala również rozważyć możliwość zmniejszenia poziomu podawanej pacjentom aktywności, przy której jakość obrazów będzie nadal wystarczająca.
- ✚ Stosowane rozwiązanie pozwala również na dobór właściwej lub modyfikację dotychczas stosowanej dla danego typu schorzenia geometrii pomiarowej, łącznie z doбором odpowiednich kolimatorów [26].
- ✚ Dużą zaletą opisywanego urządzenia w stosunku do rozwiązań komercyjnych jest niski koszt jego produkcji. W sytuacji, w jakiej obecnie znajduje się większość państwowych zakładów opieki zdrowotnej, staje się to niezwykle istotnym atutem do wdrożenia urządzenia do rutynowej praktyki klinicznej, jako uzupełnienie wachlarza dostępnych fantomów.

Na zaprojektowany i wykonany dynamiczny fantom serca został zgłoszony do Urzędu Patentowego RP wniosek patentowy (wniosek o udzielenie patentu numer **P-385 789** z mocą od dnia **31.07.2008**).

Modelowe badania z wykorzystaniem dynamicznego fantomu serca zostały wykorzystane w ramach pracy magisterskiej Pani mgr inż. Joanny Góry [36]

## **7. Statyczny fantom serca w ocenie różnych aparatów i radiofarmaceutyków**

Z punktu widzenia szybkiej diagnostyki pozawałowej oraz podjęcia leczenia, wczesne określenie stopnia ubytku perfuzji (ukrwienia) staje się niezwykle istotnym zagadnieniem. Obecnie dostępnych jest wiele rozwiązań technologicznych pozwalających na jeszcze dokładniejszą diagnostykę. Wśród nich wyróżnić można szeroką gamę aparatów hybrydowych. Jednym z dostępnych wariantów są hybrydy SPECT-CT (Single Photon Emission Computed Tomography- Computed Tomography) łączące możliwości tomografii emisyjnej i transmisyjnej. Warto podkreślić, iż w wielu przypadkach połączenie tych dwóch technik może przynieść wymierne korzyści w postaci m.in. wyeliminowania konieczności wykonania dalszych badań, w tym również koronarografii, zbiegu bardziej inwazyjnego i obciążającego dla pacjenta.

Wahania wielu ośrodków medycyny nuklearnej przy zakupie tego typu aparatów hybrydowych wiążą się nie tylko z kwestiami ekonomicznymi, użyteczności czy wyboru odpowiedniego dla swoich potrzeb wariantu, ale przede wszystkim dotyczą kwestii narażenia

radiologicznego pacjenta. Rodzi się pytanie czy jednoczesne zastosowanie obu technik podnoszące dawkę pochłoniętą pacjenta jest uzasadnione przez korzyści diagnostyczne? [39, 40] Czy stosowanie korekcji osłabienia (attenuation correction) jest uzasadnione w każdym przypadku, czy uzależnione jest np. od wagi czy płci pacjenta.

Kolejnym problemem związanym z powyższym zagadnieniem jest stosowanie różnych izotopów promieniotwórczych podczas akwizycji oraz różnych typów filtrów w czasie rekonstrukcji obrazów perfuzji mięśnia sercowego.

Głównym celem tej części pracy było przeprowadzenie modelowych badań mających na celu oszacowanie optymalnego stosunku korzyści diagnostyczno-zdrowotnych do kosztów, jakie ponosi pacjent podczas diagnostyki perfuzji mięśnia sercowego z zastosowaniem różnych typów aparatów hybrydowych, różnych radiofarmaceutyków oraz różnych filtrów podczas rekonstrukcji otrzymanych obrazów [38].

Badania do tej części pracy przeprowadzono w szpitalach w Limassol i Nikozji na Cyprze (rys.33a i 33b).



Rys. 33. Szpitale na Cyprze: a) Główny Szpital w Nikozji, b) Główny Szpital w Limassol

## 7.1. Materiał i metoda

Modelowe badania perfuzji mięśnia sercowego przeprowadzone zostały w oparciu o statyczny fantom serca [3], na dwóch typach tomografów hybrydowych emisyjno-transmisyjnych, z wykorzystaniem dwóch różnych (powszechnie stosowanych w diagnostyce mięśnia sercowego) radiofarmaceutyków oraz różnych filtrów podczas poakwizycyjnej rekonstrukcji obrazu.

### 7.1.1. Statyczny fantom serca

Stacyjny fantom serca (rys.34) powstał w oparciu o wytyczne zawarte w 44 i 48 raporcie ICRU [20, 21, 41] oraz projekt własny [3]. Wykonany został w Pracowni Konstrukcyjno-Mechanicznej Wydziału Fizyki i Informatyki Stosowanej AGH w Krakowie.

Fantom ten jest zaklasyfikowany do grupy fantomów służących do obrazowania i spełnia wszystkie wymagania dotyczące kształtu oraz bezpieczeństwa użytkowania.

Parametry fantomu są następujące [3]:



Rys.34. Statyczny fantom serca [3]

- objętość lewej komory mięśnia sercowego: 110ml;
- długość lewej komory serca: 93mm
- średnica zewnętrzna mięśniówki lewej komory: 66mm
- średnica wewnętrzna mięśniówki lewej komory: 42mm
- grubość nasierdza: 2mm;
- grubość wsierdza: 2mm;
- grubość mięśnia sercowego lewej komory: 10mm;
- długość ramienia pozwalającego na zamontowanie fantomu w statywie: 150mm;
- możliwość wyboru dwóch kątów nachylenia: 45° oraz 60°.

Stacyjny fantom serca pozwala na symulację prawidłowej perfuzji oraz jej zaburzeń w różnych geometriach pomiarowych. Do symulacji ognisk o zburzonej perfuzji początkowo służyły cienkie blaszki ołowiane umieszczane na „korpusie” fantomu. O ile technika taka jest dopuszczalna w przypadku prowadzenia symulacji na aparatach SPECT’owych [42, 43], o tyle zupełnie nie nadaje się do podobnych symulacji na aparatach hybrydowych SPECT-CT. Dlatego w przypadku tego typu aparatów należy zadbać o możliwość wprowadzenia elementu symulującego zaburzenie do wnętrza mięśnia sercowego. W większości rozwiązań komercyjnych dostępne są specjalne wkładki wykonane z pleksiglasu, które wprowadza się do wnętrza mięśniówki [55, 44]. Niestety w zaprojektowanym fantomie jedyny kontakt z wnętrzem mięśnia sercowego możliwy jest poprzez otwór wlotowy (przeznaczony do bezpiecznego wprowadzania radiofarmaceutyku) o średnicy 5mm. Dlatego też należało znaleźć inne rozwiązanie. Bardzo dobrą symulację różnej wielkości ognisk zawałowych uzyskano poprzez wprowadzanie do wnętrza mięśnia sercowego pęcherzyków powietrza o znanej objętości i wymiarach. Procedura przygotowywania tego typu zaburzeń została opisana poniżej.

Stacyjny fantom serca został wykorzystany do modelowych badań w różnych geometriach pomiarowych z rozróżnieniem 2 typów konfiguracji tzn. fantom w powietrzu oraz fantom w fantomie antropomorficznym. Do wnętrza fantomu, poprzez otwór wlotowy wprowadza się radiofarmaceutyk (identyczny z podawanym pacjentowi podczas rutynowej diagnostyki).

### 7.1.2. Radiofarmaceutyki

Podczas prowadzonych modelowych badań z użyciem statycznego fantomu serca wykorzystane zostały następujące radiofarmaceutyki [34, 35]:

- ❖  $^{201}\text{Tl}$
- ❖  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - MIBI
- ❖  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ - Myoview

Radiofarmaceutyki te wychwytywane są przez mięsień sercowy w ilości proporcjonalnej doprzemywu krwi [33]. Poniżej przedstawiono krótką charakterystykę wykorzystywanych radioznaczników.

$^{201}\text{Tl}$

Izotop promieniotwórczy talu-201 został wprowadzony do rutynowej diagnostyki perfuzji mięśnia sercowego w 1975 roku [45]. Do połowy lat osiemdziesiątych (moment wprowadzenia radiofarmaceutyków znakowanych technetem-99m) był praktycznie jedynym dostępnym radioznacznikiem do tego typu diagnostyki. Obecnie w wielu zakładach medycyny nuklearnej nadal należy do podstawowych izotopów służących do oceny stopnia perfuzji mięśnia sercowego. Wychwyty  $^{201}\text{Tl}$  przez mięsień sercowy jest bardzo szybki i wynosi średnio 80% maksimum w ciągu 1 minuty od podania. Wychwyty przez kardiomiocyty następuje głównie przy udziale systemu aktywnego transportu (system ATP-azy sodowo-potasowej). Niedobór tlenu w tkance mięśnia sercowego, spowodowany np. świeżym zawałem, powoduje zaburzenie w systemie transportowym, co z kolei odzwierciedla się w obniżonym wychwyty znacznika. Charakterystycznym dla diagnostyki mięśnia sercowego z użyciem  $^{201}\text{Tl}$  zjawiskiem jest tzw. zjawisko redystrybucji. Polega ono na zanikaniu w czasie od 2-4 godzin po iniekcji ognisk obniżonego wychwyty. Sytuacja ta wynika z faktu, iż w obrębie tkanek zdrowych następuje ciągła wymiana z nowymi porcjami talu znajdującymi się we krwi, natomiast w obrębie tkanek chorych proces ten jest znacznie wolniejszy. Zjawisko redystrybucji ma szczególne znaczenie na gruncie rozróżniania niedokrwienia od martwicy czy blizny, a tym samym może być dobrym narzędziem w ocenie „żywności” mięśnia sercowego [45]. Do niekorzystnych cech fizycznych tego radioznacznika zaliczyć należy stosunkowo długi czas połowicznego rozpadu wynoszący 73 godziny oraz fakt, iż izotop ten produkowany jest w cyklotronach (zwiększa koszt uzyskania znacznika). Pozostałe właściwości fizyczne to energia kwantów promieniowania  $X = 80\text{keV}$  i  $\text{gamma} = 169\text{keV}$ .

#### $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI

Jest to kompleks utworzony z połączenia dwóch części: radioizotopu jakim jest metastabilny technet-99 oraz ligandu w postaci lipofilnego związku metoksy-izobutylozonitrylu (MIBI).  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  o energii  $140\text{keV}$  (95%) i czasie połowicznego rozpadu 6 godzin, otrzymywany jest w procesie eluacji generatora molibdenowo-technetowego. Lipofilny ligand (MIBI) jest biernie transportowany do mitochondriów kardiomiocyta w ilości proporcjonalnej do przepływu krwi [33]. Dlatego po dożylnym podaniu znacznika (bezpośrednio – badanie spoczynkowe, w szczycie wysiłku – badanie wysiłkowe), gromadzi się on głównie w mięśniu sercowym. Niestety ponieważ radiofarmaceutyk ten wydalany jest drogą żółci, dlatego obserwuje się również jego gromadzenie się w wątrobie, co jest bezpośrednią przyczyną powstawania tzw. artefaktów wątrobowych. Innymi miejscami, w których dochodzi do gromadzenia się radioznacznika (w niewielkich ilościach są): płuca, jelita (artefakty jelitowe) oraz mięśnie szkieletowe [33, 46]

Gromadzenie radioznacznika w obrębie mięśniówki serca jest możliwe poprzez bierną dyfuzję preparatu przez błony komórkowe do przestrzeni międzykomórkowych, natomiast dyfuzja zwrotna jest hamowana poprzez wysoki potencjał błonowy.

#### $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview

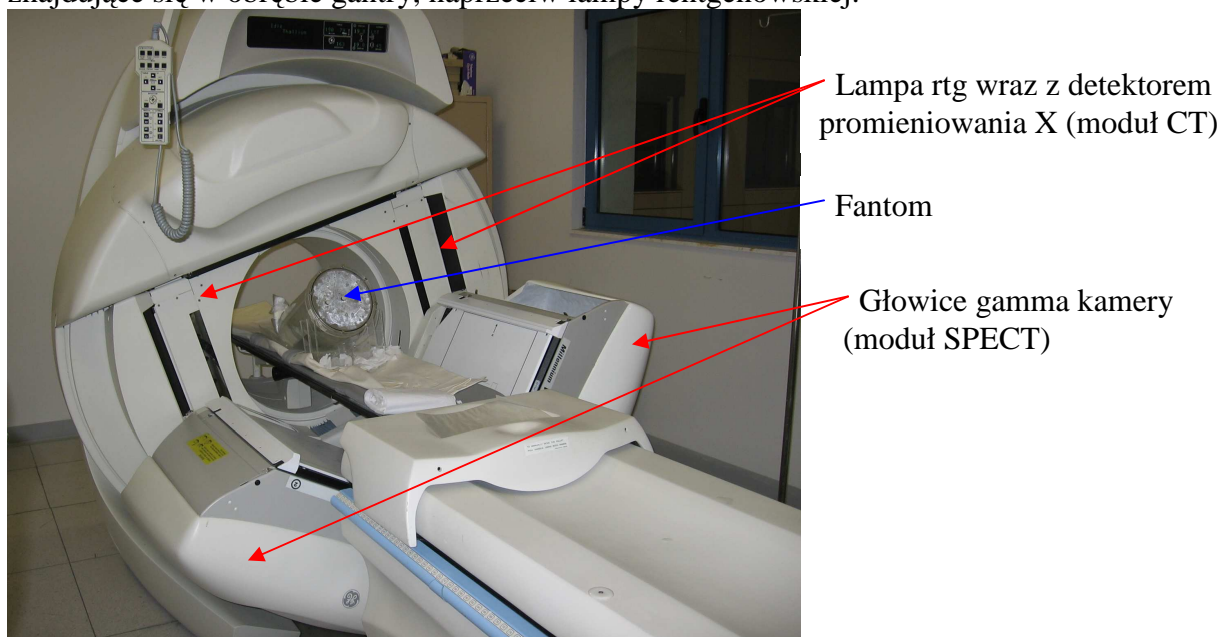
Związek z grupy fosfoorganicznych znakowany technetem-99m. Wprowadzony został do praktyki klinicznej na początku lat 90 XX wieku [45]. Mechanizm wychwyty tych jednowartościowych, lipofilnych kompleksów kationowych zawierających ligandy dwufosfinowe jest podobny do mechanizmu wychwyty kompleksu  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI i polega na biernej dyfuzji przez błony komórkowe kardiomiocyta. Wychwyty radioznacznika zależy od ukrwienia. Ponieważ w okresie do 4-5 godzin po iniekcji nie występuje zjawisko redystrybucji, protokół jednodniowy badania przewiduje dwukrotne podanie radioaktywności: aktywność wysiłkowa (mniejsza~3mCi) oraz aktywność spoczynkowa (większa~9mCi).

## 7.2. Aparatura

W modelowych badaniach z użyciem statycznego fantomu serca testowano dwa tomografy hybrydowe emisyjno-transmisyjne (GE Millenium VG-Hawkeye oraz Philips Forte/Vantage-Pro-Gd).

### 7.2.1. Hybrydowa (SPECT-CT) gamma kamera firmy GE (General Electric)

Hybryda SPECT-CT (Single Photon Emission Computed Tomography – Computed Tomography) firmy GE (General Electric) o nazwie GE Millenium VG-Hawkeye (rys.35) zbudowana jest z dwóch zasadniczych elementów: dwugłowicowej gamma kamery (tomograf emisyjny) oraz z wmontowanego w jej gantry tomografu komputerowego (tomograf transmisyjny). W tego typu hybrydach wykorzystywane są dwa rodzaje promieniowania: promieniowanie gamma (SPECT) i promieniowanie X (CT) oraz dwa różne, niezależne sposoby ich detekcji. Promieniowanie gamma emitowane z mięśnia sercowego pacjenta jest detektowalne poprzez dwie głowice gamma kamery. Promieniowanie X ma swoje źródło w lampie rentgenowskiej umieszczonej w gantry gamma kamery. Po przejściu przez ciało pacjenta promieniowanie to zostaje osłabione, a następnie zarejestrowane przez detektory znajdujące się w obrębie gantry, naprzeciw lampy rentgenowskiej.



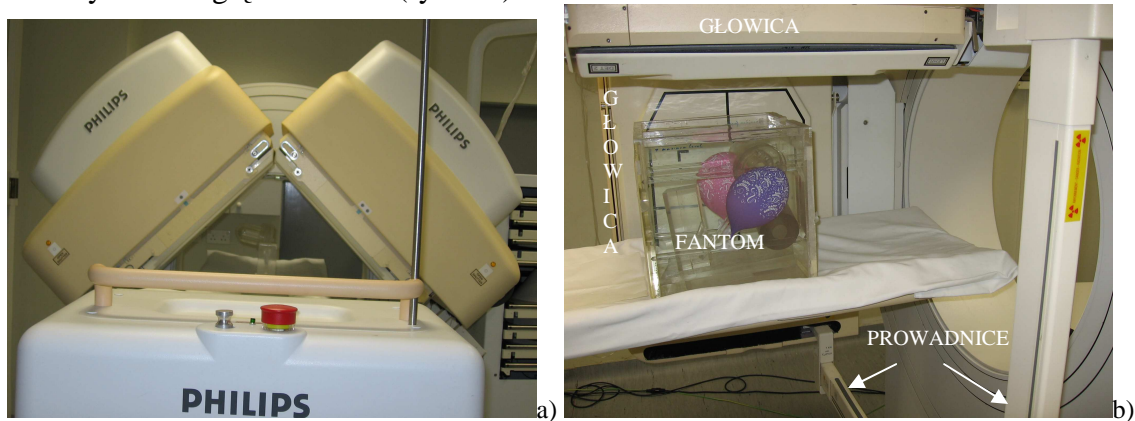
Rys.35. GE Millenium VG-Hawkeye podczas badań fantomowych

System tomografii transmisyjnej jest wykorzystywany do uzyskiwania skanów CT pacjenta niskiej rozdzielczości, które następnie są wykorzystywane do korekcji osłabienia (attenuation correction) odpowiadającym im skanów wykonanych techniką SPECT. Akwizycja obrazów CT trwa ok. 5-10 min i może być wykorzystywana do lokalizacji struktur anatomicznych w obrazach SPECT.

### 7.2.2. Hybrydowa gamma kamera firmy Philips

Hybryda emisyjno-transmisyjna firmy Philips (Philips Forte/Vantage-Pro-Gd) (rys.36a) zbudowana jest z dwóch głównych elementów: dwugłowicowej gamma kamery oraz prowadnic, w których umieszczone są dwa źródła  $^{153}\text{Gd}$  (czas połowicznego rozpadu: 241,6dnia, aktywność~ 2.2GBq, energia emitowanych kwantów gamma 99keV) [47, 48].

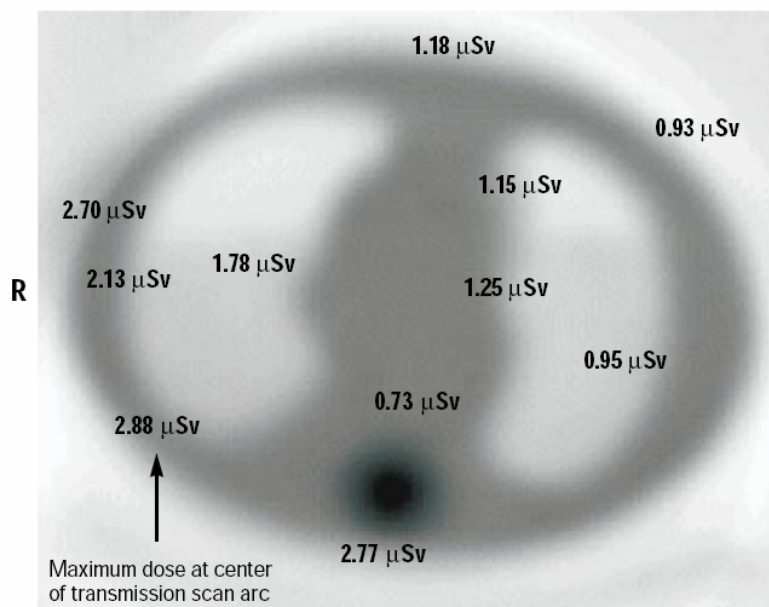
Prowadnice montowane są pod kątem prostym względem odpowiadających im głowic gamma kamery oraz względem siebie (rys.36b).



Rys.36. Philips Forte/Vantage-Pro-Gd: a) widok ogólny, b) prowadnice dla źródła  $^{153}\text{Gd}$

Emitowane przez umieszczone w prowadnicach źródła  $^{153}\text{Gd}$  promieniowanie gamma zostaje osłabiane po przejściu przez ciało pacjenta, a następnie docierające do przeciwległej głowicy kwanty są zliczane równoległe z trwającą akwizycją SPECT. W rozwiązaniu tym istnieje zatem wspólny system detekcji dla obu rodzajów kwantów gamma. System ten stanowią dwie głowice gamma kamery. Tego typu akwizycja wiąże się z niedogodnością w postaci powstawania tzw. przesłuchów (crosstalk), czyli błędnego wliczania impulsów pochodzących z emisji do puli impulsów transmisyjnych. W testowanym aparacie problem „crosstalk’u” został rozwiązany poprzez zastosowanie odpowiednich masek korekcyjnych. Rozwiązanie to pozwala na wyodrębnienie fotonów o energiach np. z przedziału 100-140keV, które w większości pochodzą z rozproszonych fotonów o energii 140keV (dla  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ) [47].

Należy zaznaczyć, iż dawka otrzymywana przez pacjenta w czasie pracy ze źródłem transmisyjnym w postaci gadolinu-153 stanowi 1/6 dawki otrzymywanej przez pacjenta podczas rutynowej tomografii klatki piersiowej i wynosi ok.  $2\mu\text{Sv}$  (przy procedurze akwizycyjnej: 32, 5 sekundowe projekcje) (rys.37) [47].



Rys.37. Rozkład dawek od modułu transmisyjnego w czasie testów fantomowych [47]

### 7.2.3. Korekcja osłabienia (attenuation correction) promieniowania

Uzyskiwane podczas rutynowej diagnostyki SPECT obrazy bardzo często obarczone są artefaktami w postaci niejednorodnej intensywności wysycenia znacznikiem [37]. Niejednorodności te w większości przypadków nie są wynikiem procesów chorobowych, czy patologicznych, a jedynie wynikają z osłabiania strumienia fotonów gamma na drodze od serca pacjenta do detektora. Stopień tego typu osłabienia (rozpraszania) fotonów zależy od wielu czynników. Do najczęściej wymienianych zaliczyć należy:

- różną gęstość tkanek w organizmie (np. tkanka mięśniowa osłabia strumień fotonów znacznie silniej niż płuca);
- odległość mięśnia sercowego od detektora (obraz ściany tylnej i podstawy serca są znacznie bardziej osłabiane w porównaniu ze ścianą przednią i koniuszkiem; piersi kobiet powodują dodatkowy, niekorzystny wzrost odległości pomiędzy detektorem i sercem);
- anatomię pacjenta (np. rozmiar i wielkość płuc, wielkość i rozmiar przepony, rozmiar biustu u kobiet).

Oprogramowanie służące do rekonstrukcji obrazów, zawiera komponenty numeryczne pozwalające na korekcję osłabienia. Nie są one jednak wystarczające i rzadko zapewniają zadowalającą poprawę rejestrowanego obrazu. Dlatego większość firm produkujących gamma kamery SPECT'owe skłania się do poszukiwania jak najbardziej optymalnych rozwiązań. Znane są hybrydy SPECT-MRI, SPECT-PET czy SPECT-CT. W grupie aparatów określanych mianem SPECT-CT wyróżnia się hybrydy łączące zalety aparatów SPECT i tradycyjnych tomografów rentgenowskich CT, ale również połączenie aparatu SPECT z „nakładką” w postaci prowadnic z umieszczonymi w ich wnętrzach źródłami  $^{153}\text{Gd}$ . Które z tych rozwiązań jest korzystniejsze dla pacjenta? Próba odpowiedzi na to pytanie była jednym z głównych celów tej części pracy.

Mimo różnic w konstrukcji, trybie akwizycji i rodzajach elementów związanych z tomografią emisyjną, główna zasada korekcji osłabienia jest zawsze taka sama. Chodzi bowiem o to, aby uzyskany techniką transmisyjną obraz pozwolił na poprawę jakości obrazu wynikowego, w sposób pozwalający na bardziej precyzyjną lokalizację rzeczywistego zaburzenia. Poprawa ta ma niezwykle istotne znaczenie nie tylko podczas diagnostyki chorób serca, ale również podczas procedur akwizycyjnych dotyczących innych organów. Nałożenie obrazów SPECT i „CT” pozwala na dokładniejszą analizę położenia zmiany. Obraz hybrydowy wydaje się być wyostrozony, co umożliwia detekcję nawet bardzo niewielkich zmian, a to ma istotne znaczenie nie tylko w czasie wczesnej diagnostyki ubytków perfuzji mięśnia sercowego, ale również w detekcji ognisk przerzutowych, ognisk stanów zapalnych itp.

Jednakże korzyść w postaci dobrej jakości obrazu musi być uzasadniona zwiększeniem korzyści jakie pacjent może osiągnąć w trakcie diagnostyki hybrydowej w porównaniu do technik konwencjonalnie stosowanych. Pojawia się również problem ewentualnego wzrostu narażenia radiologicznego pacjenta podczas tego typu procedur? Czy rzeczywiście ono istnieje? Czy diagnostyka hybrydowa powinna być zawsze stosowana? Jaki jest stosunek „strat” do „korzyści wynikających z jej stosowania?”

### 7.2.5. Procedura pomiarowa

W przypadku badań prowadzonych na aparatach hybrydowych procedura pomiarowa była następująca. Statyczny fantom serca został wypełniony roztworem  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview o aktywności  $\sim 3\text{mCi}$  (111 MBq), a następnie roztworem  $^{201}\text{Tl}$  o aktywności  $\sim 0.3\text{mCi}$  (11,1 MBq) [38, 44]. Akwizycja wykonywana była dla każdego z radiofarmaceutyków w następującej kolejności:

1. **fantom w powietrzu bez korekcji osłabienia** (without attenuation correction),

- a) symulacja prawidłowej perfuzji,
  - b) symulacja małego ogniska zawałowego,
  - c) symulacja dużego ogniska zawałowego;
2. **fantom w powietrzu z korekcją osłabienia** (with attenuation correction),
- a) symulacja prawidłowej perfuzji,
  - b) symulacja małego ogniska zawałowego,
  - c) symulacja dużego ogniska zawałowego;
3. **fantom umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia bez korekcji osłabienia** (without attenuation correction),
- a) symulacja prawidłowej perfuzji,
  - b) symulacja małego ogniska zawałowego,
  - c) symulacja dużego ogniska zawałowego;
4. **fantom umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia z korekcją osłabienia** (with attenuation correction)
- a) symulacja prawidłowej perfuzji,
  - b) symulacja małego ogniska zawałowego,
  - c) symulacja dużego ogniska zawałowego.

Do symulacji małego ogniska zawałowego wykorzystywano pęcherzyk powietrza o objętości 2ml i powierzchni 15x20mm. Natomiast duże ognisko zawałowe symulował pęcherzyk o objętości 3ml i powierzchni 26x30mm. Pozycja zaburzenia w obrębie przykoniuszkowej części przednio-przegrodowej ściany (apical anteroseptal wall) była niezmienna oraz stała w czasie podczas wszystkich pomiarów. Protokół akwizycyjny techniką SPECT był stały dla dwóch testowanych aparatów oparty na następujących parametrach:

- 25 sekund/obraz dla  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz 35 sekund/obraz dla  $^{201}\text{Tl}$ ,
- 64 projekcje,
- matryca 64x64,
- zoom 1.3,
- $180^\circ$  rotacji przeciwnie do kierunku ruchu wskazówek zegara,
- $120^\circ$  ustawienie głowic,
- kolimatory LEHR (Low Energy High Resolution),
- 20% szerokość okna energetycznego.

Akwizycja techniką transmisyjną wykonywana była zgodnie z wprowadzonymi przez producenta standardowymi procedurami. W przypadku aparatu GE Millenium VG-Hawkeye akwizycja z wykorzystaniem promieniowania X następowała po zakończeniu procedury SPECT'owej, natomiast w przypadku aparatu Philips Forte/Vantage-Pro-Gd procedury emisyjna (SPECT) i transmisyjna (promieniowanie gamma) były jednoczesne.

### 7.3. Pomiary z użyciem statycznego fantomu serca

#### FANTOM W POWIETRZU – SYMULACJA PRAWIDŁOWEJ PERFUZJI W POWIETRZU

Statyczny fantom serca został umieszczony w statywie na stole do badań SPECT-CT. Orientacja koniuszka fantomu była zgodna z orientacją koniuszka serca pacjenta. Protokół akwizycyjny SPECT identyczny dla obu aparatów, tzn.: matryca 64x64, kolimator wysokorozdzielczy, liczba obrazów 64 (32 dla każdej z głowic). Akwizycja z wykorzystaniem CT różna w przypadku dwóch aparatów. Aparat GE – akwizycja z wykorzystaniem promieniowania X po zakończeniu akwizycji SPECT. Aparat Philips –



akwizycja z wykorzystaniem  $^{153}\text{Gd}$  (źródło promieniowania gamma, energia kwantów - 99 keV) jednoczesna z akwizycją SPECT.

Wykorzystywane radiofarmaceutyki  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview oraz  $^{201}\text{Tl}$ .

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview: energia kwantów gamma: 140 keV

czas połowicznego zaniku: 6 godzin

stosowana aktywność: 1.9 – 2 mCi (70,3 – 74 MBq)

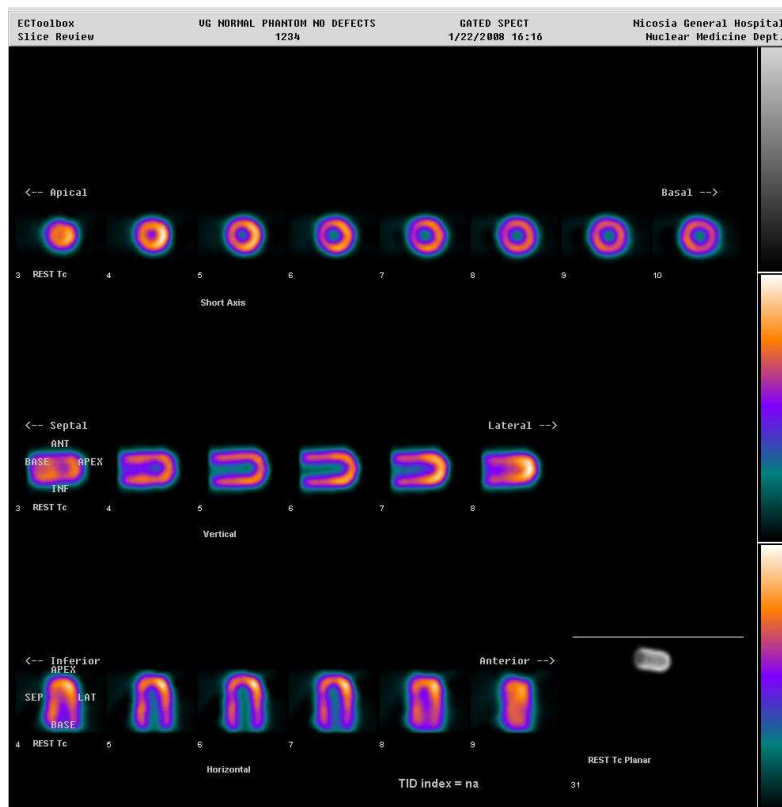
$^{201}\text{Tl}$ : energia kwantów: 169keV

czas połowicznego zaniku: 73 godziny

stosowana aktywność: 0.3 mCi (11,1 MBq)

### Wykonanie pomiarów:

#### ETAP I



Rys.38. Fantom w powietrzu – aparat GE

Stacyjny fantom serca wypełniono wodnym roztworem  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview o aktywności ok. 2 mCi (74MBq). Umieszczono fantom w statywie, a następnie na stole pomiarowym gamma kamery GE. Rozpoczęto procedurę pomiarową. Przykładowy wynik przedstawiono na rys.38

Opis wyniku:

1) jakość obrazów znacznie lepsza w porównaniu do obrazów uzyskiwanych techniką SPECT z wykorzystaniem radiofarmaceutyku  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI;

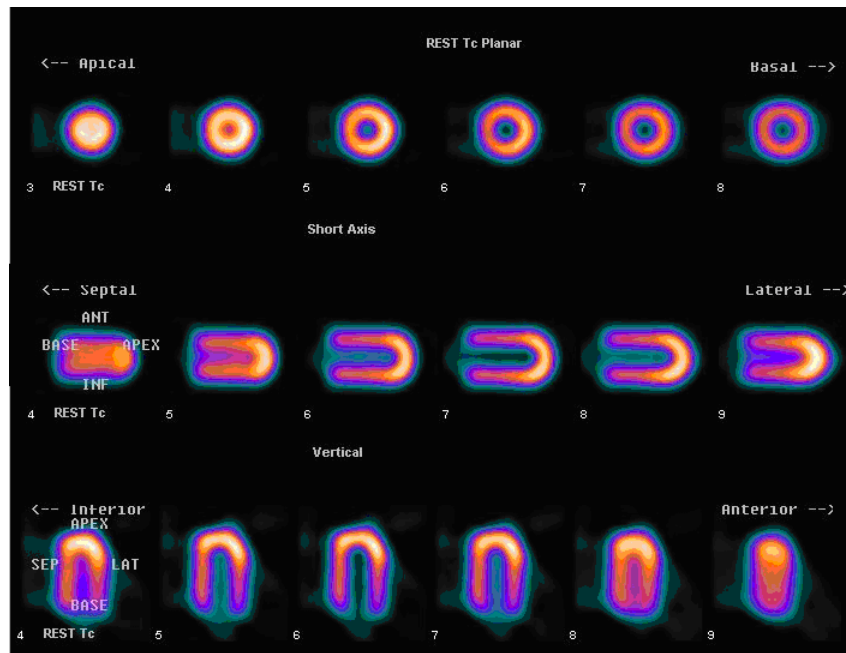
2) w badaniach pacjentów podawana jest niższa aktywność (~300MBq (3mCi-wysilek i 9mCi-spoczynek –

protokół jednodniowy) niż aktywność podawana pacjentom podczas protokołu wykorzystującego  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI (~650MBq) => mniejsze narażenie radiologiczne pacjenta! (większy koszt zakupu znacznika promieniotwórczego);

3) wierne odtworzenie perfuzji mięśnia sercowego;

4) brak korekcji osłabienia (brak elementów symulujących tkanki mogące osłabiać obraz).

Procedurę przeprowadzono ponownie na aparacie Philips. Parametry pomiaru pozostały niezmienione. Akwizycja SPECT-CT przeprowadzona jednocześnie, tzn.: jednoczesna detekcja kwantów gamma pochodzących z radiofarmaceutyku podanego pacjentowi oraz osłabionych po przejściu przez ciało pacjenta, pochodzących ze źródła  $^{153}\text{Gd}$ .



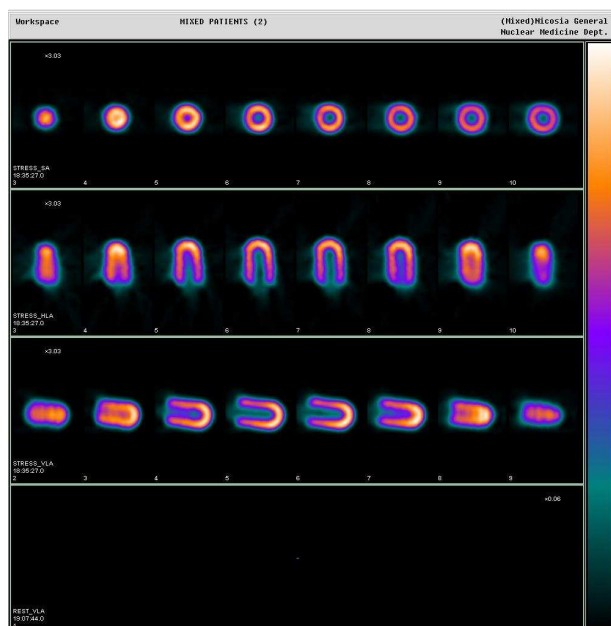
Rys.39. Fantom w powietrzu – aparat Philips

Opis wyniku (rys.39):

- 1) akwizycja krótsza niż w przypadku akwizycji prowadzonej na aparacie GE,
- 2) brak widocznych efektów korekcji osłabienia (attenuation correction) spowodowany brakiem elementów mogących osłabić kwanty gamma.
- 3) jakość obrazu porównywalna z aparatem GE

## ETAP II

Statyczny fantom serca (po dokładnym usunięciu izotopu  $^{99m}\text{Tc}$ ) wypełniono wodnym roztworem  $^{201}\text{Tl}$  o aktywności 0.3mCi (11.1 MBq). Fantom umieszczono w statywie, a następnie na stole pomiarowym aparatu GE. Zachowując geometrię pomiaru (ustawienie stołu, matryca, liczba projekcji) taką jak w przypadku badań prowadzonych z użyciem radiofarmaceutyku  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview, przeprowadzono akwizycję.

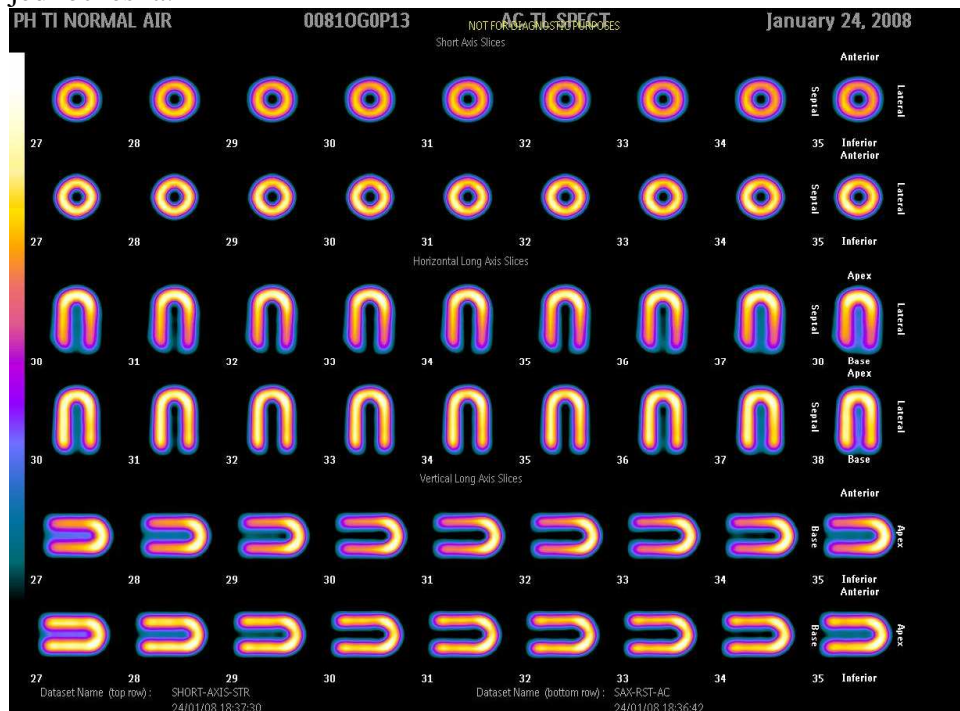


Rys.40. Fantom w powietrzu – GE – tal-201

Opis wyniku (rys.40):

- 1) brak widocznych efektów korekcji osłabienia;
- 2) jakość obrazów gorsza niż w przypadku  $^{99m}\text{Tc}$

Procedurę powtórzono, z zachowaniem identycznych warunków akwizycji, na aparacie Philips. Akwizycja kwantów gamma emisyjnych (SPECT) i transmisyjnych („CT”) – jednoczesna.



Rys.41. Fantom w powietrzu – Philips – tal-201

Opis wyniku (rys.41):

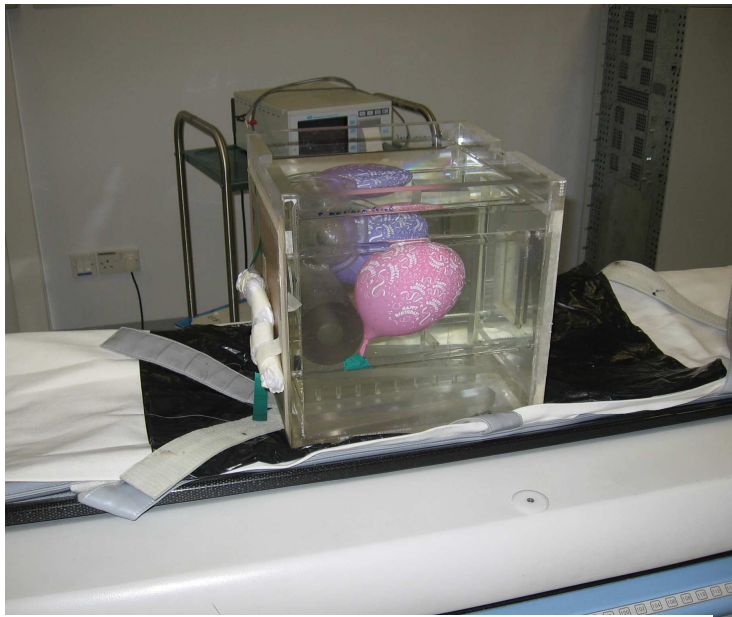
- 1) brak widocznych efektów korekcji osłabienia,
- 2) jakość obrazów znacznie gorsza niż w przypadku stosowania  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview,
- 3) jakość obrazów porównywalna z jakością obrazów uzyskanych na aparacie GE.

Stacyjny fantom serca umieszczony w statywie, w powietrzu, nadaje się do prowadzenia symulacji na aparatach SPECT. Połączenie dwóch technik pomiarowych SPECT i CT nie pozwala na zaobserwowanie istotnych różnic w obrazach z i bez korekcji osłabienia. Należy zatem zalecać stosowanie fantomu statycznego serca zanurzonego w środowisku wodnym w obrębie antropomorficznego fantomu tułowia (torso phantom) w przypadku prowadzenia symulacji. Umieszczenie statycznego fantomu serca w fantomie tułowia pozwala na uzyskanie wiarygodnego odtworzenia anatomii pacjenta z uwzględnieniem struktur mogących powodować osłabienie kwantów gamma.

### FANTOM W ANTROPOMORFICZNYM FANTOMIE TUŁOWIA – SYMULACJA PRAWIDŁOWEJ PERFUZJI

Parametry akwizycji pozostały niezmienione podczas wszystkich akwizycji. Symulacje prowadzono na aparatach SPECT-CT firm GE oraz Philips. Wykorzystano dwa rodzaje radiofarmaceutyków:  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz  $^{201}\text{Tl}$ .

Antropomorficzny fantom (rys.42) tułowia został wykonany z następujących elementów:



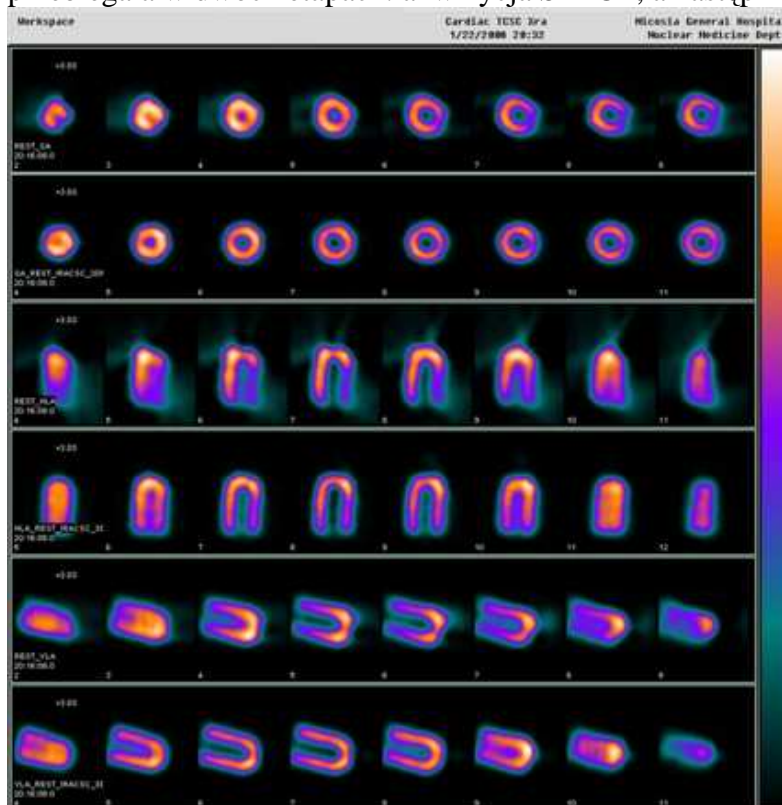
Rys.42. Fantom tułowia

- obrys ciała pacjenta – fantom sześcienny wypełniony wodą,
- mięsień lewej komory serca – statyczny fantom serca,
- przepona – walec wykonany z pleksi,
- płuca – dwa balony wypełnione powietrzem,
- piersi – dodatkowa objętość wody,
- jelita – wata nasączona roztworem radiofarmaceutyku (~0.2mCi), umieszczona w worku i uformowana w kształt jelit.

Wszystkie elementy wykorzystane do konstrukcji fantomu zostały umieszczone zgodnie z typowym układem anatomicznym. Cały fantom został umieszczony na stole pomiarowym z zachowaniem typowej dla danego aparatu geometrii akwizycyjnej.

#### ETAP I

Stacyjny fantom serca został wypełniony wodnym roztworem  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview o aktywności 1.9 mCi (70,3MBq) i umieszczony wewnątrz fantomu symulującego tors pacjenta. Całość umieszczono na stole akwizycyjnym aparatu GE. Procedura akwizycyjna przebiegała w dwóch etapach: akwizycja SPECT, a następnie akwizycja CT.

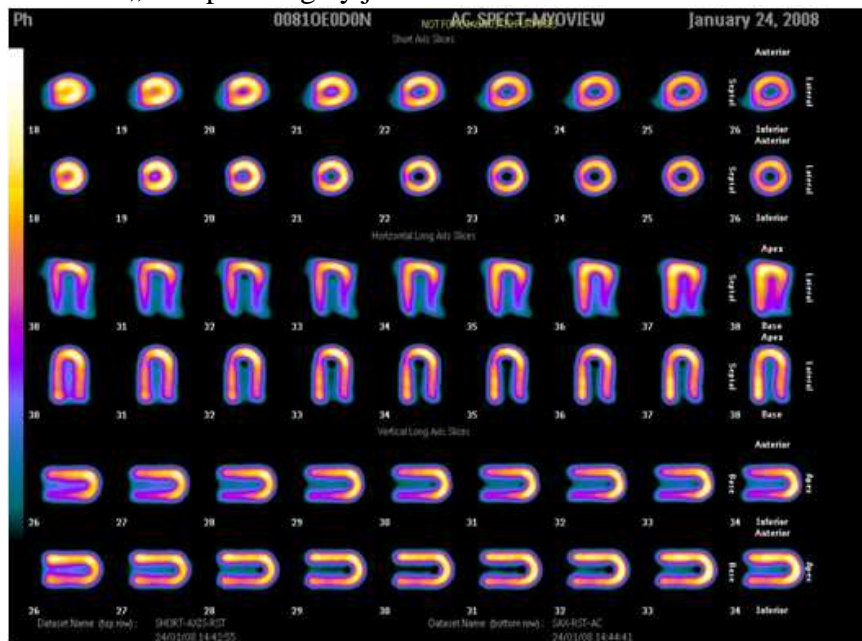


Rys.43. Fantom w wodzie – GE – technet-99m

Opis wyniku (rys.43):

- 1) badanie SPECT uwidoczniało nierównomierny rozkład znacznika w obrębie symulowanego mięśnia sercowego (ściana tylna – inferior wall, ściana boczna – lateral wall);
- 2) przeprowadzona przy użyciu techniki CT korekcja osłabienia pozwoliła na uzyskanie prawidłowego obrazu perfuzji mięśnia sercowego w obrębie całej mięśniówki serca => równomierny rozkład znacznika;
- 3) jakość obrazów bardzo dobra.

Powyższą procedurę przeprowadzono na aparacie Philips. Aktywność wodnego roztworu  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview w statycznym fantomie serca wynosiła 1.89mCi. Fantom został umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia z zachowaniem ułożenia elementów takim jak w przypadku akwizycji prowadzonej na aparacie GE (zgodnej z anatomią pacjenta). Akwizycje SPECT i „CT” przebiegały jednocześnie.



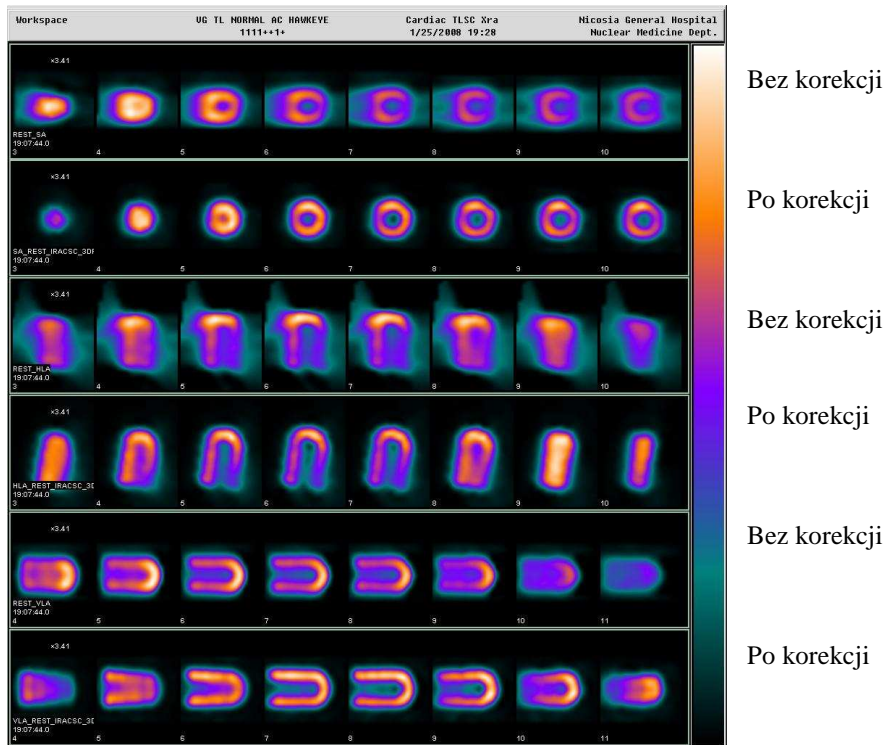
Rys.44. Fantom w wodzie – Philips – technet-99m

Opis wyniku (rys.44):

- 1) badanie SPECT uwidoczniało nierównomierny rozkład znacznika w obrębie symulowanego mięśnia sercowego (ściana tylna – interior wall) jednakże domniemany brak perfuzji był mniej intensywny niż w przypadku aparatu GE,
- 2) wykorzystanie danych z akwizycji osłabionego promieniowania gamma (tomografia transmisyjna) pozwoliło na korekcję artefaktów osłabienia i uzyskanie prawidłowego obrazu mięśniówki serca,
- 3) jakość uzyskanych obrazów jest dobra (nieznacznie gorsza w porównaniu z aparatem GE), po zastosowaniu korekcji osłabienia obraz pozwala na jednoznaczne określenie braku zaburzenia perfuzji.

## ETAP II

Statyczny fantom serca został napełniony wodnym roztworem  $^{201}\text{Tl}$  i umieszczony wewnątrz antropomorficznego fantomu tułowia z zachowaniem geometrii takiej jak dla symulacji z wykorzystaniem  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview (zgodnej z anatomią pacjenta). Akwizycja przeprowadzona została na aparacie GE przy czym akwizycja CT następowała po zakończeniu akwizycji SPECT.

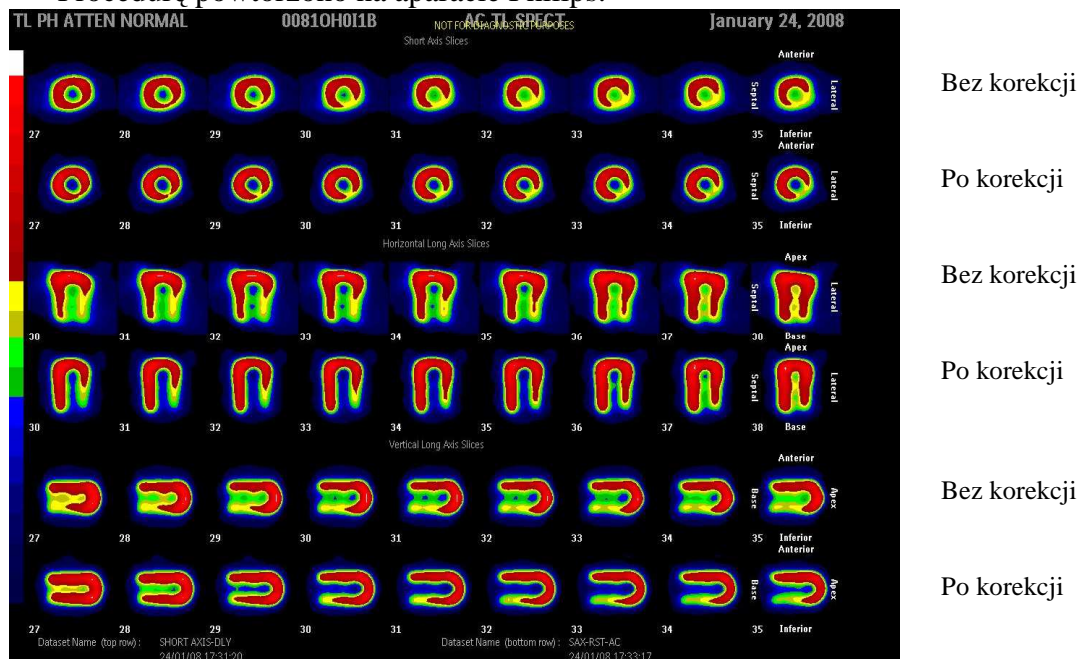


Rys. 45. Fantom w wodzie – GE – tal-201

Opis wyniku (rys.45):

- 1) badanie SPECT uwiocznio nierownomierne wysycenie radioznacznikiem miesniowki serca, co moze byc „blednie” zinterpretowane jako zaburzenie perfuzji w obrębie tylnej ściany mięśnia sercowego,
- 2) przeprowadzenie korekcji osłabienia pozwala jedynie na nieznaczna „poprawę” jednorodności wysycenia,
- 3) jakość uzyskanych obrazów nie jest zadowalająca, poprawia się nieznacznie po zastosowaniu korekcji osłabienia (attenuation correction)

Procedurę powtórzono na aparacie Philips.



Rys.46. Fantom w wodzie – Philips tal-201

Opis wyniku (rys.46)

- 1) diagnostyczna jakość obrazu znacznie gorsza od uzyskiwanej przy wykorzystywaniu radiofarmaceutyków znakowanych technetem-99m.
- 2) jakość obrazów gorsza od uzyskanej na aparacie GE

Używanie  $^{201}\text{Tl}$  podczas rutynowej diagnostyki chorób serca może skutkować błędnym rozpoznaniem ogniska ischemii (ogniska zaburzonej perfuzji) w przypadkach, kiedy w rzeczywistości ona nie występuje, a brak perfuzji jest jedynie wynikiem występowania osłabienia promieniowania wynikającego z anatomicznych przesłanek (przepona, gruczoły piersiowe).

### FANTOM W POWIETRZU – SYMULACJA ZABURZENIA PERFUZJI (MAŁE OGNISKO ZAWAŁOWE) W POWIETRZU

Przygotowanie statycznego fantomu serca do pomiarów przebiegało zawsze w ten sam sposób, aby zapewnić powtarzalność pomiarów, a tym samym uzyskać możliwość porównywania wyników pochodzących z różnych akwizycji.

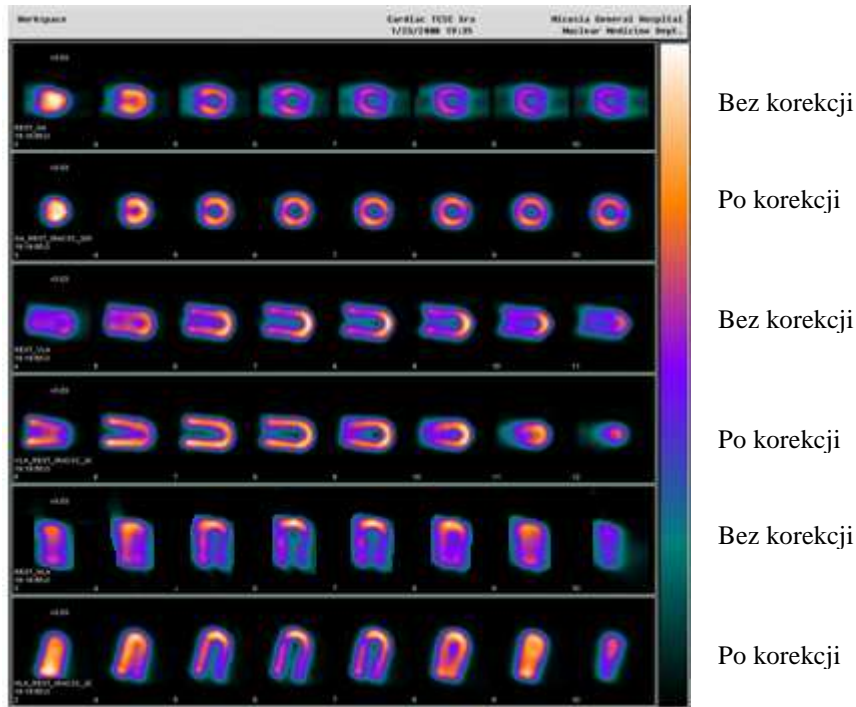
Objętość symulująca mięsień serca została wypełniona 108ml wody (całkowita objętość 110ml). Następnie dodano wodny roztwór  $^{99\text{m}}\text{Tc-Myoview}$  (lub  $^{201}\text{Tl}$ ) o aktywności 2mCi (74MBq) ((lub 0.3 mCi (11.1 MBq)), uzyskując całkowite wypełnienie statycznego fantomu serca. Znacznik został dokładnie wymieszany z wodą w celu zapewnienia jak najlepszej jednorodności. W kolejnym etapie pobrano 2ml płynu z objętości symulującej mięśniówkę serca. Wytworzony w ten sposób bąbel powietrza symulował małe ognisko zawałowe. Aby zapewnić jego stałe położenie w trakcie pomiarów, po umieszczeniu fantomu w statywie, wybrano pozycję serca tak, aby symulowane ognisko ischemii znajdowało się w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio przegrodowej (apikal antero-septal wall) oraz miał postać elipsy o wymiarach 15x20 mm.

Tak przygotowany fantom został kolejno umieszczony na stole pomiarowym aparatów GE oraz Philips.

Procedura akwizycyjna SPECT przebiegała zawsze w oparciu o identyczne parametry: matryca 64x64, kolimator wysokorozdzielczy (LEHR – Low Energy High Resolution), liczba projekcji 64 (32 na każdej z głowic). Procedura akwizycyjna CT przebiegała w sposób typowy dla danego aparatu: GE – akwizycja CT następowała po zakończeniu akwizycji SPECT, źródłem promieniowania X była lampa rentgenowska; Philips – równoczesna akwizycja SPECT i „CT”, źródłem promieniowania transmisyjnego (gamma) był izotop  $^{153}\text{Ga}$  o energii 99keV.

#### ETAP I

Wypełniony wodnym roztworem  $^{99\text{m}}\text{Tc-Myoview}$  o objętości 198ml i aktywności 2mCi (74MBq) statyczny fantom serca umieszczono w statywie na stole pomiarowym aparatu GE z zachowaniem geometrii pomiaru typowej dla badań małego obszaru ischemii.

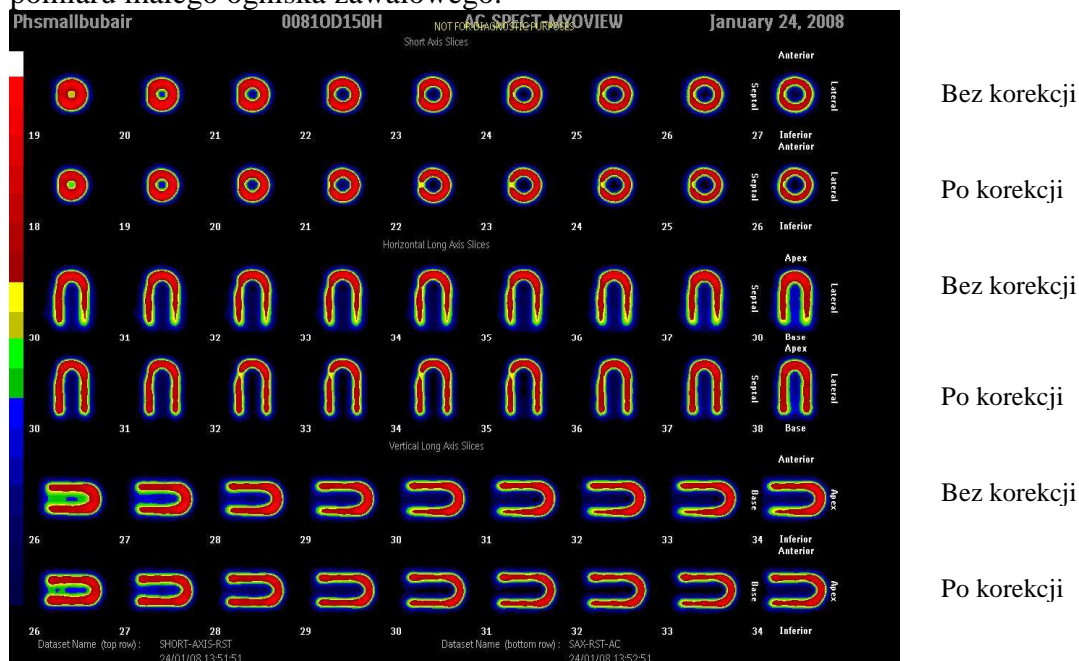


Rys.47. Małe ognisko zawałowe – fantom w powietrzu – GE – technet-99m

Opis wyniku (rys.47):

- 1) przed korekcją widoczne ognisko zawałowe w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej (apical antero-septal wall) oraz artefakty w ścianie tylnej i przegrodzie;
- 2) mała zgodność z warunkami rzeczywistymi;
- 3) duża zgodność obszaru symulowanego z obszarem widocznym na wyniku.

Procedura akwizycyjna została powtórzona na aparacie Philips z zachowaniem geometria pomiaru małego ogniska zawałowego.



Rys.48. Małe ognisko zawałowe – fantom w powietrzu – Philips – technet-99m

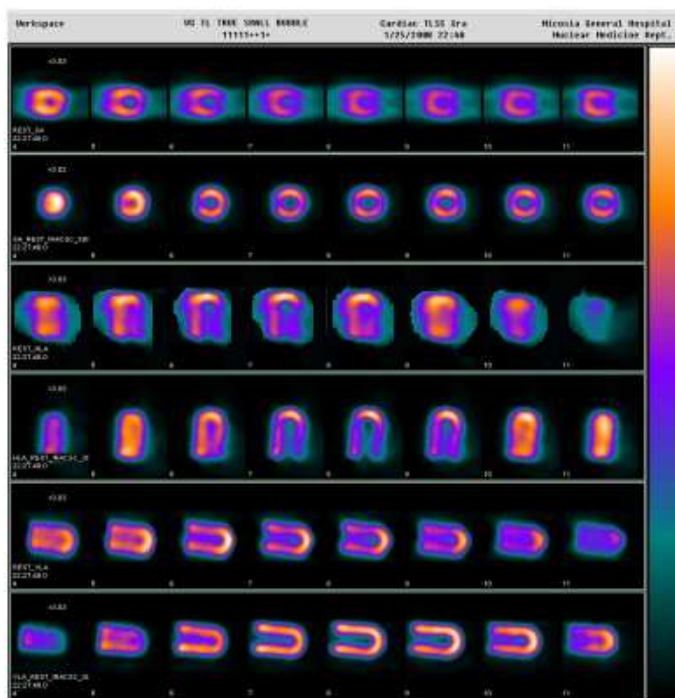
Opis wyniku (rys.48):



- 1) ognisko zawałowe dobrze widoczne w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej (apical antero-septal wall);
- 2) dobra zgodność symulacji (rzeczywistej lokalizacji) z wynikiem;
- 3) mała zgodność z warunkami rzeczywistymi (normalnymi), co powodowało, iż niewidoczne były efekty korekcji osłabienia – brak elementów symulujących np. przeponeę.

## ETAP II

Statyczny fantom serca został wypełniony wodnym roztworem  $^{201}\text{Tl}$  o objętości 198ml i aktywności 0.3 mCi (11.1MBq). Geometria pomiaru została zachowana i zgodna ze stosowaną w przypadku badań prowadzonych z użyciem  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview. Przygotowany



Rys.49. Małe ognisko – fantom w powietrzu – GE – tal-201

statyczny fantom serca został umieszczony w statywie na stole pomiarowym aparatu GE.

Opis wyniku przeprowadzonej symulacji (rys.49):

- 1) po korekcji symulowane ognisko zawałowe słabo widoczne w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej;
- 2) mała zgodność z warunkami rzeczywistymi – nie widać efektów korekcji osłabienia
- 3) uzyskano obraz o gorszej jakości niż w przypadku akwizycji z udziałem  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview

Fantom wypełniony radiofarmaceutyką  $^{201}\text{Tl}$  o objętości 198ml i aktywności 0.3mCi (11.1MBq) umieszczono na stole pomiarowym

aparatu Philips. Zachowano geometrię pomiaru zgodną ze stosowaną w czasie badań na aparacie GE. Różnica w protokole akwizycyjnym wynikała z konstrukcji aparatu i polegała na równoczesnej akwizycji emisyjnych i transmisyjnych kwantów gamma.

Wyniki przeprowadzonych symulacji:

- 1) symulowane ognisko zawałowe praktycznie niewidoczne w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej;
- 2) mała zgodność z warunkami rzeczywistymi;
- 3) obraz gorszej jakości niż w przypadku  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview.

Uzyskiwane w tej części obrazy nie zostały zapisane z powodu awarii systemu w trakcie prowadzonych badań. Ponieważ już wcześniej stwierdzono, iż nie zaleca się symulowania perfuzji mięśnia sercowego w fantomie serca umieszczonym w powietrzu ze względu na bardzo małą zgodność z warunkami rzeczywistymi, dlatego postanowiono nie umieszczać w tym miejscu pracy wyników dotyczących symulacji dużego ogniska zawałowego w fantomie umieszczonym w powietrzu. Na podstawie przeprowadzonych badań można sformułować wniosek, iż akwizycja z udziałem  $^{201}\text{Tl}$  daje gorsze rezultaty niż w przypadku stosowania  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview

## FANTOM W ANTROPOMORFICZNYM FANTOMIE TUŁOWIA – SYMULACJA ZABURZENIA PERFUZJI (MAŁE OGNISKO ZAWAŁOWE)

Stacyjny fantom serca został umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia. Symulacje przeprowadzono na dwóch aparatach typu SPECT-CT (GE i Philips) z użyciem dwóch różnych radiofarmaceutyków ( $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz  $^{201}\text{Tl}$ ).

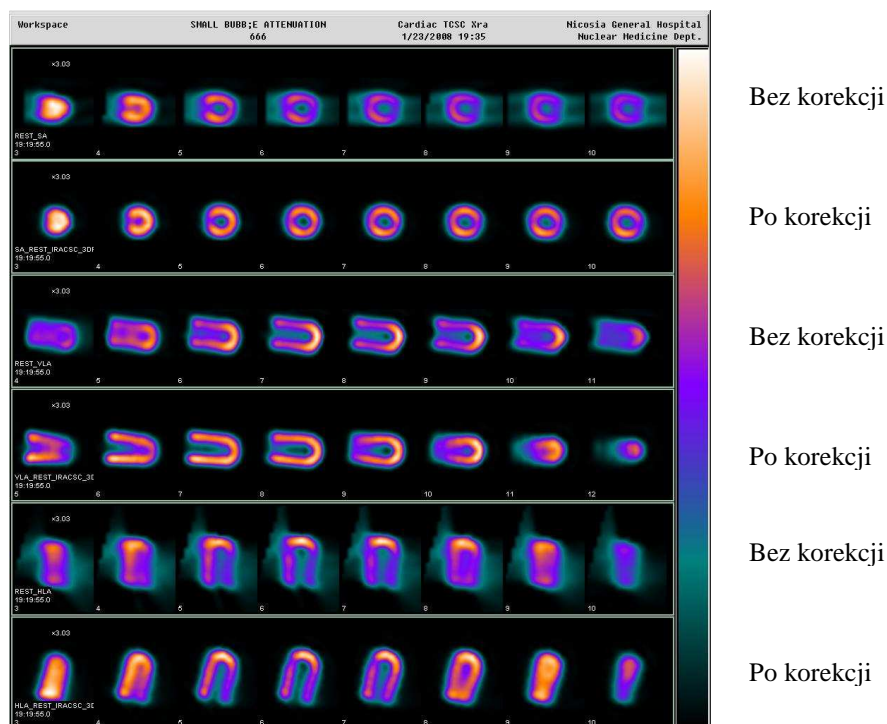
Wszystkie parametry akwizycji pozostały zgodne z protokołem oraz niezmiennie w czasie trwania wszystkich akwizycji.

Obszar ischemii (ognisko zawałowe małe) został zasymulowany poprzez umieszczenie w obrębie symulowanej tkanki mięśnia sercowego pęcherza powietrza. Procedura osiągnięcia powtarzalnych za każdym razem parametrów była następująca:

1. napełnienie fantomu wodą (105ml)
2. dodanie radiofarmaceutyku
3. dokładne wymieszanie radiofarmaceutyku z wodą poprzez wytrząsanie, w celu uzyskania pełnej jednorodności
4. dopełnienie objętości do 110ml
5. pobranie 2ml z objętości (powstaje pęcherz powietrza o objętości 2ml)
6. odpowiednie ustawienie fantomu w statywie tak, aby powierzchnia symulowanego ogniska zawałowego miała kształt elipsy o wymiarach 17x20mm i była położona w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej (apical antero-septal wall).

### ETAP I

Stacyjny fantom serca został wypełniony wodnym roztworem  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview o aktywności 2mCi (74MBq). Stacyjny fantom serca został przygotowany w sposób pozwalający zapewnić powtarzalność pomiarów związanych z symulacją małego ogniska zawałowego, a następnie umieszczony w przygotowanym fantomie tułowia. Akwizycję prowadzono na aparacie GE, przy czym technika CT była wykorzystywana po zakończeniu akwizycji techniką SPECT.

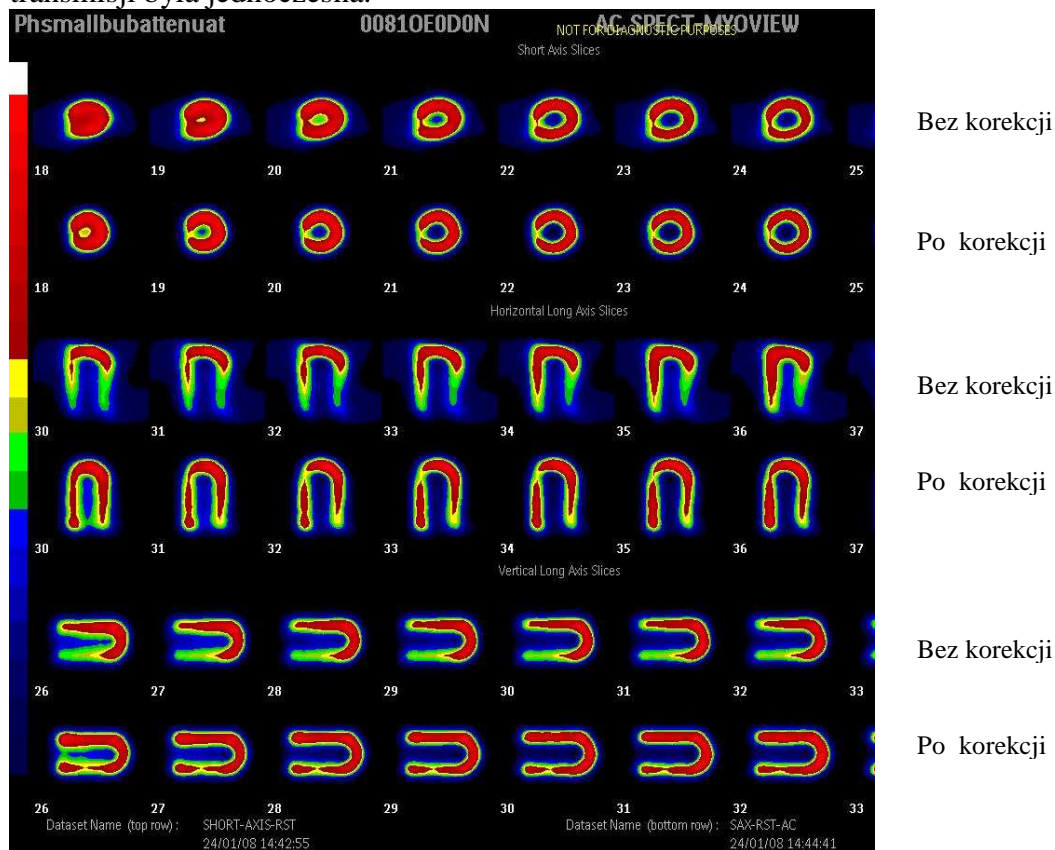


Rys.50. Małe ognisko zawałowe – fantom w wodzie – GE – technet-99m

Opis wyniku (rys.50):

- 1) w wyniku symulacji „małego ogniska” zawałowego z wykorzystaniem radioznacznika  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz techniki SPECT uwidoczniło nierównomierny rozkład znacznika w obrębie ściany tylnej (inferior) oraz widoczne symulowane ognisko zawałowe;
- 2) nałożenie na obraz SPECTowy wyniku akwizycji CT pozwoliło na korekcję osłabienia (attenuation correction) w obrębie ściany tylnej; osłabienie to wynikało bowiem z artefaktów m.in. przeponowych, a nie z występowania realnie istniejącego miejsca o braku perfuzji

Symulacja małego ogniska zawałowego została przeprowadzona również na aparacie Philips. Statyczny fantom serca został umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia, a następnie na stole pomiarowym. Akwizycja kwantów gamma pochodzących z emisji i transmisji była jednoczesna.



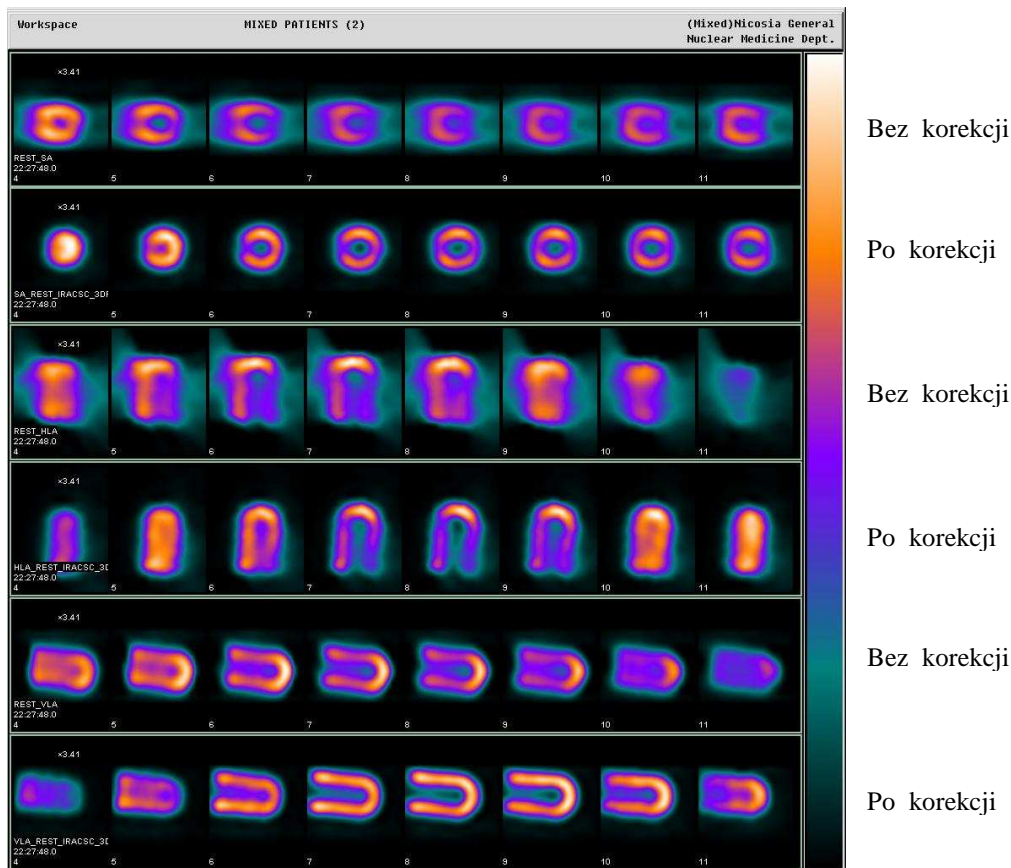
Rys.51. Małe ognisko zawałowe – fantom w wodzie – Philips – technet-99m

Opis wyniku (rys.51):

- 1) w wyniku symulacji małego ogniska zawałowego uwidoczniło słabą niejednorodność w obrębie przykoniuszkowej części przednio-przegrodowej oraz w obrębie ściany tylnej,
- 2) po przeprowadzeniu korekcji jednorodności udało się wyeliminować niejednorodność wysycenia w obrębie ściany tylnej przy równoczesnym zachowaniu widocznego miejsca rzeczywistej ischemii,
- 3) jakość obrazu dobra (nieznacznie gorsza od jakości obrazów pochodzących z aparatu GE).

## ETAP II

Stacyjny fantom serca został wypełniony wodnym roztworem  $^{201}\text{Tl}$  o objętości 108ml i aktywności 0,3mCi (11.1MBq), umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia, a następnie na stole pomiarowym aparatu GE. Akwizycja techniką CT następowała po zakończeniu akwizycji techniką SPECT. Protokół badania był zgodny z protokołem stosowanym podczas diagnostyki pacjenta.

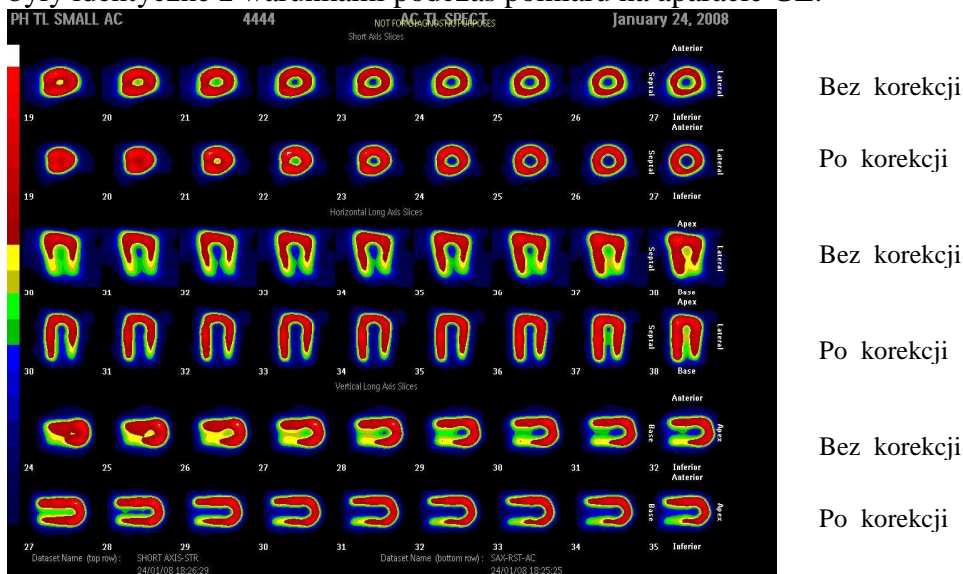


Rys.52. Małe ognisko zawałowe – fantom w wodzie – GE – tal-201

Opis wyniku (rys.52):

- 1) słabo widoczne ognisko zawałowe w obrębie przykoniuszkowej części przegrody,
- 2) nieznaczna poprawa po zastosowaniu korekcji osłabienia,
- 3) jakość obrazu znacząco gorsza w porównaniu do obrazów uzyskanych po zastosowaniu radiofarmaceutyków znakowanych izotopem <sup>99m</sup>Tc.

Procedura została powtórzona dla aparatu Philips. Warunki przeprowadzania akwizycji były identyczne z warunkami podczas pomiaru na aparacie GE.



Rys.53. Małe ognisko zawałowe – fantom w wodzie – Philips – tal-201

Opis wyniku (rys.53):

- 1) praktycznie nie widoczne ognisko zawałowe,
- 2) brak poprawy po zastosowaniu korekcji osłabienia,
- 3) jakość obrazu znacznie gorsza niż w przypadku stosowania radiofarmaceutyków znakowanych  $^{99m}\text{Tc}$ .

W tej serii pomiarowej silnie uwypuklił się fakt, iż bardzo trudno wychwycić ognisko braku perfuzji, którego rozmiary są małe wykorzystując jedynie obrazowanie techniką SPECT. W celu wyeliminowania jak największej ilości wątpliwości, co do słuszności stawianej diagnozy, należałoby zalecać wykonywanie akwizycji techniką SPECT-CT. Zastosowanie akwizycji SPECT-CT poprawia jakość obrazu eliminując artefakty powstałe w wyniku osłabienia promieniowania wynikającego z budowy anatomicznej pacjenta.

Po drugie należy stwierdzić, że występuje istotna różnica w wynikach uzyskiwanych z wykorzystaniem radiofarmaceutyków znakowanych  $^{99m}\text{Tc}$  i  $^{201}\text{Tl}$  – małe ogniska zawałowe są trudno detektowane po zastosowaniu  $^{201}\text{Tl}$ .

Po trzecie, występuje niewielka różnica w jakości obrazów pochodzących z aparatów o różnej sekwencji stosowanych technik. Lepsze obrazy uzyskuje się w aparatach, w których akwizycja CT następuje po zakończeniu akwizycji SPECT.

#### FANTOM W ANTROPOMORFICZNYM FANTOMIE TUŁOWIA – SYMULACJA ZABURZENIA PERFUZJI (DUŻE OGNISKO ZAWAŁOWE)

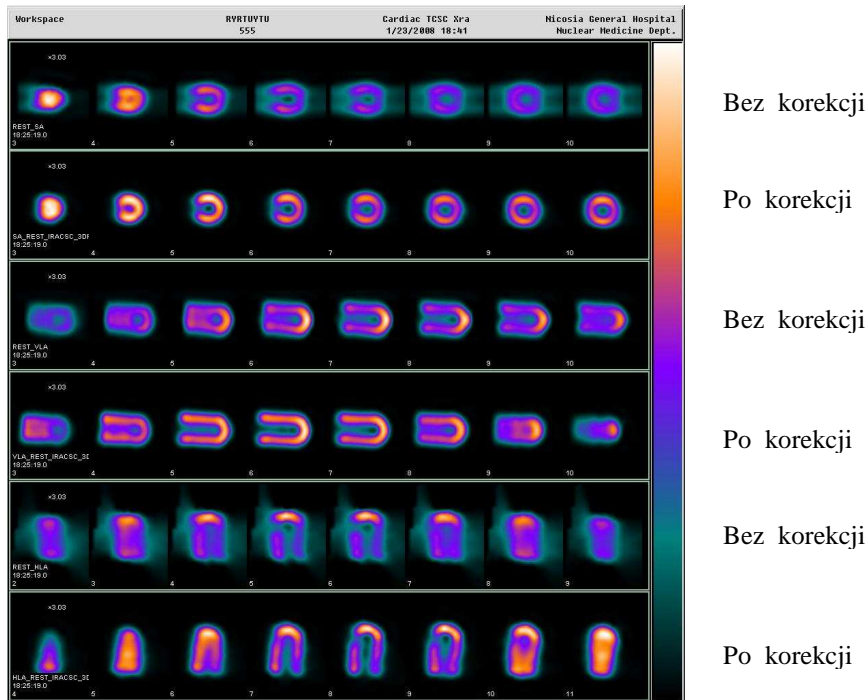
Statyczny fantom serca został umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia. Symulacje przeprowadzono na dwóch aparatach typu SPECT-CT (GE i Philips) z użyciem dwóch różnych radiofarmaceutyków ( $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz  $^{201}\text{Tl}$ ). Wszystkie parametry akwizycji pozostały zgodne z protokołem oraz niezmiennie w czasie trwania wszystkich akwizycji.

Obszar ischemii (ognisko zawałowe duże) został zasymulowany poprzez umieszczenie w obrębie symulowanej tkanki mięśnia sercowego pęcherza powietrza. Procedura osiągnięcia powtarzalnych za każdym razem parametrów była następująca:

1. napełnienie fantomu wodą (105ml),
2. dodanie radiofarmaceutyku,
3. dokładne wymieszanie radiofarmaceutyku z wodą poprzez wytrząsanie, w celu uzyskania pełnej jednorodności,
4. dopełnienie objętości do 110ml,
5. pobranie 3ml z objętości (powstaje pęcherz powietrza o objętości 3ml),
6. odpowiednie ustawienie fantomu w statywie tak, aby powierzchnia symulowanego ogniska zawałowego miała kształt elipsy o wymiarach 26x30mm i była położona w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej (apikal antero-septal wall).

#### ETAP I

Statyczny fantom serca wypełniony wodnym roztworem  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview o objętości 107ml i aktywności 2mCi (74MBq) umieszczono w fantomie antropomorficznym, a następnie na stole pomiarowym aparatu GE. Procedura pomiarowa, identyczna z protokołem akwizycyjnym pacjenta, przebiegała w oparciu o akwizycję kwantów gamma techniką SPECT, a po jej zakończeniu akwizycję kwantów X techniką CT.

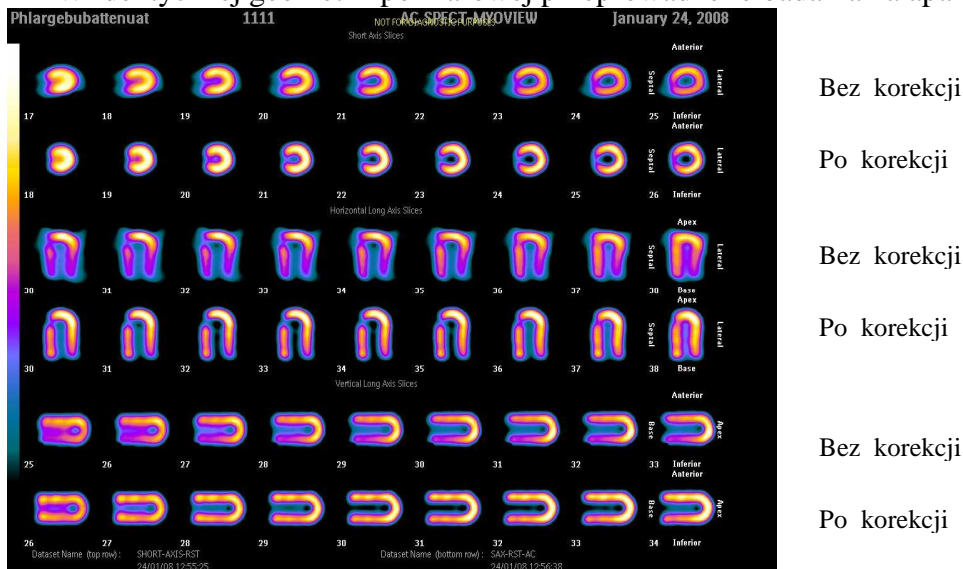


Rys.54. Duże ognisko zawałowe – fantom w wodzie – GE – technet-99m

Opis wyniku (rys.54):

- 1) uzyskany techniką SPECT obraz sugeruje istnienie niejednorodności w wychwycie znacznika w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej (apikal antero-septal) oraz w ścianie tylnej (inferior),
- 2) po przeprowadzeniu korekcji (attenuation correction) polegającej na wykorzystaniu obrazu uzyskanego techniką CT otrzymano obraz zgodny z rzeczywistością, tzn. uwidocznione zostało jedynie „realnie” występujące ognisko zawałowe w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej; niejednorodność wychwytu znacznika w obrębie ściany tylnej, pochodząca z osłabienia promieniowania na skutek występowania przepony, została zniwelowana,
- 3) jakość obrazów bardzo dobra.

W identycznej geometrii pomiarowej przeprowadzono badania na aparacie Philips.



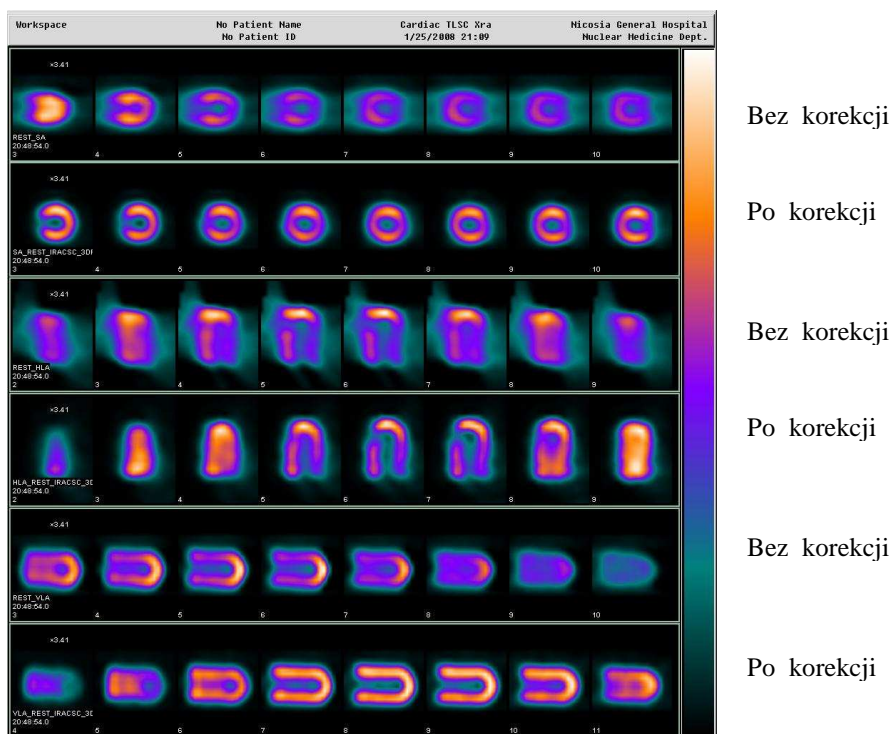
Rys. 55. Duże ognisko zawałowe – fantom w wodzie – Philips – technet-99m

Opis wyniku (rys.55):

- 1) uzyskany techniką SPECT obraz sugeruje istnienie niejednorodności w wychwycie znacznika w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej oraz ściany tylnej (inferior); wynik taki utrudnia postawienie prawidłowej diagnozy, a często może prowadzić do błędnego jej postawienia,
- 2) nałożenie matrycy korygującej osłabienie wynikające z anatomicznych artefaktów, pozwala na prawidłowe określenie ogniska o zaburzonej perfuzji; matryca korygująca osłabienie powstaje w wyniku akwizycji techniką transmisyjną, a następnie na nałożeniu tak powstałego obrazu na obraz SPECTowy,
- 3) jakość obrazu porównywalna (nieznacznie gorsza) z obrazem uzyskanym na aparacie GE.

## ETAP II

Statyczny fantom serca został wypełniony wodnym roztworem  $^{201}\text{Tl}$  o objętości 107ml i aktywności 0.3mCi (11,1MBq), a następnie umieszczony w antropomorficznym fantomie tułowia na stole pomiarowym aparatu GE. Główne parametry akwizycyjne nie uległy zmianie (matryca 64x64, 64 projekcje itd.). Modyfikacje dotyczyły jedynie wybrania kanału energetycznego odpowiedniego dla  $^{201}\text{Tl}$  (169keV) z oknem pomiarowym 20%. Protokół akwizycyjny pozostał zgodny z protokołem stosowanym podczas diagnostyki pacjenta. Akwizycja CT następowała po zakończeniu akwizycji SPECT.

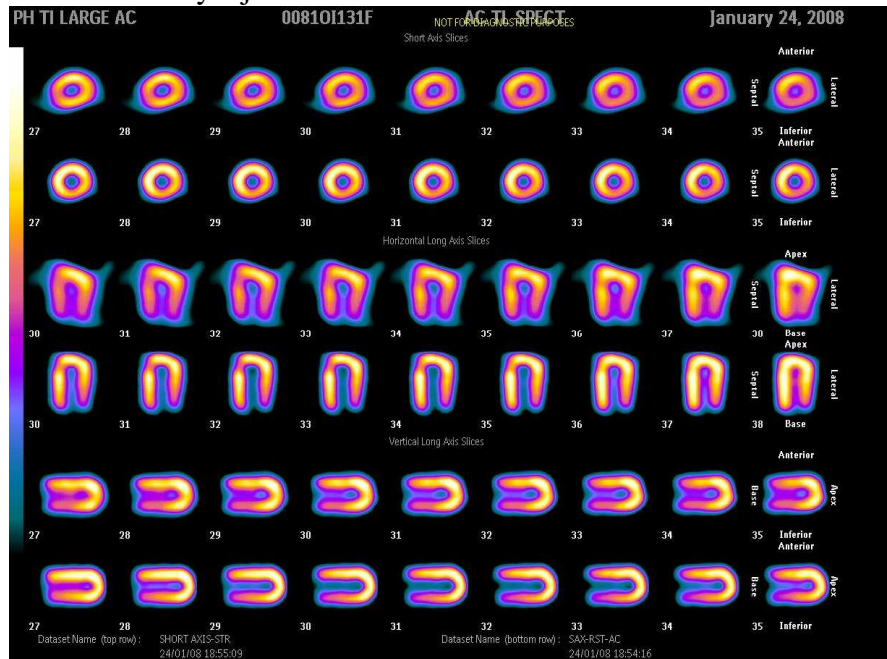


Rys. 56. Duże ognisko zawałowe – fantom w wodzie – GE – tal-201

Opis wyniku (rys.56):

- 1) uzyskany techniką SPECT obraz sugeruje istnienie niewielkiego ogniska zawałowego w obrębie przykoniuszkowej części ściany przednio-przegrodowej oraz niejednorodność w wychwycie znacznika w obrębie ściany tylnej,
- 2) wykonanie procedury korekcji osłabienia (attenuation correction) jedynie w niewielkim stopniu poprawia ostateczny wynik,
- 3) jakość obrazu jest niezadowolająca; dużo gorsza niż w przypadku stosowania  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Myoview.

Przygotowany jak poprzednio statyczny fantom serca w antropomorficznym fantomie tułowia został umieszczony na stole pomiarowym aparatu Philips. Akwizycja technikami SPECT i CT była jednoczesna.



Bez korekcji

Po korekcji

Bez korekcji

Po korekcji

Bez korekcji

Po korekcji

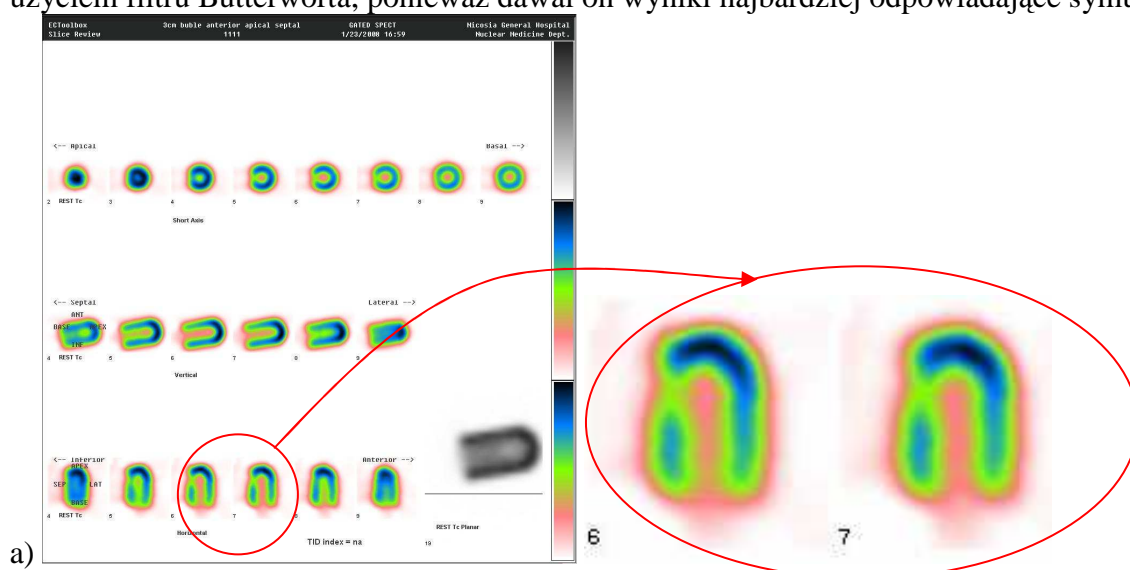
Rys.57. Duże ognisko zawałowe – fantom w wodzie – Philips – tal-201

Opis wyniku (rys.57):

- 1) znacznie gorsza jakość obrazu niż w przypadku stosowania  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz gorsza w porównaniu z jakością obrazów uzyskiwanych na aparacie GE,
- 2) bardzo słabo widoczne ognisko zawałowe w obrazie pochodzącym z akwizycji SPECT,
- 3) brak widocznej poprawy po zastosowaniu korekcji osłabienia.

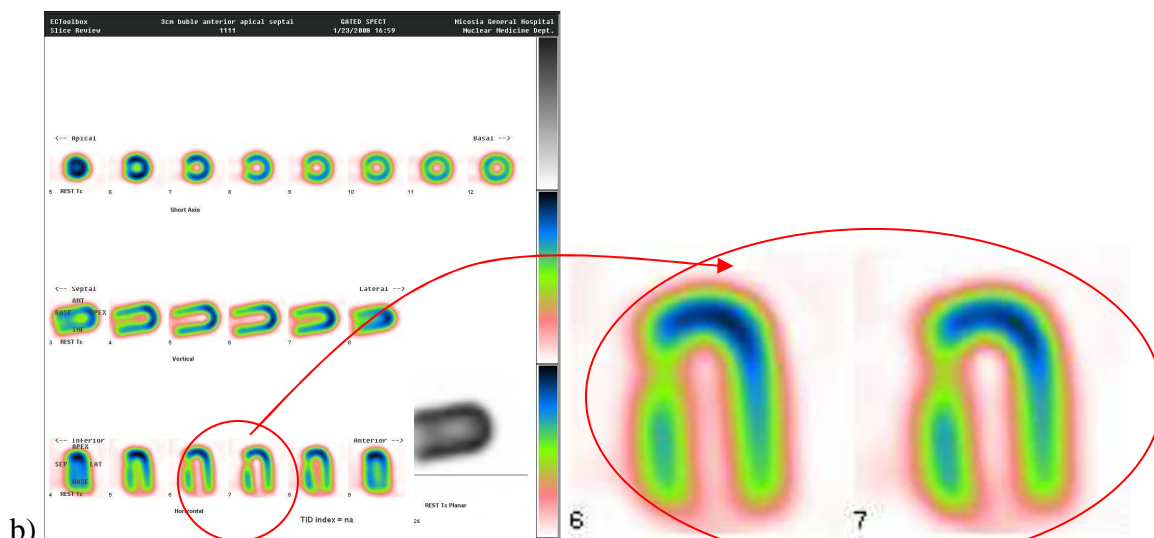
### WYBÓR FILTRU DO POAKWIZYCYJNEJ OBRÓBKİ OBRAZU

Podczas wykonywania poakwizycyjnej analizy i obróbki obrazu, zauważono rozbieżności przy stosowaniu różnych filtrów (rys.58). Wszystkie powyższe wyniki zostały opracowane z użyciem filtra Butterworta, ponieważ dawał on wyniki najbardziej odpowiadające symulacji.



a)





Rys.58. Dobór filtra do obróbki obrazu: a) filtr Hamminga b) filtr Butterworta

## 7.4. Wnioski

W oparciu o uzyskane wyniki badań wykonanych z użyciem statycznego fantomu serca sformułowano poniższe wnioski.

- ✚ Jeśli jest to tylko możliwe podczas diagnostyki chorób serca powinno się stosować radiofarmaceutyki znakowane  $^{99m}\text{Tc}$ . Uzyskiwany w ten sposób obraz jest bardziej czytelny, łatwiej zlokalizować miejsca o zaburzonej perfuzji (lub całkowitym jej braku), obszary o niewielkim stopniu ischemii są również widoczne.
- ✚ Z punktu widzenia ochrony radiologicznej korzystniejszym jest stosowanie radiofarmaceutyków znakowanych  $^{99m}\text{Tc}$  (czas połowicznego rozpadu  $T_{1/2} = 6\text{godzin}$ ) niż  $^{201}\text{Tl}$  (czas połowicznego rozpadu  $T_{1/2} = 73\text{godziny}$ ).
- ✚ Obrazy uzyskiwane w czasie procedur z  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview mają lepszą jakość w porównaniu z obrazami uzyskiwanymi po zastosowaniu  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI. Dodatkowo na korzyść stosowania  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview przemawia fakt, iż obrazy diagnostyczne uzyskiwane są po podaniu niższej niż w przypadku  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI aktywności (podczas rutynowej dwuetapowej diagnostyki podaje się aktywność na poziomie  $\sim 400\text{ MBq}$  (protokół jednodniowy: aktywność wysiłkowa:  $\sim 3\text{mCi}$ , aktywność spoczynkowa:  $\sim 9\text{mCi}$ ; suma to około  $407\text{MBq}$ ), która jest średnio o 50% niższa niż w przypadku  $^{99m}\text{Tc}$  znakowanego MIBI ( $\sim 800\text{MBq}$  – protokół jednodniowy)). Stąd narażenie radiologiczne pacjentów i personelu po zastosowaniu Myoview znakowanego technetem-99m zostaje znacząco obniżone przy jednoczesnym zachowaniu dobrej jakości uzyskiwanych obrazów. W tym miejscu należy jednak zaznaczyć, iż stosowanie  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI w wielu polskich zakładach medycyny nuklearnej wynika w głównej mierze ze względów ekonomicznych. Cena MIBI jest bowiem ok. dziesięciokrotnie niższa od ceny Myoview.
- ✚ Stosowanie jedynie akwizycji SPECT może (w niektórych przypadkach) prowadzić do błędnego zdiagnozowania obszaru o zaburzonej perfuzji podczas, gdy w rzeczywistości jest to jedynie efekt osłabienia promieniowania poprzez struktury anatomiczne (np. przeponę).

- ✚ Symulacje z wykorzystaniem statycznego fantomu serca powinny być prowadzone z wykorzystaniem antropomorficznego fantomu tułowia, ponieważ symulacje prowadzone „w powietrzu” nie odzwierciedlają warunków występujących w rzeczywistości.
- ✚ O ile stosowanie ołowianych elementów do symulacji ognisk zawałowych w przypadku akwizycji techniką SPECT jest dopuszczalne, to niestety nie sprawdza się to w przypadku używania techniki kombinowanej SPECT-CT.
- ✚ Warto zwrócić uwagę na rodzaj stosowanego filtra podczas poakwizycyjnej obróbki obrazu. Zastosowanie 2 różnych filtrów (Hamminga i Butterworta) w procesie opracowania wyników doprowadziło do dwóch „różnych” wyników, przy czym bardziej wiarygodne i odpowiadające rzeczywistej sytuacji było wykonanie rekonstrukcji z użyciem filtra Butterworta
- ✚ Osłabienie promieniowania poprzez tzw. artefakty anatomiczne (przepona, duży biust u kobiet, otyłość) widoczne na obrazach SPECT’owych można wytłumaczyć w oparciu o modelowe badania z użyciem fantomu oraz podstawową wiedzę z zakresu oddziaływania promieniowania z materią. Podanie aktywności wysiłkowej na poziomie 111MBq (3mCi) (zgodnie z protokołem badania) przy jednoczesnym wystąpieniu wymienionych wyżej struktur anatomicznych sprawia, że fotony emitowane przez radioznacznik zlokalizowany w mięśniu sercowym ulegają osłabieniu na skutek rozpraszania w obrębie struktur. W wyniku tego na obrazach wynikowych widoczne jest osłabienie, które może zostać błędnie zinterpretowane jako ognisko ischemii. Aby wykluczyć błędne rozpoznanie lekarz zaleca wykonanie badania spoczynkowego, w którym podawana aktywność (333MBq (9mCi)) jest średnio trzykrotnie większa od spoczynkowej (111MBq (3mCi)). W wyniku tego więcej fotonów ma szansę dotrzeć do detektora i obraz staje się „prawidłowy”. Jednoczesna akwizycja SPECT-CT z zastosowaniem korekcji osłabienia pozwala na postawienie diagnozy już po pierwszej części badania. Skutkuje to mniejszą dawką pacjenta, a co się z tym wiąże i personelu.
- ✚ Ostateczny wynik uzyskiwany podczas modelowych badań fantomowych z zastosowaniem  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview oraz hybrydy SPECT-CT dawał najlepsze odwzorowanie rzeczywistości dając możliwość postawienia prawidłowej diagnozy. Dodatkowy koszt zakupu i użytkowania tego typu aparatów jest w pełni usprawiedliwiony przez korzyści zdrowotne pacjenta (szybsze postawienie diagnozy, uniknięcie konieczności koronarografii, mniejsze narażenie radiologiczne), a pośrednio również i personelu (krótszy kontakt z pacjentem, mniejsza podawana aktywność, mniejsze narażenie radiologiczne).
- ✚ Wybór odpowiedniego dla danego zakładu medycyny nuklearnej typu hybrydy SPECT-CT, okazuje się sprawą trudną i godną poświęcenia szczególnej uwagi. Wybór aparatu, w którym akwizycja CT następuje po zakończeniu akwizycji SPECT daje lepsze rezultaty diagnostyczne, ale na jej przeprowadzenie potrzeba więcej czasu (średnio 20-30min dłużej trwa procedura akwizycyjna), w związku z czym istnieje ryzyko nie zdiagnozowania wszystkich, potrzebujących tego pacjentów. Z kolei jednoczesna akwizycja SPECT-CT pozwala nam przebadać wszystkich potrzebujących diagnozy (krótszy czas akwizycji), jednakże jakość zdjęć nie jest tak dobra jak w przypadku akwizycji następujących po sobie i dlatego może to stać się przyczyną „przeoczenia” niewielkich ubytków w perfuzji mięśniówki serca.

- ✚ W przypadku aparatów SPECT można korzystać z dostępnego oprogramowania do korekcji osłabienia lub postarać się o implementację własnych rozwiązań (rozdział 8). Pozwoli to bowiem, wyeliminować część wątpliwych diagnostycznie przypadków.

## **8. Dedykowana dla gamma kamer typu SPECT propozycja programu do korekcji osłabień promieniowania gamma**

Często zdarza się, iż w wyniku procedury akwizycyjnej otrzymuje się tzw. obraz „wątpliwy” diagnostycznie. Wątpliwości lekarza mogą pojawić się w sytuacjach, w których występujący ubytek perfuzji jest minimalny, gdy nierównomierne wysycenie radioznacznikiem obserwowane jest wzdłuż całej ściany lub w przypadku, kiedy obie te sytuacje występują jednocześnie. Taki wynik, w większości przypadków, stanowi podstawę do wdrożenia dalszej diagnostyki (bardziej obciążającej dla pacjenta, np. badanie spoczynkowe, koronarografia), w celu wyeliminowania wątpliwości lekarza. Pomocnym okazuje się zastosowanie procedur i programów służących korekcji osłabienia (attenuation correction). W przypadku urządzeń typu SPECT-CT sytuacja wydaje się być prosta (rozdział 9), wystarczy bowiem wykonać dodatkową akwizycję promieni gamma lub X, a następnie nałożyć otrzymane obrazy na tradycyjny obraz SPECT’owy (wykonuje program), aby otrzymać wynik obrazujący rzeczywisty stan perfuzji. Te komercyjnie dostępne aplikacje pozwalają nie tylko na jakościową, ale również na ilościową analizę otrzymanego obrazu. Co jednak zrobić, gdy nawet po korekcji obraz budzi wątpliwość lekarza lub gdy nie ma możliwości wykonania łączonej akwizycji SPECT-CT?

Dobrym rozwiązaniem jest stworzenie własnego programu służącego do jakościowej i ilościowej analizy stopnia perfuzji mięśnia sercowego z uwzględnieniem możliwości pojawienia się artefaktów wynikających z osłabiania promieniowania przez struktury anatomiczne w ciele pacjenta. Program taki stanowić będzie pomocne narzędzie zarówno dla lekarzy specjalistów z długim stażem jak również dla początkujących. Nie tylko pozwoli on bowiem na obniżenie dawki pochłoniętej przez pacjenta, ale również zmniejszy narażenie radiologiczne personelu wykonującego obrazowanie.

Celem tej części pracy był czynny udział w pracach związanych z przygotowaniem, a następnie testowaniem programu do jakościowej i ilościowej analizy perfuzji mięśnia sercowego z uwzględnieniem możliwości pojawienia się artefaktów wynikających z budowy anatomicznej pacjenta.

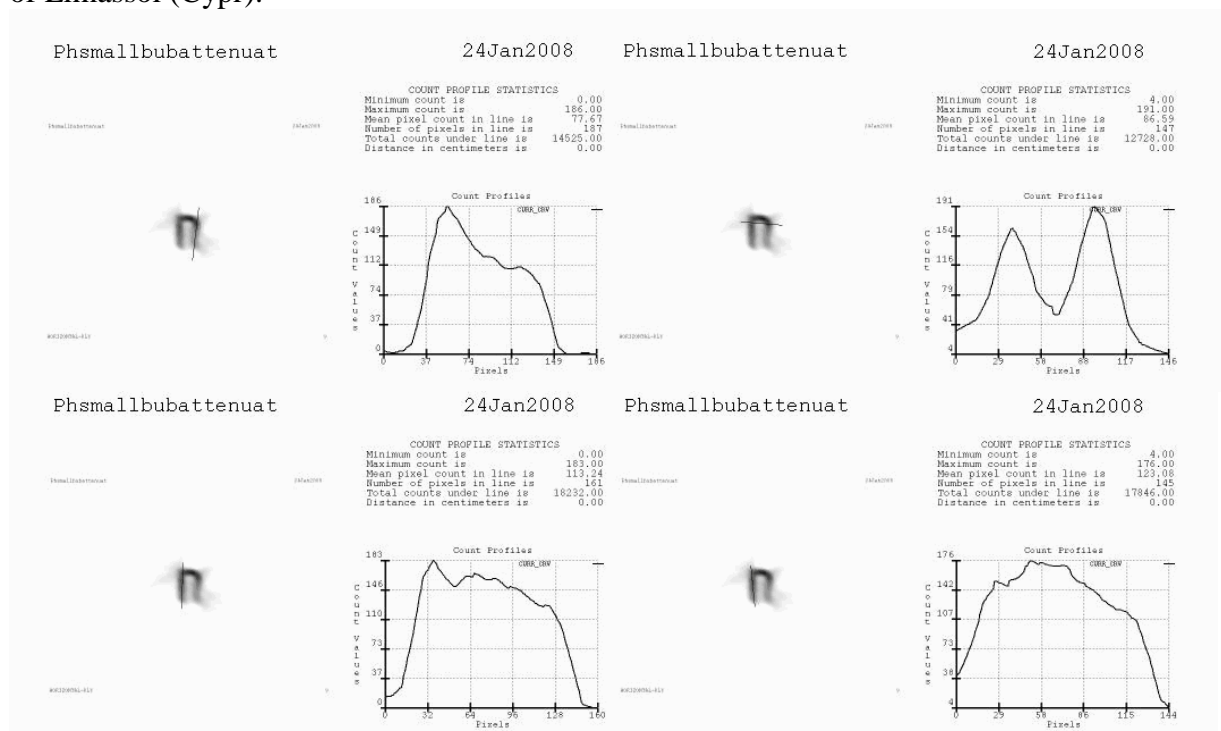
Program, którego głównym zadaniem było wspomaganie lekarza w procesie diagnostycznym, został wykonany w środowisku obliczeniowym MatLab z zastosowaniem własnych procedur oraz pakietów obliczeniowych. Jego autorami są osoby pracujące w zespole KFMiB WFiiS[49, 50].

Bazę danych stanowiły archiwalne wyniki badań pacjentów, u których wykonano badanie perfuzji mięśnia sercowego techniką SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography). Każdy z analizowanych wyników zawierał skany z trzech projekcji, tj. SA (Short Axis), VLA (Vertical Long Axis) oraz HLA (Horizontal Long Axis).

### **8.1. Materiał i metoda**

Komercyjnie dostępne aplikacje (np. softwer gamma kamery Philips) pozwalają na kreślenie linii prostych przechodzących poprzez obszary zainteresowania. Obszarem zainteresowania może być słabo lub dobrze widoczne ognisko ubytku perfuzji, ale również obszar ściany serca cechujący się słabym wysyceniem radioznacznikiem. Wzdłuż obszaru zainteresowania wykreślana jest prosta, na podstawie której program kreśli wykres zależności

liczby zliczeń od liczby pikseli (odpowiadają one punktom tworzącym prostą). Dodatkowo podawane są statystyczne informacje dotyczące uzyskanego profilu takie jak: minimalna i maksymalna liczba zliczeń, średnia liczba zliczeń na piksel (w linii), liczba pikseli w linii, całkowita liczba zliczeń pod krzywą oraz odległość w cm (wyliczana na podstawie długości (w pikselach) wykreślonej linii). Na rysunku 59 przedstawione zostały zdjęcia ekranów wynikowych, dla badań fantomowych prowadzonych na aparacie Philips w General Hospital of Limassol (Cypr).



Rys.59. Ekran wynikowy z ilościowej analizy korekcji osłabienia – aparat Philips

Niedogodnością tego typu rozwiązania, jest brak możliwości kreślenia dowolnie wybranych krzywych. Analiza powyższego problemu stała się inspiracją do opracowania własnego oprogramowania, które będzie dawało taką możliwość przy jednoczesnym zachowaniu możliwości analizy jakościowej i ilościowej.

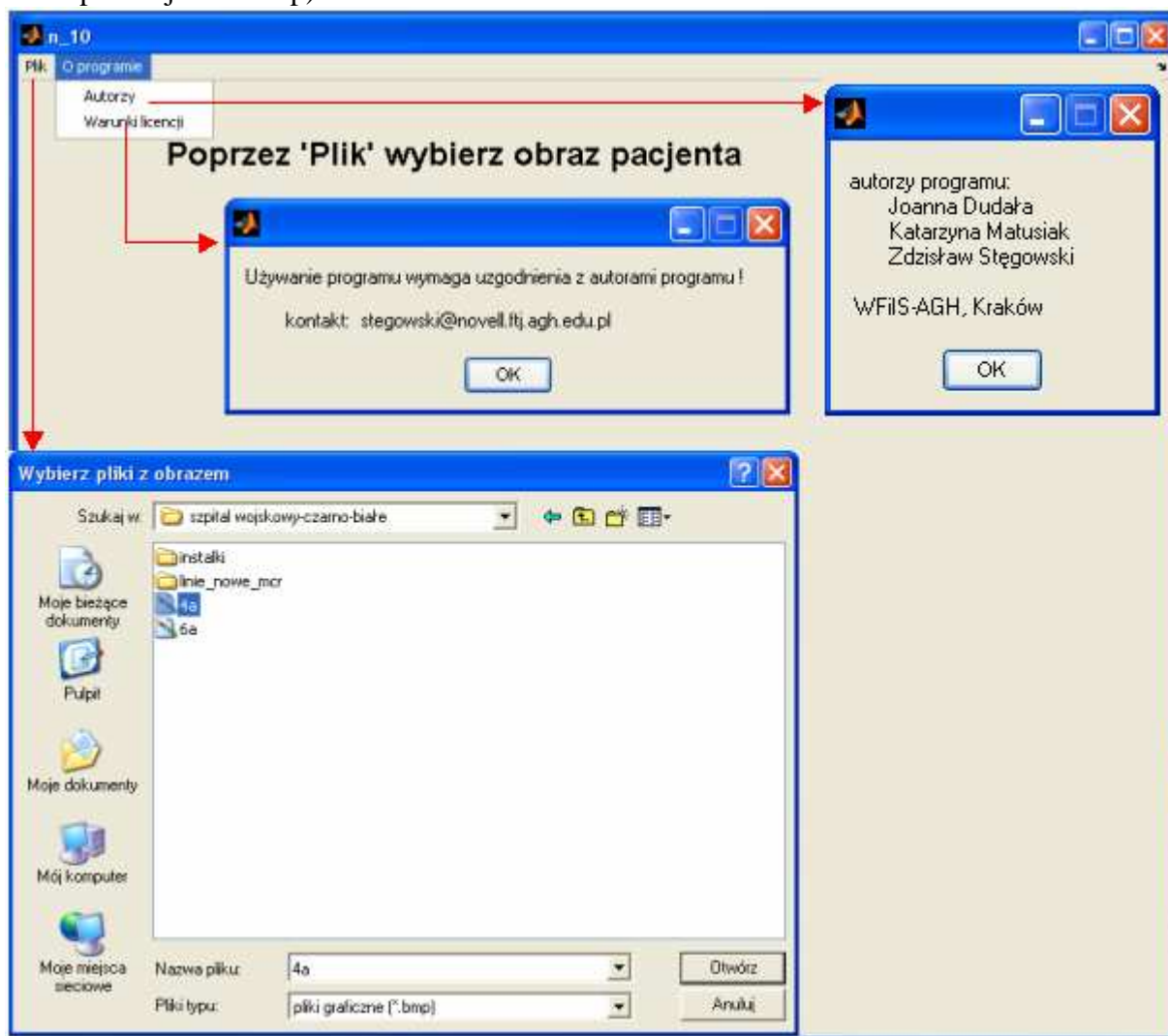
Stworzenie oprogramowania do tej części pracy wykonane zostało w następujących etapach:

- 1) zapoznanie się z dostępnym komercyjnie oprogramowaniem (fizyk medyczny);
- 2) zebranie uwag i propozycji od lekarzy specjalistów (fizyk medyczny);
- 3) stworzenie wstępnej wersji programu w środowisku MatLab;
- 4) testowanie oprogramowania na archiwalnych wynikach badań celem wyeliminowania ewentualnych błędów;
- 5) wyznaczenie poziomów referencyjnych do klasyfikacji poziomów stopnia ubytku perfuzji (fizyk medyczny);
- 6) przekształcenie programu do wersji, która może być uruchamiana bez konieczności instalacji MatLab'a;
- 7) instalacja programu w zakładzie medycyny nuklearnej wraz ze szkoleniem lekarzy (fizyk medyczny);
- 8) testowanie programu przez lekarza specjalistę oraz przez lekarzy będących w trakcie specjalizacji w zakresie medycyny nuklearnej.

## 8.2. Program

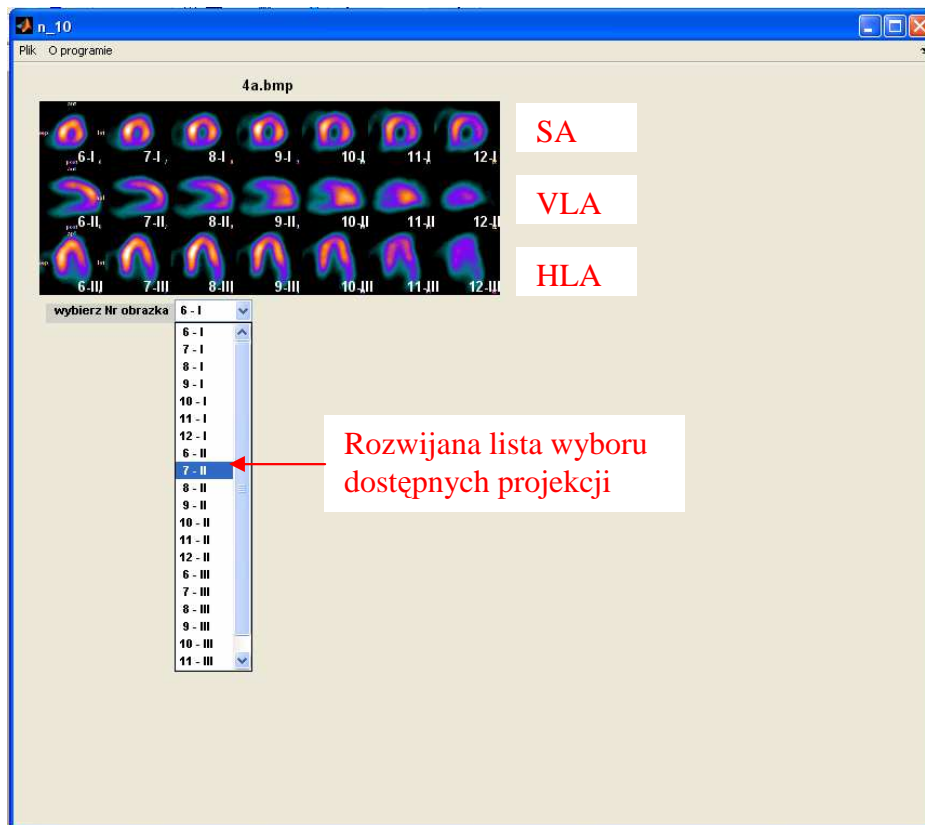
Opracowany program pozwala na jakościową i ilościową analizę obrazów uzyskanych podczas akwizycji obrazów techniką SPECT. Zasada jego działania została przedstawiona poniżej wraz ze zdjęciami ekranów podczas kolejnych kroków.

1. **Ekran początkowy** (rys.60) – widoczne są dwie zakładki: PLIK oraz O PROGRAMIE. W zakładce „O programie” zawarte są informacje o autorach oraz prawach dostępu do aplikacji. Poprzez zakładkę „plik” dokonuje się wyboru danych wejściowych (pliki zapisane jako \*.bmp)



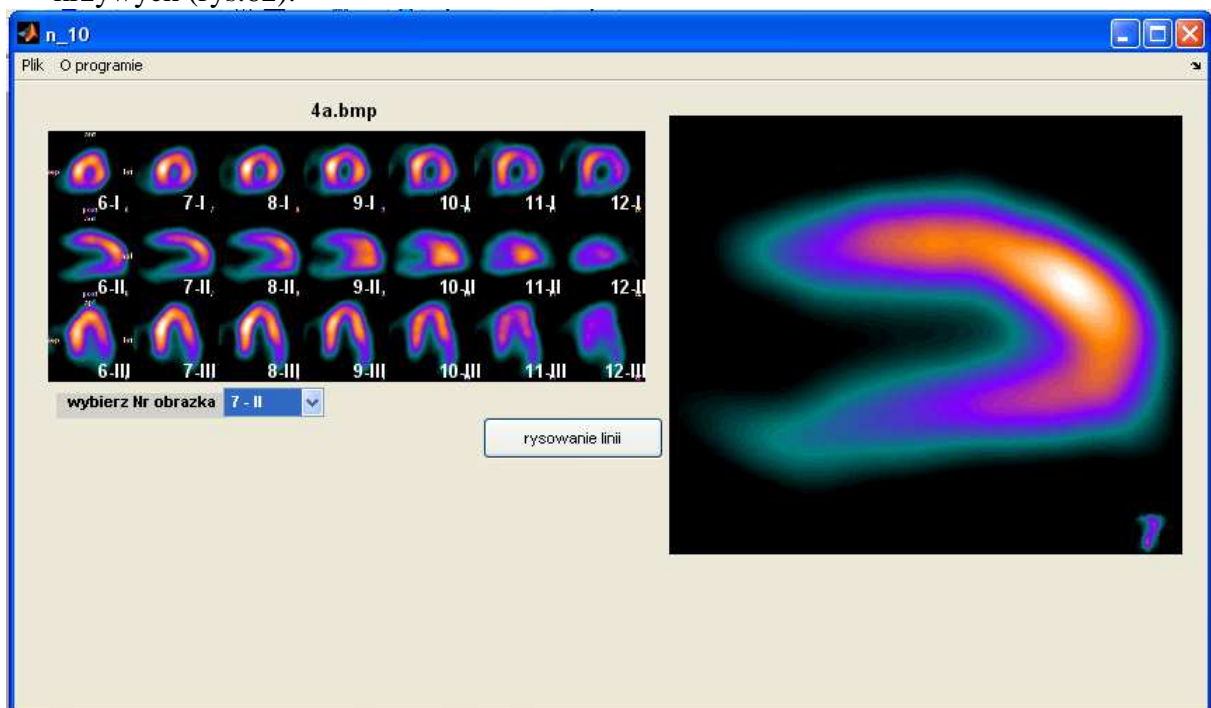
Rys.60. Ekran początkowy

2. Po wybraniu odpowiedniego pliku \*.bmp wyświetlone zostają **projekcje mięśnia sercowego: SA, VLA, HLA**. Z listy rozwijanej wybiera się numer obrazu, który ma zostać poddany analizie (rys.61).



Rys.61. Wybór projekcji serca

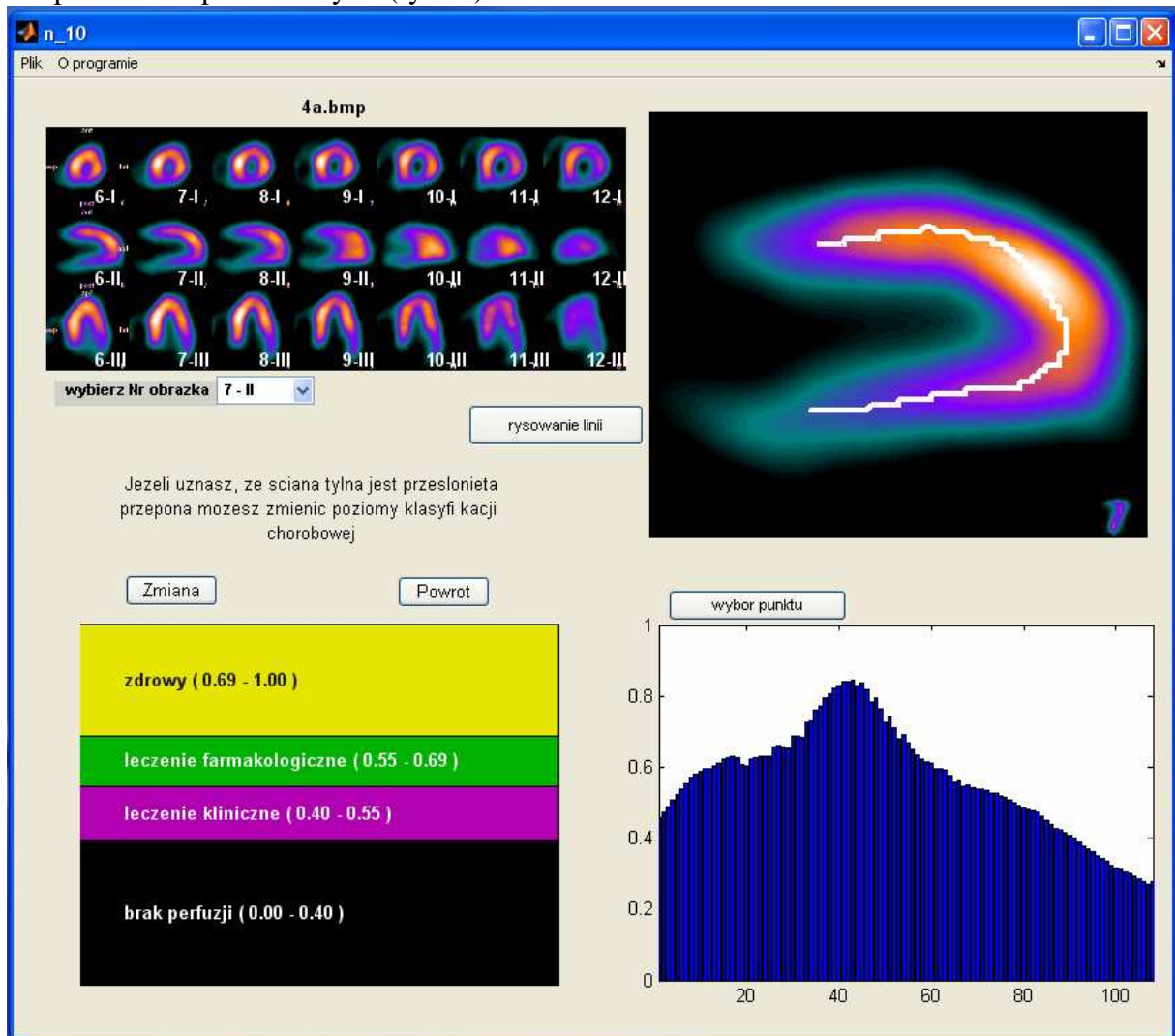
- Wybrany obraz zostaje powiększony umieszczony w prawym górnym rogu panelu. Wybranie **opcji „kreśl linię”** uruchamia narzędzie do wyznaczania dowolnie wybranych krzywych (rys.62).



Rys.62. Powiększony obraz wybranej projekcji wraz z opcją rysowania linii

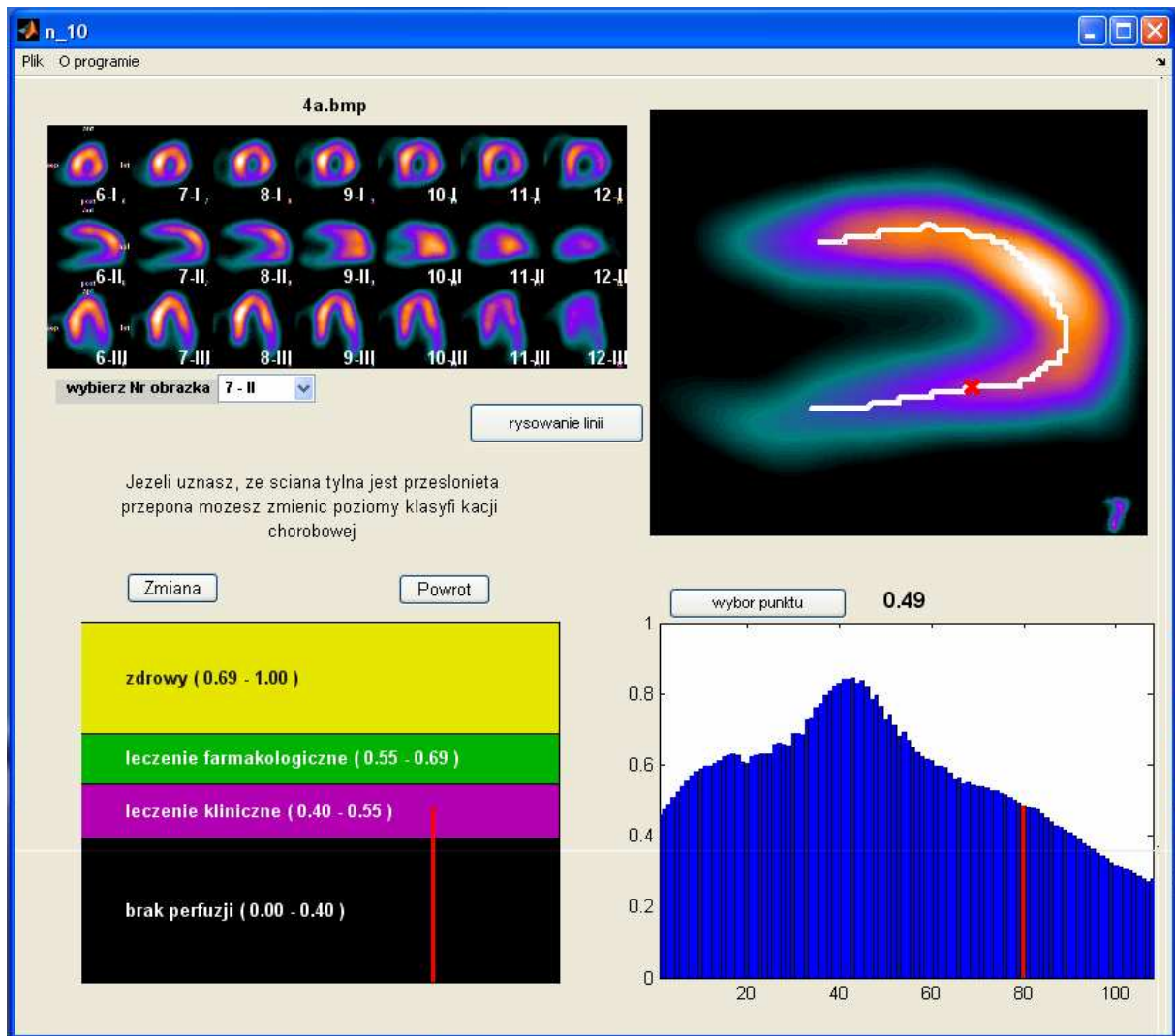
- Po zakończeniu kreślenia linii (sygnalizowane poprzez naciśnięcie prawego klawisza myszy) w prawym dolnym rogu przedstawiony zostaje **histogram rozkładu natężenia**

**radioznacznika** w funkcji odległości (od początku kreślonej krzywej), natomiast w lewym dolnym rogu pojawia się **4 stopniowa klasyfikacja** wraz z charakterystycznymi poziomami procentowymi (rys.63).



Rys.63. Histogram rozkładu natężenia wraz z 4 stopniową klasyfikacją

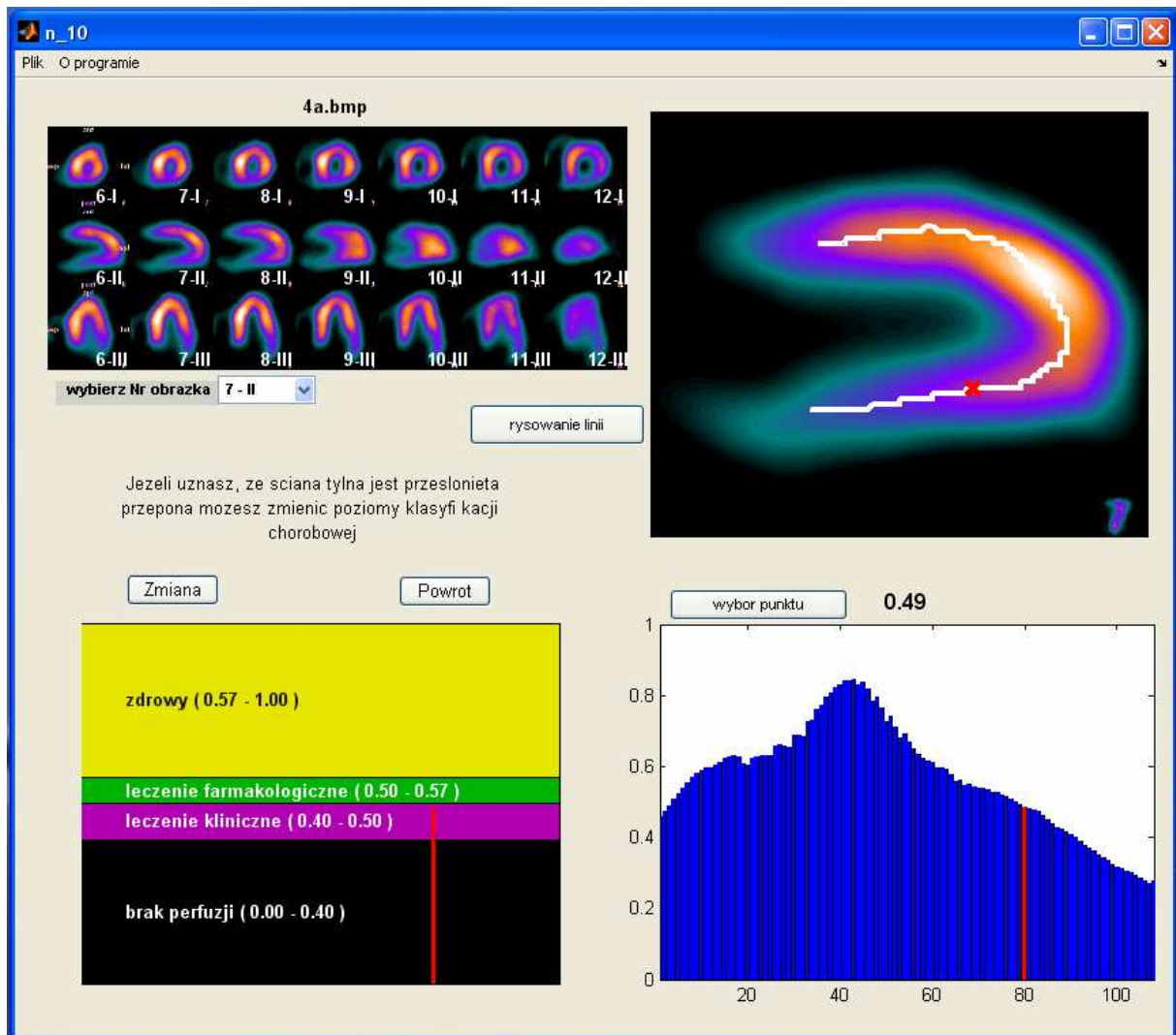
5. wybranie **opcji „WYBÓR PUNKTU”** pozwala na zaznaczenie w obrębie histogramu interesującego miejsca. Dla tego miejsca ponad histogramem wyświetlona zostaje informacja, jaki jest % perfuzji w tym obszarze ponadto wybrany punkt markowany jest na analizowanym przekroju białym krzyżykiem, a jednocześnie na 4 stopniowej klasyfikacji pojawia się informacja o „sugerowanej” diagnozie (rys.64)



Rys.64. Opcja wybór punktu

6. W przypadku przekroi HLA, w których wysoce prawdopodobne jest przesłanianie tylnej ściany serca przez przeponę zastosowano możliwość zmiany poziomów referencyjnych dla danej 4 stopniowej klasyfikacji. W przypadku, kiedy istnieje podejrzenie artefaktu wynikającego z osłabienia, lekarz informowany jest o tym poprzez pojawienie się odpowiedniego komunikatu (rys.64). Dalej ma możliwość przeprowadzenia analizy jak poprzednio. Jeśli jednak zdecyduje, że ma do czynienia z artefaktami, może w prosty sposób zmienić skalę klasyfikacji wybierając polecenie „ZMIENŃ SKALĘ” (rys.65). Dalszy sposób postępowania jest identyczny z opisanym powyżej. Powrót do poprzedniej skali możliwy jest poprzez wybranie opcji „POWRÓT”.





Rys.65. Opcja zmien skalę

Analiza jakościowa z wykorzystaniem możliwości stworzonego programu może zatem przebiegać dwutorowo poprzez wizualną ocenę widocznych przekroji oraz kształtu obwiedni histogramu. Analiza ilościowa wyświetlana jest w postaci oszacowanej wartości perfuzji w wybranym miejscu mięśniówki serca.

### 8.3. Pomiary

Program został przekazany do Zakładu Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie w celu ostatecznej weryfikacji. Testy przeprowadzane są przez lekarza specjalistę (długi staż pracy) oraz dwóch lekarzy będących w trakcie specjalizacji.

### 8.4. Wnioski

Wstępne wyniki testów programu do korekcji osłabienia promieniowania gamma przez struktury anatomiczne ciała pacjenta pozwoliły na sformułowanie poniższych wniosków.

- ✚ Korekcja osłabienia promieniowania stanowi niezwykle istotne zagadnienie szczególnie z punktu widzenia rutynowej praktyki klinicznej. W trakcie wykonywania protokołu jednodniowego, w którym pierwsza dawka (wysilek) jest znacznie niższa niż druga (spoczynek), w wielu przypadkach pozwala na postawienie prawidłowej diagnozy już po pierwszej części badania (wysilek). W oczywisty sposób zmniejsza się zatem narażenie radiologiczne pacjenta i personelu. Aparaty hybrydowe wyposażane są nie tylko w możliwość korekcji osłabień poprzez nakładanie obrazów emisyjnych i transmisyjnych, ale możliwe jest również wykorzystanie specjalnego oprogramowania służącego nie tylko do analizy jakościowej ale również ilościowej. Niestety w przypadku wielu aparatów SPECT'owych brak jest ujednolicenia tego typu komponentów oprogramowania.
- ✚ Obecnie na rynku dostępnych jest wiele różnorodnych aplikacji pozwalających na wnikliwą analizę zagadnień związanych z kardiologią nuklearną. Niestety w gąszczu dostępnych aplikacji łatwo się zgubić, zwłaszcza, gdy jest się na początkowym etapie pracy w zakładzie medycyny nuklearnej. Dlatego też tak ważnym wydaje się tworzenie własnego oprogramowania. Prezentowany program cechuje prostota obsługi, duża łatwość w codziennym użyciu, a przede wszystkim szybkie uzyskiwanie użytecznej informacji diagnostycznej. Stworzony program pozwala bowiem nie tylko na analizę ilościową i jakościową stopnia perfuzji mięśnia sercowego, ale również daje użyteczną informację dotyczącą ewentualnie występujących artefaktów wynikających z osłabienia promieniowania gamma w obrębie struktur anatomicznych.
- ✚ W przypadku lekarzy będących w trakcie specjalizacji program ma na celu pomoc w upewnieniu się, co do trafności podjętej decyzji o dalszym postępowaniu diagnostyczno-lecznym, zapewniając tym samym większy komfort pracy. W tym miejscu należy zaznaczyć, że celem twórców programu nie była chęć zastąpienia lekarza, czy podejmowania przez niego decyzji jedynie w oparciu o wynik uzyskany z programu, a jedynie chęć pomocy lekarzom w podejmowaniu decyzji dla trudnych przypadków zwłaszcza na początku pracy w zakładzie medycyny nuklearnej.
- ✚ Dla lekarzy z długoletnim stażem program ten może służyć zarówno do analizy trudnych przypadków, ale również do szkolenia kolegów z mniejszym stażem.
- ✚ Największą zaletą programu jest jednak fakt, iż w wielu przypadkach może on pomóc obniżyć dawkę efektywną, na jaką narażony jest pacjent, poprzez zmniejszenie, a czasem prawie 100% wykluczenie wątpliwości lekarza. Bowiem w przypadku jakichkolwiek wątpliwości lekarz kieruje pacjenta na dalszą diagnostykę (badanie spoczynkowe czy koronarografia) znacznie bardziej obciążającą dla pacjenta.

## 9. Testy zapewnienia jakości w zakładach medycyny nuklearnej

Podstawowym, a jednocześnie niezmiernie istotnym, sposobem optymalizacji dawki pacjenta i personelu zatrudnionego w zakładach medycyny nuklearnej jest regularne i dokładne przeprowadzanie oraz ewidencjonowanie wyników rutynowych testów mających na celu zapewnienie jakości aparatów (QA – Quality Assurance) używanych podczas diagnostyki. Takie podejście pozwala nie tylko na codzienną analizę stanu urządzeń, ale również daje możliwość wczesnego wykrycia i uzupełnienia ewentualnych „braków” i nieprawidłowości.

Wdrażanie zaleceń dyrektywy 96/29 (Dyrektywa Rady 96/29/Euratom z dnia 13 maja 1996 r. ustanawiająca podstawowe normy bezpieczeństwa w zakresie ochrony zdrowia

pracowników i ogółu społeczeństwa przed zagrożeniami wynikającymi z promieniowania jonizującego [51], będąca kontynuacją szeregu dyrektyw ustanawiających podstawowe standardy bezpieczeństwa BBS (Basic Safety Standards) od roku 1959 – Directive 96/29 on the protection of workers and general population against the danger arising from ionizing radiation [52]) oraz dyrektywy 97/43 (DYREKTYWA RADY 97/43/EURATOM z dnia 30 czerwca 1997 r. w sprawie ochrony zdrowia osób fizycznych przed niebezpieczeństwem wynikającym z promieniowania jonizującego związanego z badaniami medycznymi oraz uchylająca dyrektywę 84/466/Euratom – Directive 97/43 on health protection of individuals against dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure, known as the Medical Exposure Directive (MED) [53]), rozpoczęło się w Polsce kilka lat temu wraz z wprowadzeniem polskiego prawa atomowego [54], a następnie rozporządzenia Ministra Zdrowia z dn. 25 sierpnia 2005 roku w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz. U. 2005, Nr 194, poz.1625) [18].

W rozdziale pierwszym powyższego rozporządzenia znajduje się definicja pojęcia kontroli jakości QC (Quality Control). W myśl tej definicji kontrola jakości to „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” [18].

W tym samym rozdziale (§ 9 oraz załącznik 5) znajduje się informacja dotycząca sposobu tworzenia odpowiedniej dokumentacji systemu zarządzania jakością QA (Quality Assurance) w medycynie nuklearnej. Dokumentacja taka powinna zawierać:

- 1) księgę jakości;
- 2) procedury ogólne;
- 3) opisy procedur postępowania diagnostycznego lub terapeutycznego, mających zastosowanie w danej jednostce organizacyjnej, opracowane zgodnie z wymaganiami określonymi w odrębnych przepisach;
- 4) instrukcje obsługi urządzeń radiologicznych;
- 5) informacje dotyczące sposobów wykonywania testów wewnętrznej kontroli fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych;
- 6) informacje dotyczące wyników przeprowadzanych testów wewnętrznej kontroli fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych i urządzeń pomocniczych oraz testów akceptacyjnych;
- 7) informacje dotyczące kwalifikacji i szkoleń personelu;
- 8) opis sposobu przeprowadzania klinicznych audytów wewnętrznych;
- 9) informacje dotyczące wyników klinicznych audytów wewnętrznych oraz podjętych działań korygujących i naprawczych;
- 10) informacje dotyczące okresowych przeglądów systemu zarządzania jakością;
- 11) standardy opisów wyników badań oraz postępowania z wynikami i inną dokumentacją” [18].

W chwili obecnej większość zakładów medycyny nuklearnej posiada i wykorzystuje szeroką wiedzę z zakresu zapewnienia jakości (QA) i kontroli jakości (QC) wykorzystywanego sprzętu. Tworzone są specjalne księgi jakości. Opracowywane są informacje dotyczące sprzętu będącego na wyposażeniu pracowni (gamma kamery, dozymetry, liczniki promieniowania itp.), rozmieszczenia pomieszczeń w zakładzie („pokój gorący”, stanowisko aplikacji, pokój akwizycyjny, magazyn odpadów promieniotwórczych itd.), pracowników zatrudnionych, prowadzenia procedur testowych i diagnostycznych, dane

ze wszystkich prowadzonych testów kontroli jakości, z odczytów dawek indywidualnych personelu itp.

Wczesne wykrycie nieprawidłowości w funkcjonowaniu aparatury zmniejsza ryzyko błędnego postawienia diagnozy, a często pozwala również na obniżenie aktywności podawanej pacjentowi z jednoczesnym utrzymaniem dobrej jakości obrazów wynikowych. Dlatego też regularnie prowadzone testy kontroli jakości mają istotne znaczenie z punktu widzenia optymalizacji dawki promieniowania jonizującego otrzymywanej przez pacjentów i personel w trakcie realizacji procedur diagnostycznych.

Głównym celem tej części pracy było potwierdzenie jak istotne jest prowadzenie systematycznej kontroli jakości wykorzystywanej aparatury oraz w jaki sposób (wykorzystując otrzymywane wyniki testowe) można dążyć do obniżenia dawki pochłoniętej przez pacjenta i personel wykonujący procedury medycyny nuklearnej ze szczególnym uwzględnieniem badań z zakresu kardiologii nuklearnej.

## 9.1. Materiał i metoda

W przygotowanej zgodnie z zaleceniami Rozporządzenia Ministra Zdrowia [18] Księdze Jakości Zakładu Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie znalazły się dane dotyczące przeprowadzania testów zapewnienia i kontroli jakości, a następnie wykonywania procedur diagnostycznych z zakresu kardiologii nuklearnej. Testy podzielono na dwie grupy: grupa pierwsza to testy wykonywane przez personel zakładu (tzw. audyt wewnętrzny): codziennie, cotygodniowo, miesięcznie, kwartalnie/półrocznie; grupa druga to testy wykonywane przez niezależnie wyznaczanych audytorów zewnętrznych (tzw. audyt zewnętrzny). Prowadzone w ramach tej części pracy badania dotyczyły zagadnień związanych z audytem wewnętrznym.

## 9.2. Aparatura



Rys.66. ATOMLAB™ 100 [55]

Podczas testów wykorzystywano radioizotop technetu  $^{99m}\text{Tc}$  pochodzący z elucji generatora molibdenowo-technetowego ( $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ ) dostarczanego przez producenta [16] wraz z certyfikatem jakości. Do kontroli stosunku aktywności  $^{99m}\text{Tc}/^{99}\text{Mo}$  w eluacie używano aparatu ATOMLAB™ 100 (rys.66).

Procedurami testowymi objęto wszystkie dostępne w Zakładzie Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie gamma kamery. Były to: jednogłowicowa gamma kamera planarna, jednogłowicowa gamma kamera X-Ring SPECT, dwugłowicowa gamma kamera SPIRIT SPECT oraz dedykowana do badań serca dwugłowicowa gamma kamera Cardio Desk (rys.67)[56]. Wszystkie aparaty wyprodukowane zostały na Węgrzech przez firmę MEDISO.



a)



b)



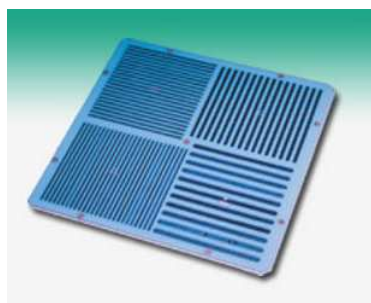
c)



d)

Rys. 67. Gamma kamery: a) planarna, b) X-Ring SPECT [56], c) SPIRIT SPECT [56], d) Cardio Desk [56]

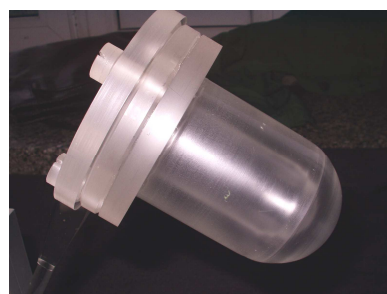
Testy kontroli jakości tych aparatów wykonywane były z użyciem fantomów (rys.68) (m.in. fantom źródła punktowego, fantom Jaszczak’a, bar fantom, statyczny fantom serca).



a)



b)



c)

Rys.68. Fantomy: a) bar fantom [56], b) fantom Jaszczak’a [56], c) statyczny fantom serca

Do kontroli skażeń powierzchni używane były: radiometr RK-100-2 oraz Monitor Skażeń EKO-C (rys.69).



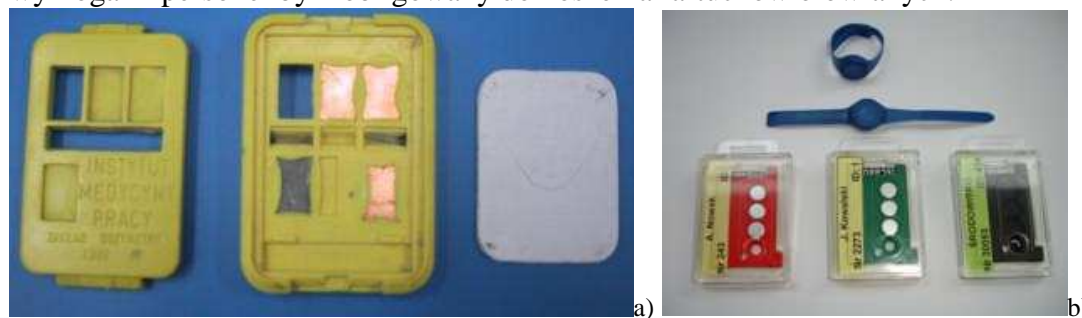
a)



b)

Rys.69. Radiometry: a) RK-100-2 [57], b) EKO-C [58]

Pomiary dawki personelu prowadzone były w oparciu o dozymetry indywidualne dwóch typów: dozymetry filmowe oraz dozymetry termoluminescencyjne (TLD) (rys.70). Zgodnie z wymogami personel był zobligowany do noszenia fartuchów ołowianych.



Rys.70. Dozymetry indywidualne: a) filmowe [59], b) termoluminescencyjne [60]

W tabeli 3 zebrano informacje dotyczące typów, pełnych nazw oraz producentów wykorzystywanego sprzętu.

Tabela 3. Wykorzystywany sprzęt [61]

Nr	Typ	Nazwa sprzętu	Producent / Kraj
1	Generator	$^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$	Polatom Otwock-Świerk / Poland
2	Kalibrator dawki	ATOMLAB <sup>TM</sup> 100	BIODEX MEDICAL SYSTEM/USA
3	Gamma kamera	Planarna	MEDISO / Hungary
4	Gamma kamera	Nucline <sup>TM</sup> X-Ring/R (HR)	MEDISO / Hungary
5	Gamma kamera	Nucline <sup>TM</sup> SPIRIT DH-V	MEDISO / Hungary
6	Gamma kamera	Nucline <sup>TM</sup> CardioDesk	MEDISO / Hungary
7	Radiometr	RK-100-2	POLON-ALFA / Poland
8	Radiometr	Monitor skażeń EKO-C	Polon EKOLAB / Poland
9	Dozymetry filmowe	Dozymetry filmowe	WIHiE Warszawa/ Poland
10	Dozymetry TLD	TLD	IFJ Krakow / Poland
11	Fartuchy ołowiane	Bata anti-X HcPb0,25/0,5/120MV	BHU "BETA" Warsaw / Poland
12	Fartuchy ołowiane	Bata anti-X HcPb0,5/0,5/120MV	BHU "BETA" Warsaw / Poland
13	Fartuchy ołowiane	Bata anti-X HcPb0,5/120MV	BHU "BETA" Warsaw / Poland

### 9.3.Pomiary

#### 9.3.1. Testy codzienne

Generator molibdenowo-technetowy zostaje każdorazowo dostarczany wraz z odpowiednim certyfikatem jakości wystawianym przez producenta. Pomimo gwarancji jakości, po każdym płukaniu generatora dokonuje się pomiaru stosunku aktywności  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  oraz  $^{99}\text{Mo}$  w objętości eluatu [18].

Przykładowe wartości takiego pomiaru zamieszczono w tabeli 4

Tabela 4. Przykładowe pomiary eluacji generatora molibdenowo-technetowego [61]

Data	Objętość eluatu [cm <sup>3</sup> ]	Aktywność <sup>99m</sup> Tc [GBq]	Aktywność <sup>99</sup> Mo [GBq]
15.12.2006	5	3,89	20,9
14.12.2006	6	5,3	28,4
14.12.2006 II	1	1,2	6,47
13.12.2006	2	4,46	23,9
12.12.2006	6	8,5	30,2
12.12.2006 II	5	2,2	8,45
11.12.2006	4	11,2	62,8
7.12.2006	4	3,54	18,17
6.12.2006	5	7,2	38,66

Należy zwrócić uwagę, iż każde dodatkowe płukanie kolumny generatora przed upływem 24 godzin powoduje spadek aktywności pochodzącej od <sup>99m</sup>Tc. Tym samym wartość ilorazu aktywności <sup>99m</sup>Tc oraz <sup>99</sup>Mo maleje. Np. dla sytuacji z dn.12.12.2006 po pierwszym płukaniu stosunek aktywności wynosi 0.2814, natomiast po drugim płukaniu 0.2603.

Po sprawdzeniu i dopuszczeniu do procedur diagnostycznych radiofarmaceutyk bierze najpierw udział w testach dopuszczających gamma kamery do codziennej pracy. Do testów wykonywanych codziennie zalicza się:

- 1. POMIAR TŁA** – wykonywany przed rozpoczęciem właściwej pracy aparatu z założonym na głowicę gamma kamery kolimatorem. Poziom referencyjny to 20 cps (counts per second – zliczenia na sekundę);
- 2. KALIBRACJA PIKU** – procedura wykonywana codziennie, po uprzednim zdjęciu kolimatora. Do tego typu testów wykorzystuje się radiofarmaceutyk, który będzie używany podczas danego dnia pracy. Najczęściej będzie to zatem <sup>99m</sup>Tc o aktywności 4-5MBq [62]. Radioznacznik umieszczany jest w odległości 1-1.5m prostopadle do powierzchni odkrytego kryształu gamma kamery. Na ekranie widoczny powinien być narastający pik w obrębie energii 140keV z oknem energetycznym 20% ( $\pm 10\%$  z każdej ze stron 140keV);
- 3. TEST JEDNORODNOŚCI** – procedura testowa wykonywana jest przy zdjętym kolimatorze. 2ml strzykawka z 1ml wodnego roztworu <sup>99m</sup>Tc o aktywności ~42MBq umieszczana jest w specjalnym pojemniku. Pojemnik zamontowany jest na przeciwległej do powierzchni głowicy ścianie w odległości pięciu długości dłuższego z wymiarów pola widzenia gamma kamery. Okno energetyczne dla pomiarów z użyciem <sup>99m</sup>Tc – 20% dla 140keV. Rejestrowana w takiej geometrii liczba zliczeń na sekundę powinna zawierać się w przedziale 20000-25000. Wszystkie aparaty posiadają tabele referencyjnych, dopuszczających do pracy wartości niejednorodności w obrębie pola widzenia gamma kamery. Jednorodność określana jest w polu całkowitym (pełne pole widzenia) oraz w polu centralnym (75% pola całkowitego) w postaci różniczkowej i całkowitej. W tabeli 5 zamieszczono poziomy referencyjne testowanych aparatów, natomiast tabela 6 zawiera wybrane wyniki z prowadzonych testów.

Tabela 5. Referencyjne poziomy niejednorodności dla diagnostyki planarnej i SPECT

JEDNORODNOŚĆ	DIAGNOSTYKA SPECT	DIAGNOSTYKA PLANARNA
Jednorodność w pełnym polu		
Różniczkowa	$\leq 3,0\%$	$\leq 4,5\%$
Całkowa	$\leq 3,5\%$	$\leq 5,0\%$
Jednorodność w polu centralnym		
Różniczkowa	$\leq 2,5\%$	$\leq 4,0\%$
Całkowa	$\leq 3,0\%$	$\leq 4,5\%$

Tabela 6. Przykładowe wyniki prowadzonych testów jednorodności [61]

Data	Jednorodność w pełnym polu		Jednorodność w polu centralnym	
	Różniczkowa [%]	Całkowa [%]	Różniczkowa [%]	Całkowa [%]
<b>PLANARNA</b>				
16.10.2006	2,0	4,2	2,2	3,7
23.10.2006	2,2	3,2	2,2	3,0
31.10.2006	2,2	3,9	1,9	3,2
06.11.2006	2,2	3,6	2,2	3,3
13.11.2006	2,0	2,7	1,6	2,6
20.11.2006	2,0	3,5	1,7	2,6
27.11.2006	1,8	3,2	1,8	3,0
04.12.2006	2,2	4,1	1,9	3,9
11.12.2006	2,2	4,4	2,2	4,1
18.12.2006	1,8	3,2	1,8	2,7
<b>X-RING</b>				
07.12.2006	11,5	14,1	2,5	3,1
07.12.06 cor.	1,7	1,9	1,4	1,9
08.12.2006	1,9	2,7	1,6	2,1
11.12.2006	1,7	2,4	1,7	1,9
12.12.2006	2,1	2,7	2,0	2,2
13.12.2006	1,9	2,7	1,6	2,0
14.12.2006	4,2	5,5	2,8	3,8
14.12.06 II	3,3	4,4	2,7	3,3
14.12.06 III	1,7	2,3	1,7	2,1



15.12.2006	2,2		2,8		1,8		2,4	
<b>SPIRIT</b>								
	Head 1	Head 2	Head 1	Head 2	Head 1	Head 2	Head 1	Head 2
11.12.2006	1,7	1,9	2,2	2,9	1,7	1,9	2,2	2,6
01.12.2006	1,8	1,8	2,6	3,0	1,8	1,8	2,3	3,0
27.11.2006	1,7	1,9	2,2	2,4	1,7	1,9	2,2	2,3
20.11.2006	1,6	1,8	2,1	2,6	1,6	1,8	2,1	2,1
13.11.2006	1,9	1,8	2,0	2,7	1,8	1,5	2,0	2,7
06.11.2006	1,5	1,9	2,1	2,3	1,5	1,7	2,0	2,2
23.10.2006	1,7	1,8	2,9	2,6	1,7	1,6	2,7	2,5
16.10.2006	2,0	1,9	2,3	2,9	2,0	1,9	2,2	2,6
09.10.2006	1,7	1,8	2,5	2,8	1,5	1,8	2,2	2,4
02.10.2006	1,6	1,6	2,0	2,2	1,5	1,6	2,0	2,1

W sytuacji przekroczenia dopuszczalnych wartości, zalecane jest przeprowadzenie korekcji w postaci “założenia” tzw. matryc korekcyjnych. Jednak procedura ta nie powinna być wykonywana częściej niż raz w tygodniu. W przypadku częstszej konieczności implementacji matryc korekcyjnych należy skorzystać z pomocy serwisu, który przeprowadzi dokładną diagnostykę napięcia na fotopowielaczach, a następnie powtórnie ich kalibrację (z użyciem punktowego źródła  $^{60}\text{Co}$ ).

W przypadku gamma kamery planarnej zaobserwowano dużą stabilność w utrzymywaniu względnie stałych testowanych parametrów. Dlatego pomimo zaawansowanego wieku urządzenia zdecydowano o prowadzeniu testów jednorodności nie częściej niż raz na tydzień. Podobne podejście okazało się niewykonalne w stosunku do nowszego urządzenia jakim jest jednogłowicowa gamma kamera SPECTowa X-Ring. Aparat ten wykazywał tendencję do przekraczania dopuszczalnych poziomów jednorodności. Codzienne prowadzenie testów pozwoliło na wyeliminowanie niepewności związanych z możliwością wystąpienia błędów w obrazach wynikowych. Najnowsze aparaty: SPIRIT oraz Cardio Desk wykazywały wysoką stabilność pracy. Dlatego też w przypadku aparatu SPIRIT zdecydowano o prowadzeniu jedynie cotygodniowej kontroli jednorodności, natomiast w przypadku aparatu Cardio Desk, po rozmowach z serwisem, uzgodniono przeprowadzanie kontroli jednorodności w czasie serwisowania aparatu (raz na trzy miesiące).

### 9.3.2. Testy cotygodniowe

Aparaty służące do badań techniką SPECT, czyli X-Ring, SPIRIT oraz Cardio Desk, przechodzą cotygodniowe testy **CENTRUM ROTACJI**. Testy te wykonywane są przy założonym kolimatorze. Na łóżku pacjenta, przeznaczonym do badań SPECT, umieszcza się punktowe źródło promieniowania, dokładnie naprzeciw centrum pola widzenia głowy. Źródłem promieniowania podczas prowadzonych badań był używany podczas diagnostyki  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ . Do strzykawki o objętości 2ml wprowadzono 1ml wodnego roztworu  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  o aktywności tak dobranej, aby rejestrowana liczba zliczeń/ sekundę zawierała się w przedziale 20 000 – 25 000. W przypadku przekroczenia wartości referencyjnych (zawarte w

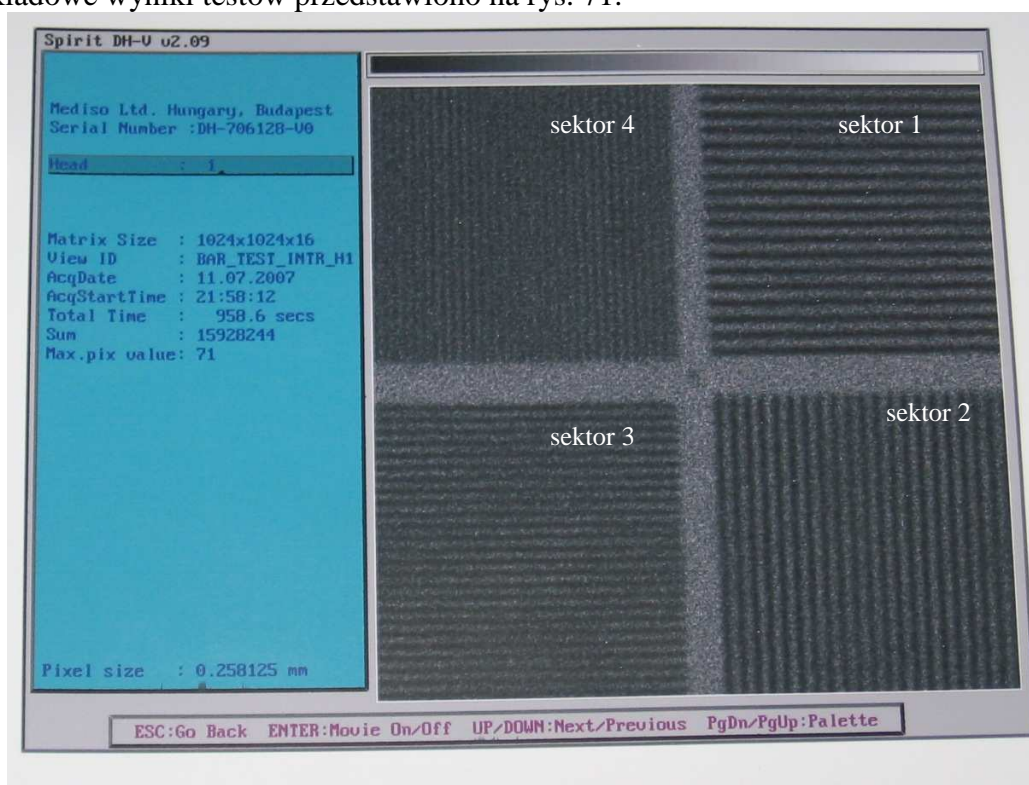
specyfikacji każdego z aparatów), zakładane są odpowiednie macierze korekcyjne. W tabeli 7 przedstawiono wyniki z kilku wybranych akwizycji testowych dla aparatu X-Ring.

Tabela 7. Przykładowe wyniki testów centrum rotacji dla aparatu X-Ring [61]

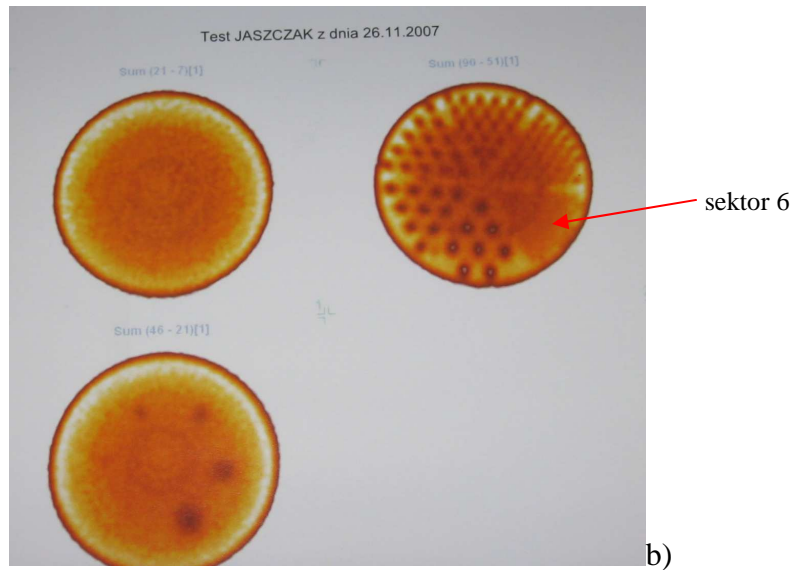
Data	x off set [mm]	dx <sub>max</sub> [mm]	dx <sub>min</sub> [mm]	dy <sub>max</sub> [mm]	dy <sub>min</sub> [mm]
13.11.2006	2,60	0,61	-0,58	0,45	-0,62
25.09.2006	2,99	0,73	-0,68	0,51	-0,72
19.06.2006	3,06	0,62	-0,57	0,48	-0,63
15.05.2006	2,78	0,60	-0,60	0,40	-0,82
18.04.2006	2,95	0,67	-0,65	0,42	-0,74
21.03.2006	2,95	0,67	-0,65	0,42	-0,74
20.02.2006	2,94	0,65	-0,64	0,45	-0,63
09.01.2006	3,14	0,60	-0,54	0,48	-0,67

### 9.3.3. Testy miesięczne, kwartalne/półroczne

Comiesięczne testy kontroli jakości wykonywane były przy użyciu fantomu Jaszczak’a (na wyposażeniu zakładu) oraz przy pomocy bar fantomu (przy okazji wizyty serwisu). Przykładowe wyniki testów przedstawiono na rys. 71.



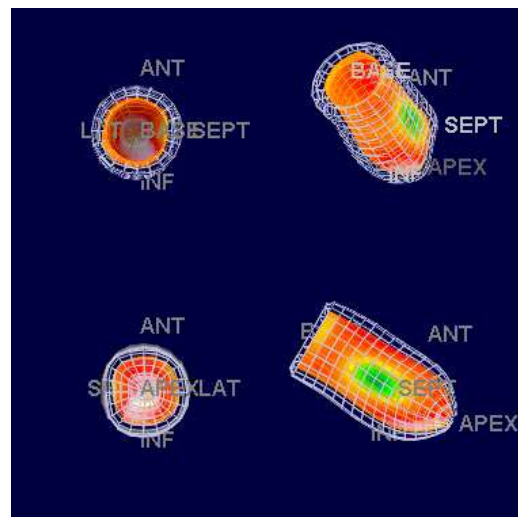
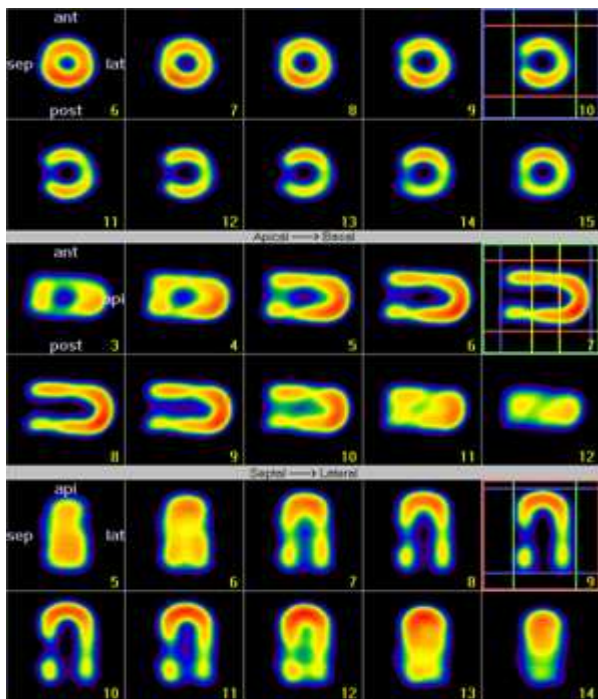
a)



Rys.71. Przykładowe wyniki testów z użyciem fantomów: a) Jaszczaka, b) bar fantomu [6]

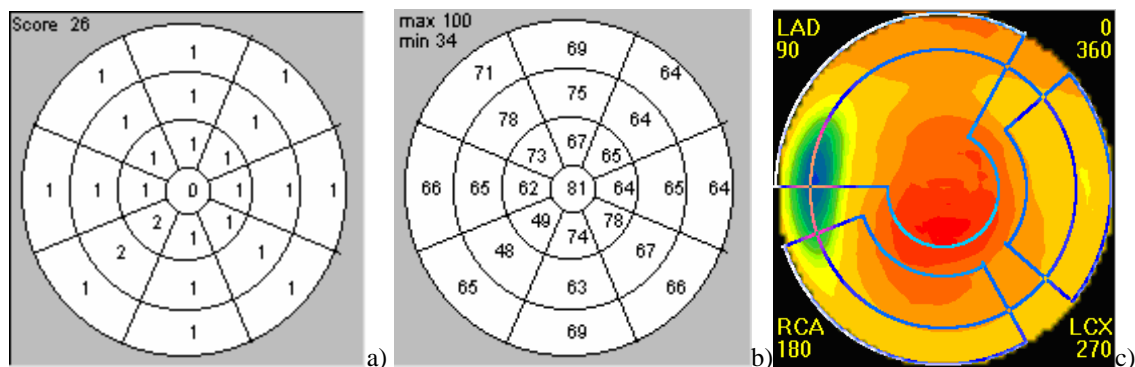
Na obrazie wynikowym (fantom Jaszczak’a) dobrze widoczne są elementy o dużych rozmiarach. Słabo rozróżnialne są natomiast elementy w sektorze 6. Analiza obrazu testu wykonanego przy użyciu bar fantomu uwidoczniała prawidłowy obraz (tzn. możliwe jest rozróżnienie elementów) w zakresie sektorów 1-3. W zakresie sektora czwartego zdolność rozdzielcza jest gorsza niż w pozostałych trzech. Sytuacja taka jest dopuszczalna, dlatego aparat został dopuszczony do pracy.

Do przeprowadzenia testów kwartalnych/półrocznych wykorzystano zaprojektowany i wykonany w ramach pracy magisterskiej statyczny fantom serca [3]. Uzyskane wyniki pozwoliły nie tylko na uzyskanie wyników jakościowych, ale i ilościowych (rys.72, 73, 74).



Rys.72. Rekonstrukcja 3D – analiza jakościowa

Rys.73. Projekcje testowe – analiza jakościowa



Rys.74. Analiza ilościowa: a) stopień ubytku perfuzji, b) % ubytku perfuzji, c) analiza jakościowa - mapa polarna

Ocena jakościowa uzyskanych scyntygramów oparta została na wzrokowej analizie stopnia jednorodności wychwytu radioznacznika w obrębie objętości symulującej mięśniówkę lewej komory serca (rys.72). Dodatkowo wykonana została również rekonstrukcja 3-D obrazu, w celu przestrzennego zobrazowania rozkładu radioznacznika (rys.73). Poza analizą obrazów dwuwymiarowych z trzech typów projekcji SA (short axis), VLA (vertical long axis) oraz HLA (horizontal long axis), jakościowej analizie poddano również tzw. mapy polarne (rys.74c). Mapa polarna serca jest barwnym kołem, w które wpisane zostały regiony serca zaopatrywane w krew przez trzy główne tętnice sercowe: LAD (Left Anterior Descending) – lewa tętnica zstępująca, RCA (Right Coronary Artery) – prawa tętnica wieńcowa, LCX (Left Circumflex Artery) – lewa tętnica okalająca. Prezentowane barwy odpowiadają różnym stopniom perfuzji. Do analizy ilościowej służyły mapy tzw. bawole oko (rys.74a i 74b), na których prezentowany jest procent lub stopień ubytku perfuzji (skala 4-stopniowa).

Stacyjny fantom serca został wykorzystany do zbadania minimalnej wielkości ogniska zawałowego, jaka może zostać zlokalizowana przy użyciu różnych dostępnych aparatów [3].

### 9.3.4 Audyt wewnętrzny

Należy zaznaczyć, że oprócz testów radioznaczników i gamma kamer, kompleksowemu sprawdzaniu podlegają również inne elementy związane z funkcjonowaniem zakładu medycyny nuklearnej w ramach tzw. audytu wewnętrznego. Zgodnie z wytycznymi zawartymi w rozporządzeniu Ministra Zdrowia z dn. 25 sierpnia 2005 [18] kliniczny audyt wewnętrzny powinien być przeprowadzany co najmniej raz na rok. Polecenie przeprowadzenia audytu wewnętrznego wydawane jest przez kierownika jednostki ochrony zdrowia, który dodatkowo powołuje zespół audytorski. W skład zespołu audytorskiego wchodzi lekarz specjalista z zakresu medycyny nuklearnej oraz fizyk medycyny lub inżynier medycyny.

Kliniczny audyt wewnętrzny obejmuje sprawdzenie [18]):

- 1) zgodności procedur roboczych z wykazem procedur wzorcowych;
- 2) prawidłowości skierowań na badania i leczenie;
- 3) prawidłowości aktywności i rodzaju podawanych pacjentom produktów radiofarmaceutycznych;
- 4) opisów wyników badań;
- 5) jakości uzyskiwanych obrazów scyntygraficznych;
- 6) jakości pomiarów aktywności produktów radiofarmaceutycznych;
- 7) jakości znakowania produktów radiofarmaceutycznych;
- 8) zapisów dotyczących wyników wewnętrznych testów fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych;
- 9) przestrzegania przepisów dotyczących ochrony radiologicznej pacjentów;

10) realizacji wniosków wcześniejszych wewnętrznych i zewnętrznych audytów klinicznych.

W czasie prowadzonych badań autorce nie udało się uczestniczyć w zleconej procedurze audytowej, jednakże aby uzyskać pełen obraz procedur weryfikujących poprawność funkcjonowania zakładu należało nadmienić o sposobie przeprowadzania tego typu audytów.

#### 9.4. Wnioski

Przeprowadzone testy zapewnienia i kontroli jakości pozwoliły na sformułowanie poniższych wniosków.

- ✚ Aby zoptymalizować dawkę promieniowania pochłoniętego przez pacjenta, wskazane jest pobieranie maksymalnej aktywności z generatora podczas pierwszej elucacji. Wyeliminowany zostaje wtedy niekorzystny spadek wartości ilorazu aktywności  $^{99m}\text{Tc}$  do  $^{99}\text{Mo}$ . Każda zawartość  $^{99}\text{Mo}$  w elucie traktowana jest jako zanieczyszczenie, które zwiększa aktywność radiofarmaceutyku podawaną pacjentowi nie przynosząc korzyści diagnostycznych ( $^{99}\text{Mo}$  jest  $\beta^-$  promieniotwórczy oraz nie wiąże się z ligandami (m.in. MIBI, Myoview)).
- ✚ Codzienne testy kontroli jednorodności pozwoliły na zgrupowanie dostępnych aparatów w dwie klasy. W pierwszej znalazły się aparaty, które cechowała wysoka stabilność utrzymywania parametrów tj. jednorodność czy utrzymywanie się we właściwym dla danego radioizotopu oknie energetycznym. Natomiast klasa druga to aparaty pod szczególną (codzienną ścisłą) kontrolą. Dzięki takiej klasyfikacji udało się zapobiec zwiększeniu podawanej pacjentom radioaktywności (celem uzyskiwania „lepszych” diagnostycznie obrazów) oraz ewentualnym problemom z interpretacją błędnych obrazów diagnostycznych.
- ✚ Stosowanie fantomu Jaszczak’a i bar fantomu pozwala na monitorowanie zdolności rozdzielczej aparatów. Im lepsza zdolność rozdzielcza aparatu tym mniejsze ognisko zaburzeń perfuzji może zostać wykryte. Dobra zdolność rozdzielcza pozwala również na rozważenie możliwości obniżenia aktywności podawanej pacjentom podczas rutynowej diagnostyki kardionuklearnej.
- ✚ Wykorzystywanie „własnych” antropomorficznych fantomów serca [3], pozwala nie tylko na dokładną analizę poprawności działania aparatu w warunkach zbliżonych do rzeczywistych, ale również na przetestowanie oprogramowania służącego do rekonstrukcji obrazu, a następnie analizy ilościowej i jakościowej. Wykluczenie ewentualnych błędów generowanych podczas pozycjonowania pacjenta, wprowadzania parametrów akwizycji czy podczas użytkowania oprogramowania do rekonstrukcji obrazu, pozwala na rozważenie możliwości zmniejszenia podawanej pacjentom aktywności.
- ✚ Prowadzenie audytu wewnętrznego w obrębie zakładu medycyny nuklearnej pozwala na wykrycie i praktycznie natychmiastowe poprawienie nieprawidłowości proceduralnych oraz organizacyjnych. Natomiast ewentualne wykrycie nieprawidłowości technicznych skutkuje koniecznością ich usunięcia w wyznaczonym przez kierownika jednostki ochrony zdrowia terminie

## 10. Pomiary dawek z wykorzystaniem detektorów TLD

Zgodnie z zaleceniami zawartymi w rozporządzeniu Ministra Zdrowia z dnia 23 marca 2007 r. w sprawie wymagań dotyczących rejestracji dawek indywidualnych [18], pracownicy zakładów medycyny nuklearnej zostali podzieleni na dwie kategorie (A i B) i objęci indywidualną kontrolą dozymetryczną. Do kategorii A zalicza się pracowników, „którzy mogą być narażeni na dawkę skuteczną przekraczającą 6 mSv w ciągu roku lub na dawkę równoważną przekraczającą 3/10 wartości dawek granicznych dla soczewek, oczu, skóry i kończyn” [54]. Ocena narażenia tej grupy pracowników oparta jest na systematycznych pomiarach dawek indywidualnych, których wyniki zbierane są w centralnym rejestrze dawek. Pracownicy kategorii B, to osoby zatrudnione, „które mogą być narażone na dawkę skuteczną przekraczającą 1 mSv w ciągu roku lub na dawkę równoważną przekraczającą 1/10 wartości dawek granicznych dla soczewek, oczu, skóry i kończyn” [54]. Ocena narażenia tej grupy prowadzona jest w oparciu o pomiary dozymetryczne w środowisku pracy prowadzone w taki sposób, że możliwe jest sprawdzenie zasadności zaliczenia pracowników do tej kategorii [54]. Stały monitoring narażenia radiologicznego personelu pozwala na opracowywanie wniosków, analiz i prognoz oraz na szybką interwencję w wypadku przekroczenia dopuszczalnych poziomów. Poziomy referencyjne dawek efektywnych (skutecznych) dla osób zatrudnionych, studentów oraz ogółu ludności wynoszą odpowiednio: 20mSv/rok, 6mSv/rok oraz 1mSv/rok [18]. Poziom 20mSv/rok może zostać podwyższony do 50mSv/rok w czasie jednego roku kalendarzowego pod warunkiem, że w ciągu pięciu lat sumaryczna dawka efektywna (skuteczna) nie przekroczy 100mSv.

W wielu ośrodkach do pomiaru dawek indywidualnych wykorzystuje się dozymetry filmowe, w których stopień zaczernienia błony dozymetrycznej daje informację o dawce [14]. Mała czułość, skomplikowana obróbka i odczyt oraz znaczne błędy w wyznaczaniu dawki [59] to niektóre z najczęściej wymienianych wad tego sposobu pomiaru. Coraz częściej sięga się zatem po dozymetry termoluminescencyjne – TLD, których zasada działania oparta jest na zjawisku termoluminescencji [14, 59]. Wysoka czułość, możliwość pomiaru szerokiego wachlarza dawek ( $10^{-6}$ Gy do  $10^4$ Gy) pochodzących od różnych typów promieniowania (X,  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ , n) przy równoczesnych małych rozmiarach, prostym sposobie odczytu oraz możliwości wielokrotnego użycia tego samego detektora to niektóre z zalet, które zachęcają do wykorzystywania detektorów TLD podczas pomiarów dawek indywidualnych personelu.

Celem tej części pracy był pomiar dawek personelu, pacjenta, dawki otrzymanej podczas badań fantomowych oraz rozkładu dawki w pokoju akwizycyjnym, a następnie porównanie otrzymanych wartości z wartościami obliczonymi (wartości teoretyczne), poziomami referencyjnymi i odczytami błon dozymetrycznych (wykonywane przez Wojskowy Instytut Higieny i Epidemiologii w Warszawie). Dodatkowo podjęto próbę odpowiedzi na pytanie związane z koniecznością zakładania przez personel zakładu fartuchów ołowianych podczas prowadzenia badań diagnostycznych [65].

### 10.1. Materiał i metoda

Zjawisko termoluminescencji polega na absorpcji energii kwantów promieniowania jonizującego i późniejszej ich emisji pod wpływem temperatury. Zjawisko to związane jest z procesami zachodzącymi w kryształach dielektryków i może być łatwo wytłumaczone w oparciu o teorię pasmową ich budowy. W rzeczywistych kryształach dielektryków oprócz pasma walencyjnego i pasma przewodnictwa w obrębie pasma zabronionego występują nieregularności struktury krystalicznej stanowiące odrębne, odseparowane centra nazywane pułapkami elektronowymi lub centrami luminescencji. Padające na detektor promieniowanie jonizujące powoduje wybitcie elektronu z pasma walencyjnego do pasma przewodnictwa. Stąd

elektron może zrekombinować z dziurą (zjawisko natychmiastowe, brak znaczenia dla dozymetrii TLD) lub trafia do pułapki elektronowej o określonej głębokości. Tak zablokowany elektron czeka (dni, miesiące, lata) do momentu, w którym na skutek kontrolowanego wzrostu temperatury dostarczona zostanie energia wystarczająca do opróżnienia pułapki i rekombinacji z dziurą w centrum luminescencyjnym. Rekombinacja przebiega z emisją kwantu gamma, który jest rejestrowany przez licznik promieniowania.

W niniejszej pracy pomiar dawek pochodzących od promieniowania gamma odbywał się z użyciem detektorów TLD typu MCP-N (nazwa handlowa detektorów) [59]. Detektory wyanilowano, naświetlono dawką 1mGy (źródło  $^{137}\text{Cs}$ ) w celu wyznaczenia współczynników czułości indywidualnych, wykalibrowano naświetlając określonymi dawkami i na tej podstawie wykonano wykresy kalibracyjne (dawka w funkcji liczby zliczeń). Po ponownej anilacji, wykonano pomiar dawek personelu, pacjenta, w pokoju akwizycyjnym oraz podczas badań fantomowych, a następnie odczytano detektory i obliczono odpowiednie dawki wraz z niepewnościami.

Uzyskane podczas pomiarów dawki równoważne zostały porównane z wartościami dawek uzyskiwanymi z obliczeń oraz z wartościami pochodzącymi z rutynowych pomiarów indywidualnych równoważników dawki (dotyczy dawek personelu).

## **10.2. Aparatura**

W skład aparatury wykorzystywanej podczas badań wchodziły: dwa rodzaje detektorów TLD (detektory MCP-N pochodzące z 2 różnych serii produkcyjnych), czytnik detektorów TLD oraz źródło  $^{137}\text{Cs}$ .

### **10.2.1. Detektory TLD**

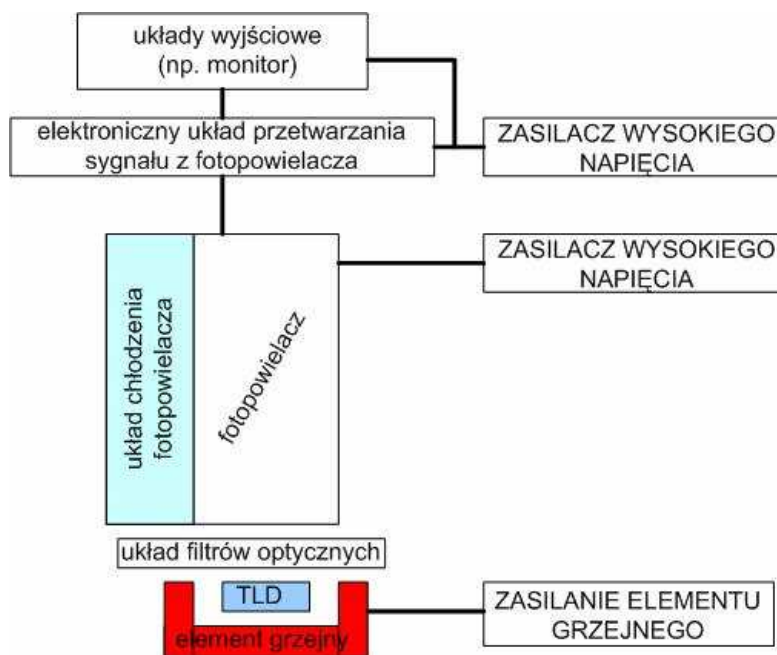
Do materiałów termoluminescencyjnych, najczęściej wykorzystywanych do produkcji detektorów TLD zalicza się: fluorek litu aktywowany magnezem i tytanem (LiF:Mg, Ti) oraz fluorek litu aktywowany magnezem, miedzią i fosforem (LiF: Mg, Cu, P). Wykonane metodą spiekania na gorąco detektory mają najczęściej postać niewielkich pastylek.

Wykorzystywane w niniejszej pracy detektory TLD MCP-N zostały wyprodukowane w Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej (LADIS) Instytutu Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego w Krakowie.

Detektory MCP-N wykonane są z fluorku litu domieszkowanego magnezem, miedzią i fosforem, charakteryzują się dużą czułością, wysoką tkankopodobnością oraz dobrą stabilnością pracy [59].

### **10.2.2. Czytnik detektorów TLD**

Do odczytu detektorów TLD wykorzystywano Laboratoryjny Czytnik Materiałów termoluminescencyjnych RA'94, którego schemat blokowy zamieszczono na rys.75.



Rys.75. Schemat blokowy czytnika TLD

Wykorzystywany czytnik termoluminescencyjny pozwala na odczyt detektorów zarówno w trybie ANALYSER jak i w trybie READER.

Odczyt detektorów TLD w trybie ANALYSER polega na zliczaniu impulsów w czasie liniowego podnoszenia temperatury (w określonym zakresie temperatur). W wyniku otrzymywana jest krzywa różniczkowa. Scałkowanie powierzchni pod krzywą daje informacje o dawce pochłoniętej przez dawkomierz.

Odczyt w trybie READER jest trójstopniowym odczytem całkującym. Jego idea oparta została na stopniowym opróżnianiu pułapek podczas trzech etapów grzania. Każdy etap grzania ma odpowiednio dobraną temperaturę (różna w zależności od materiału z jakiego wykonano dawkomierze), a przejście między etapami ma charakter skokowej zmiany temperatury. Przy czym warto zauważyć, iż właściwa akwizycja sygnału następuje w etapie drugim. Wtedy bowiem (jednocześnie ze skokowym podniesieniem temperatury do zadanego poziomu) następuje otwarcie tzw. bramki odczytu.

W czasie prowadzonych badań odczyty dawkomierzy prowadzone były w trybie READER przy następujących parametrach:

- temperatura pierwszego etapu grzania: 150°C czas grzania: 10s
- temperatura drugiego etapu grzania: 245°C czas grzania: 15s
- temperatura trzeciego etapu grzania: 245°C czas grzania: 10s (anilacja)

Ponieważ Laboratorium Dozymetrii Promieniowania Jonizującego WFiS AGH nie posiada na wyposażeniu specjalnego pieca do wygrzewania (anilacji) detektorów TLD, a redukcja tła własnego detektorów jest zagadnieniem niezwykle istotnym (zwłaszcza przy pomiarach małych dawek), anilacja odbywała się w czytniku TLD. Temperatura w jakiej anilowano detektory wynosiła 245°C (czas anilacji 10s) i prowadzona była nie tylko po odczycie detektorów, ale przede wszystkim zawsze w dniu pomiarów (będącym zawsze również dniem odczytu) nie później niż godzinę przed ich rozpoczęciem.

Jednodniowy reżim pracy (tzn. anilacja-naświetlanie-odczyt), miał również za zadanie zmniejszenie wpływu impulsów tła na wynik pomiaru, ponieważ odczyt nie był prowadzony ani w atmosferze azotowej, ani w argonowej. Warto jednak zaznaczyć, że porównanie odczytów własnych z odczytami detektorów anilowanych i naświetlanych w akredytowanym



Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych IFJ PAN, wykazało brak rozbieżności.

### 10.2.3. Źródło kalibracyjne $^{137}\text{Cs}$

Do naświetlania detektorów w celu wyznaczenia ich współczynników czułości indywidualnych – IRF (Individual Rate Factor), a następnie wykonania krzywych kalibracyjnych wykorzystano źródło  $^{137}\text{Cs}$  o aktywności 7mCi (0.259 MBq) na dzień 01.01.1998 roku. Źródło to jest źródłem zamkniętym, emitерem kwantów gamma o energii 662 keV (85%) i czasie połowicznego rozpadu 30 lat.

Wiedząc, iż czas potrzebny do naświetlenia detektorów dawką 1 mGy na dzień atestacji (01.01.1998) wynosił 1061.4s, wykonano obliczenia pozwalające na określenie czasu naświetlania przypadającego na dzień rozpoczęcia kalibracji (04.01.2008). Obliczony czas to 21min 19s.

W obrębie detektorów pochodzących z różnych jak również z tej samej partii występuje rozrzut czułości. W celu ujednoczenia otrzymywanych wyników wyznacza się tzw. współczynniki czułości indywidualnej (IRF – Individual Rate Factor) dla każdego detektora z partii, która ma być wykorzystywana podczas prowadzenia pomiarów.

Obliczenia wartości współczynników indywidualnych dokonano w oparciu o wzór:

$$IRF = \frac{\bar{M}}{M_i} \quad (55)$$

gdzie:  $\bar{M}$  - średnia arytmetyczna

$M_i$  - wynik odczytu i-tego detektora

Po wykonaniu pomiarów dawek uzyskany wynik odczytu należy przemnożyć przez wartość odpowiadającego mu współczynnika czułości indywidualnej.

Współczynniki czułości indywidualnej dla każdej z trzech partii detektorów wyznaczono trzykrotnie (celem późniejszego porównania odczytów uzyskiwanych z różnych detektorów), a następnie wyliczono średnią wartość IRF wraz z niepewnością (obliczona zgodnie z prawem przenoszenia niepewności, gdzie brane były pod uwagę niepewność wyznaczenia  $\bar{M}$  oraz  $M_i$ ). Tak wyliczone wartości współczynników czułości indywidualnej detektorów wykorzystane zostały w dalszych obliczeniach (kalibracja i odczyty pomiarów). Uzyskane wyniki zamieszczono w tabeli 8.

Tabela 8. Przykładowe odczyty wraz z obliczonymi współczynnikami czułości indywidualnej i ich niepewnościami dla wykorzystywanych detektorów TLD

Nr det.	Przykładowe odczyty (po uwzględnieniu tła)	Niepewność odczytu**	Przykładowe wartości IRF	IRF (średnie)	Niepewność IRF***
<b>stare detektory MCP-N</b>					
1	8490	93	0,97	0,97	0,1
2	7763	90	1,02	1,06	0,1
3	7288	84	1,17	1,13	0,1
4*	4973	-			
5	7685	89	1,06	1,07	0,1
6	8399	92	0,99	0,98	0,1
7	8069	91	1,01	1,02	0,1
8	8150	91	0,99	1,01	0,1
9	8186	92	0,98	1,00	0,1
10	8619	91	1,00	0,95	0,1
11	7543	87	1,09	1,09	0,1
12	7772	85	1,16	1,06	0,1

13	6906	85	1,15	1,19	0,1	
14	6307	84	1,18	1,30	0,1	
15	7355	89	1,05	1,12	0,1	
16	7203	87	1,09	1,14	0,1	
17	8265	95	0,92	0,99	0,1	
18	7789	94	0,93	1,06	0,1	
19	7483	92	0,97	1,10	0,1	
20	8243	95	0,92	1,00	0,1	
21	8228	96	0,89	1,00	0,1	
22	7767	96	0,90	1,06	0,1	
23	8084	99	0,84	1,02	0,1	
24	8342	99	0,85	0,99	0,1	
25	7143	-				
26	8589	-				
<b>nowe detektory MCP-N</b>						
27	18688	136	1,04	0,98	0,1	
28	19144	138	1,02	0,94	0,1	
29	20324	142	0,96	0,90	0,1	
30	20515	143	0,95	0,96	0,1	
31	18007	134	1,08	1,00	0,1	
32	21088	145	0,93	0,91	0,1	
33	21668	147	0,90	1,01	0,1	
34	20718	143	0,94	0,92	0,1	
35	19238	138	1,02	0,92	0,1	
36	19524	139	1,00	0,97	0,1	
37	20844	144	0,94	1,03	0,1	
38	19731	140	0,99	0,97	0,1	
39	19997	141	0,98	0,93	0,1	
40	19057	138	1,03	0,96	0,1	
41	19622	140	0,99	0,94	0,1	
42	20137	141	0,97	0,93	0,1	
43	20611	143	0,95	0,93	0,1	
44	19944	141	0,98	0,94	0,1	
45	18244	135	1,07	0,97	0,1	
46	18047	134	1,08	1,03	0,1	
47	19481	139	1,01	0,91	0,1	
48	16340	127	1,20	0,98	0,1	
49	21166	145	0,93	0,88	0,1	
50	20891	144	0,94	0,96	0,1	
51	18082	134	1,08	1,00	0,1	
52	18551	136	1,06	1,01	0,1	
53	44846	-				

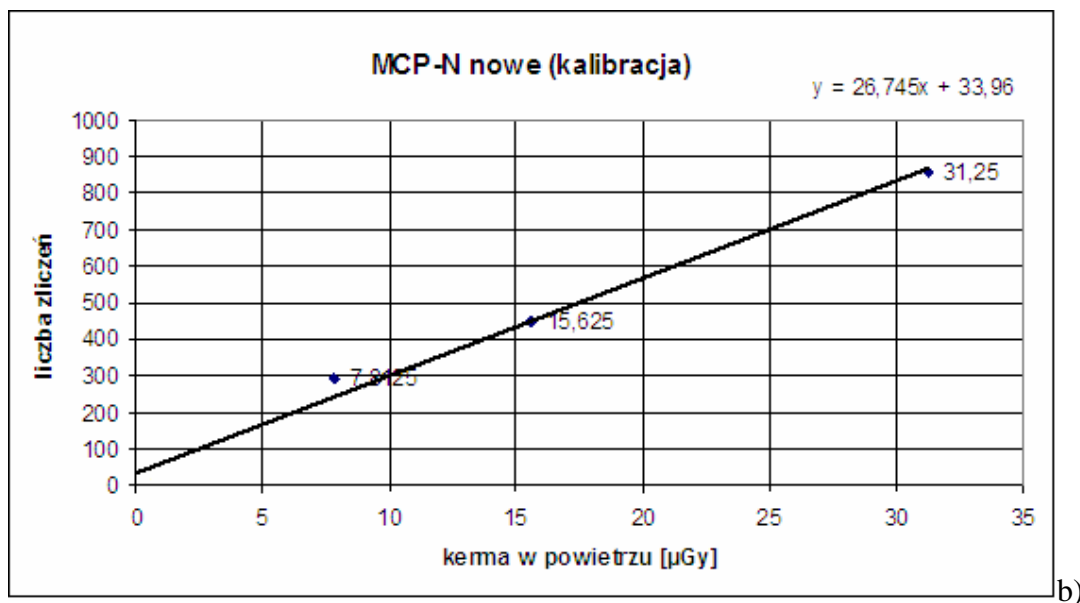
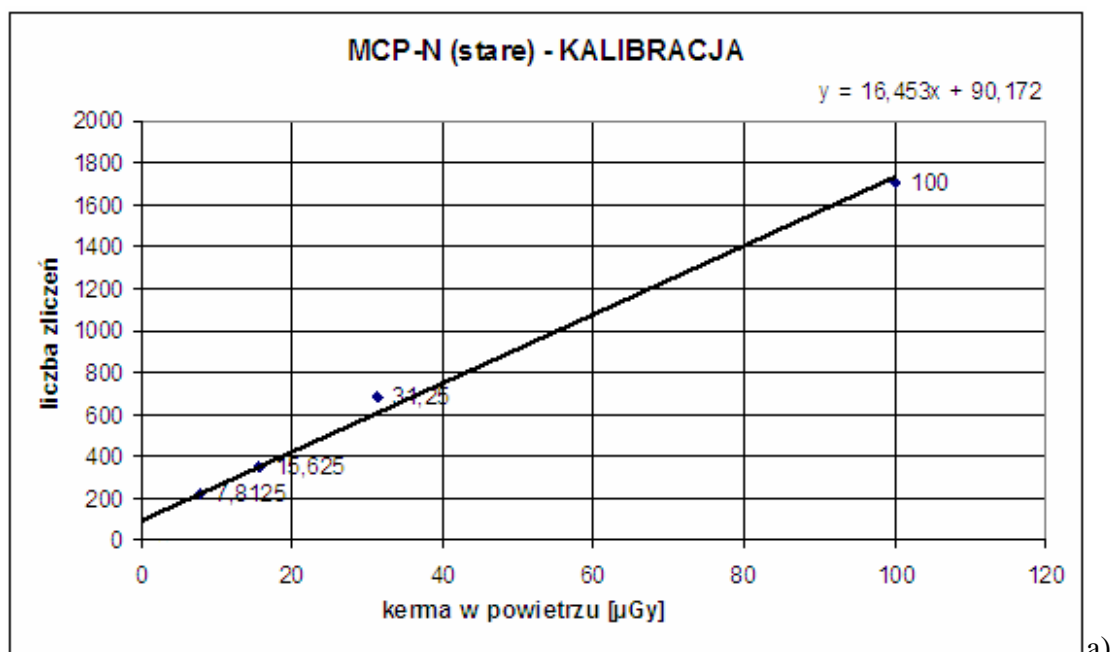
\* odrzucone detektory

\*\* niepewność odczytu wyznaczona została jako pierwiastek z liczby zliczeń

\*\*\* niepewność IRF wyznaczono z prawa przenoszenia niepewności, gdzie pod uwagę brano niepewność wartości średniej odczytu partii detektorów oraz niepewność odczytu danego detektora

Po wyznaczeniu współczynników czułości indywidualnej, przeprowadzono kalibrację dwóch grup detektorów naświetlając je odpowiednio dawkami: 7.8125  $\mu\text{Gy}$  (10s), 15.625  $\mu\text{Gy}$  (20s), 31.25  $\mu\text{Gy}$  (40s) oraz 100  $\mu\text{Gy}$  (128s). Dodatkowo wykonano pomiar kontrolny po anilacji i naświetleniu detektorów dawką 100  $\mu\text{Gy}$  (źródło  $^{137}\text{Cs}$ ) w akredytowanym

Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych IFJ PAN w Krakowie. Uzyskane wyniki są zgodne z wartościami uzyskanymi we wcześniejszych pomiarach. Krzywe kalibracyjne wraz z równaniami zamieszczono poniżej (rys.76a i 76b).



Rys.76. Krzywe kalibracyjne trzech typów detektorów TLD (a i b) wraz z równaniami

### 10.3. Pomiary

Pomiary dawek równoważnych wykonano w Zakładzie Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie.

Grupę objętą pomiarami stanowiło:

- 12 pacjentów;
- 2 techników;
- 1 pielęgniarka;
- 1 analityk medyczny.

Dodatkowo wykonano pomiary dawek w pokoju diagnostycznym oraz zmierzono tło w pobliżu pokoju socjalnego (brak izotopów oraz dostępu pacjentów) oraz w rejestracji (bezpośrednio przylega do pokoju akwizycyjnego).

Do pomiarów wykorzystano detektory termoluminescencyjnych MCP-N pochodzące z 2 różne serie produkcyjnych.

Protokół akwizycyjny realizowany był w następującej kolejności:

- przymocowanie detektorów w pobliżu pokoju socjalnego oraz w rejestracji;
- przymocowanie detektorów w obrębie pokoju diagnostycznego;
- rozdanie detektorów personelowi;
- przygotowanie detektorów dla pierwszego pacjenta (2 komplety – serce + wątroba);
- wymiana detektorów pacjenta;
- po całym dniu pomiarowym ~5-6godzin zebranie detektorów od personelu oraz ze ścian;
- odczyt detektorów;
- analiza uzyskanych wyników.

### 10.3.1. Dawki personelu

Do pomiarów indywidualnych równoważników dawki personelu  $H_p(10)$  (stanowi on konserwatywne przybliżenie dawki efektywnej [63]) użyto dawkomierzy z detektorami TLD MCP-N. Przed przystąpieniem do pomiarów wyznaczono współczynniki czułości indywidualnej (IRF) wraz z niepewnościami dla wszystkich detektorów, wykonano kalibrację (osobno dla każdego rodzaju detektorów) oraz wyanilowano detektory (temp. 245°C). Przed przystąpieniem do pracy każda z osób zatrudnionych w zakładzie otrzymywała komplet detektorów. Kasety z detektorami umieszczane były na powierzchni i pod fartuchem ołowianym zakładanym podczas pracy. W przypadku techników, pielęgniarek i fizyków fartuchy miały warstwę ołowiu na poziomie 0.25mm (Beta anti-X HcPb0,25/0,5/120MV), natomiast pracownicy pokoju gorącego zakładali fartuchy, w których warstwa ołowiu miała grubość 0.5 mm (Beta anti-X HcPb0,5/0,5/120MV) (rys.77)[64]. Osoby pracujące w pokoju gorącym zawsze zakładały fartuchy dwustronne, a pozostali jedno- lub dwustronne.



Rys.77. Wykorzystywane fartuchy ołowiane: a) jednostronne, b) dwustronne [64]

Pomiar prowadzony był w dniach, kiedy wykonywano jedynie akwizycje serc, a czas trwania pojedynczej (jednodniowej) sesji wynosił ok. 5 godzin (jeden dzień pracy).

Przykładowe wyniki zebrano w tabeli 9.

Tabela 9. Przykładowe indywidualne równoważniki dawki  $H_p(10)$  – personel

Nr detektora	Osoba	Odczyt [liczba zliczeń]	Uwagi	$H_p(10)$ średnie [ $\mu\text{Sv}$ ]	Niepewność $H_p(10)$ [ $\mu\text{Sv}$ ] *
26(MCP-N)	ANALITYK W POKOJU GORĄCYM POD FARTUCH OŁOWIANY	274	Rozdzwonienie, przygotowanie do wydania, wydanie	4,85	$\pm 0.29$
27(MCP-N)		286			
36(MCP-N)	ANALITYK W POKOJU GORĄCYM NA FARTUCH OŁOWIANY	397		9,96	$\pm 0.47$
37(MCP-N)		407			
30(MCP-N)	PIEŁĘGNIARKA POD FARTUCH OŁOWIANY	235	wysiłek, iniekcja	3,45	$\pm 0.26$
31(MCP-N)		229			
34(MCP-N)	PIEŁĘGNIARKA NA FARTUCH OŁOWIANY	334		6,63	$\pm 0.45$
35(MCP-N)		344			
28(MCP-N)	TECHNIK POD FARTUCH OŁOWIANY	265	przeprowadzenie procedury akwizycyjnej, opieka nad pacjentem w czasie procedury	4,05	$\pm 0.32$
29(MCP-N)		265			
32(MCP-N)	TECHNIK NA FARTUCH OŁOWIANY	295		5,71	$\pm 0.45$
33(MCP-N)		305			

\*niepewność wyliczona w oparciu o prawo przenoszenia niepewności, gdzie uwzględniono niepewność wyznaczenia IRF, niepewność liczby zliczeń oraz niepewność wynikającą z geometrii pomiaru

Dodatkowo wykonano obliczenia ile wynosiłyby średnia kwartalne oraz średnie roczne indywidualne równoważniki dawki personelu (tabela 10), przy założeniu, że każdy dzień badań przebiegałby w identycznych warunkach tzn. przy podawaniu wysokich aktywności (poziom referencyjny dla diagnostyki serca z wykorzystaniem  $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$  wynosi 800MBq, dla diagnostyki układu kostnego  $^{99\text{m}}\text{Tc-MDP}$  – 750MBq, dla diagnostyki perfuzji mózgu – 750MBq) [18]. Założenie to pozwala oszacować maksymalne narażenie radiologiczne, na jakie mógłby być narażony personel.

Średni kwartalny równoważnik dawki obliczono jako następujący iloczyn:

$$H_p(10)_{\text{kwart}} = H_p(10)_{5\text{godz}} \times 5\text{dni} \times 4\text{tyg} \times 3\text{mies} = H_p(10)_{5\text{godz}} \times 60 [\mu\text{Sv/kwartał}]$$

Średni roczny indywidualny równoważnik dawki został oszacowany w następujący sposób:

$$H_p(10)_{\text{rok}} = (H_p(10)_{5\text{godz}} \times 5\text{dni} \times 4\text{tyg} \times 12\text{mies})/1000 = H_p(10)_{5\text{godz}} \times 0.24 [\text{mSv/rok}]$$

Tabela 10. Oszacowanie kwartalnego i rocznego indywidualnego równoważnika dawki

Osoba	Zmierzony średni $H_p(10)$ [ $\mu\text{Sv}$ ]	Oszacowany średni kwartalny $H_p(10)$ [ $\mu\text{Sv/kwartał}$ ]	Oszacowany średni roczny $H_p(10)$ [ $\text{mSv/rok}$ ]
ANALITYK W POKOJU GORĄCYM POD FARTUCH OŁOWIANY	4,85	291	1,16
ANALITYK W POKOJU GORĄCYM NA FARTUCH OŁOWIANY	9.96	597,6	2,39
PIEŁĘGNIARKA POD FARTUCH OŁOWIANY	3,45	207	0,83
PIEŁĘGNIARKA NA FARTUCH OŁOWIANY	6,63	397,8	1,59
TECHNIK POD FARTUCH OŁOWIANY	4,05	243	0,97
TECHNIK NA FARTUCH OŁOWIANY	5,71	342,6	1,37

Otrzymane wyniki porównano z wynikami otrzymanymi z odczytów błon dozymetrycznych (odczyt błon odbywa się kwartalnie w Wojskowym Instytucie Higieny i Epidemiologii – W.I.H. i E. w Warszawie). Dane z IV kwartału 2007 oraz z I kwartału 2008 zamieszczono w tabeli 11.

Tabela 11. Wyniki otrzymane z odczytów błon dozymetrycznych (IV kwartał 2007 oraz I kwartał 2008) [6]

Pracownik	IV KWARTAŁ 2007 [mSv]	I KWARTAŁ 2008 [mSv]
błona "zerowa" – TŁO	0,15	0,15
Recepcjonistka	0,15	0,15
Pomoc laboratoryjna	0,15	0,15
Pielęgniarka	0,57	1,03
Analitik w pokoju gorącym	0,54	1
Fizyk medyczny	0,15	0,15
Technik	0,5	0,96
Lekarz	0,15	0,15
Technik	0,15	0,15
Recepcjonistka	-	0,15
Pielęgniarka	0,66	1,17

Kolejnym krokiem było obliczenie maksymalnej teoretycznej wartości indywidualnego równoważnika dawki ( $H_p(10)$ ), na jaką narażeni są pracownicy podczas jednego, 5 godzinowego dnia pracy z radiofarmaceutyką  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ , w przypadku, kiedy przez całe pięć godzin mieli bezpośredni kontakt ze źródłem.

$$K_{pow} = \frac{1}{k} \cdot \frac{A\Gamma_r}{l^2} \cdot t_p \quad (56)$$

gdzie:  $K_{pow}$  – kerma w powietrzu [cGy]

$k$  – krotkość osłabienia (dla sytuacji bez osłony  $k=1$ )

$A$  – aktywność [GBq]

$\Gamma_r$  – równoważna wartość stałej ekspozycyjnej (wartość tablicowa) [ $\text{cGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{GBq}^{-1}$ ]

$l$  – odległość od źródła (pacjenta) [m]

$t_p$  – czas pracy ze źródłem [h]

Zatem dawka pochłonięta w powietrzu podczas standardowych badań serca (dla:  $k=1$ ,  $A=0.80\text{GBq}$  podanej 6 pacjentom,  $\Gamma_r = 1.4 \cdot 10^{-3} \text{cGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{GBq}^{-1}$ ,  $t_p=5(\text{h})$ ,  $l=0.5\text{m}$ ) wynosi:

$$K_{pow} = \frac{1}{k} \cdot \frac{A\Gamma_r}{l^2} \cdot t_p = \frac{1}{1} \cdot \frac{6 \cdot 0.8 \cdot 1.4 \cdot 10^{-3}}{0.5^2} \cdot 5 = 0.1344 \cdot 10^{-2} \text{Gy} \quad (57)$$

Aby obliczyć indywidualny równoważnik dawki dla danego pracownika, należy otrzymaną wartość  $K_{pow}$  pomnożyć przez czynnik  $H_p(10)/K_a$  (związany z energią promieniowania [63]) oraz przez czynnik  $R$  (związany odpowiedzią detektora dla zadanej energii promieniowania [63]).

$$H_p(10) = K_{pow} \cdot \frac{H_p(10)}{K_a} \cdot R \quad (58)$$

gdzie:  $H_p(10)$  – indywidualny równoważnik dawki [Sv]

$K_{pow}$  – kerma w powietrzu [Gy]

$H_p(10)/K_a$  – czynnik związany z energią promieniowania (dla energii fotonów 140keV wynosi on 1.6 [63]) [Sv/Gy]

$R$  – czynnik związany z odpowiedzią detektora dla zadanej energii promieniowania (dla energii fotonów 140keV i detektora MCP-N, wynosi on 0.9)

Zatem  $H_p(10)$  wynosi:

$$H_p(10) = K_{pow} \cdot \frac{H_p(10)}{K_a} \cdot R = 0.1344 \cdot 10^{-2} \cdot 1.6 \cdot 0.9 = 1.935 \cdot 10^{-3} \text{ Sv} \quad (59)$$

Zatem

$$H_p(10) = 1.935 \text{ mSv/dzień} \quad (60)$$

Zgodnie z ustawą Prawo Atomowe[54], dla pracowników dawka graniczna, wyrażona jako dawka efektywna wynosi 20mSv. Zgodnie z tym można wyznaczyć robocze limity dziennego narażenia personelu na promieniowanie, przy czym należy pamiętać, iż ich przekroczenie w danym dniu nie pociąga za sobą żadnych skutków prawnych (narażenie personelu większa dawka efektywna w jednym dniu może zostać zrekompensowane jego obniżeniem w kolejnych dniach). Dla ułatwienia analizy zebranych w pracy danych wyznaczono robocze limityienne. I tak dzienny indywidualny równoważnik dawki dla narażonych zawodowo wynosi około **0.08mSv/dzień** (20 mSv/rok). Otrzymana wartość indywidualnego równoważnika dawki (1.935mSv/dzień), jest zatem wyższa od założonego limitu dziennego i wskazuje na konieczność zastosowania osłony przed promieniowaniem gamma w przypadku pracy ze znacznikiem  $^{99m}\text{Tc-MIBI}$  przez 5 (pełnych) godzin. Grubość potrzebnej osłony, np. wykonanej z ołowiu, uzyskano z tablic po wcześniejszym wyliczeniu krotności osłabienia.

$$k = \frac{H_p(10)_{obliczona}}{H_p(10)_{limit}} \quad (61)$$

gdzie:  $H_p(10)_{obliczona}$  – wyliczona wartość dziennego indywidualnego równoważnika dawki [mSv/dzień]

$H_p(10)_{limit}$  – przyjęty roboczy dzienny limit indywidualnego równoważnika dawki [mSv/dzień]

k – krotność osłabienia

Po podstawieniu wartości,

$$k = \frac{H_p(10)_{obliczona}}{H_p(10)_{limit}} = \frac{1,935}{0,08} = 24,19 \quad (62)$$

co odpowiada **0.4 cm** ołowiu o gęstości  $11,3 \text{ g}\cdot\text{cm}^{-3}$ . Zatem noszone przez personel fartuchy ołowiane (o grubości warstwy ołowianej 0.5 mm) nie zapewniają wystarczającej ochrony przed promieniowaniem w sytuacji ciągłego kontaktu z pacjentem w ciągu pełnych 5 godzin pracy. W takiej sytuacji mogłoby dojść do przekraczania granicznej rocznej dawki efektywnej dla narażonych zawodowo.

Ponieważ w czasie rutynowego wykonywania obowiązków pracownicy nie mają styczności ze źródłem przez cały czas pracy, dlatego powtórzono powyższe obliczenia dla „realnej” sytuacji, kiedy całkowity czas „styczności” ze źródłem wynosiłby 1 godzinę i 15 minut (średnio 15 minut na pacjenta). Obliczona w ten sposób wartość  $H_p(10)$  wynosi **0,048 mSv/dzień**. W takim przypadku przyjęty roboczy limit wartości narażenia dla zatrudnionych zawodowo nie jest przekraczany. Nasuwa się zatem pytanie czy pracownicy powinni nosić fartuchy ołowiane podczas przeprowadzania procedur akwizycyjnych.

### 10.3.2. Dawki pacjentów

Do szacunkowych pomiarów dawki pacjenta wykorzystano detektory MCP-N. Podobnie jak w przypadku detektorów, w które wyposażony został personel, również detektory przeznaczone do pomiaru dawki pacjenta zostały poddane procedurom wstępnym takim jak: anilacja (temp.245°C), wyznaczenie współczynników IRF, kalibracja, anilacja bezpośrednio przed ekspozycją.

Kasety z detektorami były przynoszone bezpośrednio przed akwizycją, zakładane pacjentowi na czas trwania akwizycji (15-20min), a następnie, zaraz po zakończeniu akwizycji zdejmowane i z powrotem przenoszone do pomieszczenia, w którym wartość promieniowania miała poziom tła naturalnego. Każdy pacjent podczas akwizycji wyposażony został w dwa komplety detektorów przypinanych w okolicy nasercowej i nad wątrobą, w sposób niekolidujący z przeprowadzaną akwizycją.

W tabeli 12 przedstawiono wybrane wyniki wraz z krótką charakterystyką pacjentów.

Tabela 12. Wybrane wyniki pomiarów dawek pochłoniętych pacjentów

Nr detektora	Nr pacjenta i lokalizacja detektora	Odczyt [liczba zliczeń]	Uwagi	Dawka pochłonięta [μGy]	Niepewność dawki pochłoniętej [μGy]*
3(MCP-N)	PACJENT 1. WATROBA	545	Mężczyzna, Rok urodzenia 1946 77kg, 172cm, 751 MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	24,61	±0.44
5(MCP-N)		537			
1(MCP-N)	PACJENT 1. SERCE	543	77kg, 172cm, 751 MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	21,77	±0.48
2(MCP-N)		541			
8(MCP-N)	PACJENT 2. WATROBA	555	Mężczyzna, Rok urodzenia 1944, 78kg, 170cm, 770MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	22,11	±0.53
9(MCP-N)		545			
6(MCP-N)	PACJENT 2. SERCE	619	770MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	25,36	±0.60
7(MCP-N)		597			
12(MCP-N)	PACJENT 3. WATROBA	532	Mężczyzna, Rok urodzenia 1946, 125kg, 176cm, 947MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	25,62	±0.65
13(MCP-N)		554			
10(MCP-N)	PACJENT 3. SERCE	617	125kg, 176cm, 947MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	26,21	±0.49
11(MCP-N)		599			
16(MCP-N)	PACJENT 4. WATROBA	579	Kobieta, Rok urodzenia 1954, 67kg, 164cm, 707MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	23,98	±0.45
17(MCP-N)		616			
14(MCP-N)	PACJENT 4. SERCE	582	67kg, 164cm, 707MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	26,05	±0.54
15(MCP-N)		538			
20(MCP-N)	PACJENT 5. WATROBA	644	Kobieta, Rok urodzenia 1952, 67kg, 163cm, 724MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	24,74	±0.6
21(MCP-N)		649			
18(MCP-N)	PACJENT 5. SERCE	703	67kg, 163cm, 724MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	28,45	±0.52
19(MCP-N)		618			
24(MCP-N)	PACJENT 6. WATROBA	665	Kobieta, Rok urodzenia 1940, 68kg, 165cm, 750MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	26,1	±0.59
25(MCP-N)		597			
22(MCP-N)	PACJENT 6. SERCE	677	68kg, 165cm, 750MBq <sup>99m</sup> Tc-MIBI	28,24	±0.63
23(MCP-N)		682			

\*niepewność wyliczona w oparciu o prawo przenoszenia niepewności, gdzie uwzględniono niepewność wyznaczenia IRF, niepewność liczby zliczeń oraz niepewność wynikającą z geometrii pomiaru

Powyższe pomiary dawek pochłoniętych mają na celu jedynie oszacowanie dawki pacjenta. Ponieważ nie jest możliwe dokładne jej zmierzenie (umieszczenie detektora na powierzchni badanego organu przez całkowity czas rozpadu jest niewykonalne), do oszacowania dawki efektywnej, na jaką narażony jest pacjent poddawany procedurze diagnostycznej wykorzystywane są przeznaczone do tego celu modele matematyczne.



Wszystkie modele wraz z instrukcjami dotyczącymi sposobu prowadzenia obliczeń dla dostępnych radiofarmaceutyków zostały zebrane przez Medical Internal Radiation Dose (MIRD) Committee [66]. Teoretyczne określenie wewnętrznego narażenia radiacyjnego pacjenta sprowadza się zatem do obliczenia dawki pochłoniętej przez tzw. narząd tarczy, a wyemitowanej przez tzw. narząd źródło. Obliczenie to wymaga znajomości [2, 3,67]:

1. **aktywności i czasu jej przebywania w „źródle”** [2, 3, 67] („źródło” i „tarcza” mogą być tym samym narządem)

$$\bar{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad (63)$$

gdzie:  $\bar{A}$  - aktywność skumulowana [Bq\*s]

A - aktywność [Bq]

t=0 - czas podania radioznacznika [s]

t=∞ - czas „zniknięcia” [s]

Biorąc pod uwagę fizyczny ( $T_{1/2}$ ) i biologiczny ( $T_b$ ) czas połowicznego zaniku oraz różne drogi wchłaniania i usuwania znacznika z narządu, wzór (63) ma postać:

- dla narządu, który wchłania znacznik bardzo szybko i nie ma usuwania biologicznego,

$$\bar{A} = \int_0^{\infty} A_0 e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t} dt = A_0 \frac{T_{1/2}}{0,693} = 1,44 T_{1/2} A_0 \quad (64)$$

gdzie:  $T_{1/2}$  – fizyczny czas połowicznego zaniku znacznika [s]

$T_b$  – biologiczny czas połowicznego zaniku znacznika w organizmie [s]

pozostałe oznaczenia jak we wzorze (63)

- dla narządu, który szybko wchłania radioizotop i usuwa biologicznie ( $T_{1/2} \gg T_b$ ), przy czym usuwanie biologiczne może być procesem złożonym z wielu odrębnych o różnych udziałach,

$$\bar{A} = A_0 \int_0^{\infty} f_1 e^{-\frac{\ln 2}{T_{b1}} t} dt + A_0 \int_0^{\infty} f_2 e^{-\frac{\ln 2}{T_{b2}} t} dt + \dots = 1,44 f_1 T_{b1} A_0 + 1,44 f_2 T_{b2} A_0 + \dots \quad (65)$$

gdzie:  $f_1$  – frakcja rozpadająca się z czasem biologicznego zaniku  $T_{b1}$

$f_2$  – frakcja rozpadająca się z czasem biologicznego zaniku  $T_{b2}$

$T_{b1}$  – biologiczny czas połowicznego zaniku znacznika w organizmie [s]

$T_{b2}$  – biologiczny czas połowicznego zaniku znacznika w organizmie [s]

pozostałe oznaczenia jak we wzorze (63)

- dla narządu, który szybko wchłania radioizotop, przy czym usuwany jest równomiernie poprzez rozpad fizyczny ( $T_{1/2}$ ) jak i biologiczny ( $T_b$ ),

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_b} \quad (66)$$

gdzie:  $T_e$  – efektywny czas połowicznego zaniku znacznika [s]

pozostałe oznaczenia jak we wzorze wyżej

$$\bar{A} = 1,44 T_e A_0 \quad (67)$$

gdzie: oznaczenia jak wcześniej

- narząd wchłania radioznacznik wolno z czasem wchłaniania  $T_u$ .

$$\bar{A} = 1,44 A_0 T_e \frac{T_{ue}}{T_u} \quad (68)$$

gdzie:  $T_{ue}$  – efektywny czas połowicznego wchłaniania [s]

$$T_{ue} = \frac{T_u T_{1/2}}{T_u + T_{1/2}}$$

$T_u$  – czas połowicznego wchłaniania [s]

$T_e$  – efektywny czas połowicznego zaniku znacznika [s]

pozostałe oznaczenia jak wcześniej

**2. stałej równoważnej dawki pochłoniętej  $\Delta$  [2, 3, 67]**

Stała ta określa energię emitowaną przez jednostkę skumulowanej aktywności.  $\Delta$  musi być określona dla każdego rodzaju promieniowania radioizotopu

$$\Delta_i = 0,576 * N_i * E_i \quad (69)$$

gdzie:  $\Delta_i$  – stała równoważnej dawki pochłoniętej liczona dla i-tego rodzaju promieniowania [(g\*Gy)/(MBq\*godz.)]

$N_i$  – abundancja i-tego rodzaju promieniowania

$E_i$  – średnia energia rozpadu i-tego rodzaju promieniowania [MeV]

Iloczyn aktywności skumulowanej i stałej równoważnej dawki określa energię promieniowania emitowanego przez i-tą emisję wyrażoną w [J], w czasie, gdy znacznik jest w źródle.

**3. ułamka energii emitowanego przez narząd będący „źródłem”, który jest absorbowany przez narząd „tarczy” [2, 3, 66]** (ułamek ten zależy od typu i energii promieniowania oraz anatomicznych związków pomiędzy narządami „tarczy” i „źródła” np. rozmiar, kształt, odległość między nimi).

Zakładając, że  $m$  to masa „tarczy” to średnia dawka pochłonięta przez ten narząd określona jest wzorem

$$\bar{D}(V \leftarrow \vartheta) = \frac{\bar{A}}{m} \sum_{i=1}^n \phi_i(V \leftarrow \vartheta) \Delta_i \quad (70)$$

gdzie:  $\bar{D}(V \leftarrow \vartheta)$  - średnia dawka pochłonięta przez „tarczę” ( $V$ ) a wyemitowana przez „źródło” ( $\vartheta$ ) [Gy]

$\Delta_i$  – stała równoważnej dawki pochłoniętej liczona dla i-tego rodzaju promieniowania [(g\*Gy)/(MBq\*godz.)]

$m$  – masa „tarczy” [g]

$\bar{A}$  - aktywność skumulowana [MBq\*godz.]

$\phi_i$  - ułamek pochłoniętej energii

Jeżeli przyjąć, że „właściwy” ułamek pochłoniętej energii (ułamek energii emitowany przez źródło, który jest absorbowany przez 1g masy tarczy) wyraża się wzorem

$$\Phi = \frac{\phi}{m} \quad (71)$$

gdzie:  $\Phi$  – „właściwy” ułamek pochłoniętej energii

$\phi_i$  - ułamek pochłoniętej energii

$m$  – masa „tarczy” [g]

wtedy wzór (71) ma postać:

$$\bar{D}(V \leftarrow \vartheta) = \bar{A} \sum_{i=1}^n \Phi_i(V \leftarrow \vartheta) \Delta_i \quad (72)$$

gdzie: oznaczenia jak poprzednio

Twierdzenie o wzajemności dawek dla danej pary narządów [2, 3, 66] – „właściwy” ułamek pochłoniętej energii jest taki sam niezależnie od tego, który z narządów jest „źródłem”, a który „tarczą”. Można to zapisać

$$\Phi(V \leftarrow \vartheta) = \Phi(V \rightarrow \vartheta) \quad (73)$$

gdzie: oznaczenia jak poprzednio

Obecnie powyższe obliczenia mające na celu oszacowanie dawek wykonywane są komputerowo [2, 68]. Baza danych różnorodnych radiofarmaceutyków stosowanych w medycynie nuklearnej wraz z niezbędnymi do obliczeń współczynnikami pozwala w prosty i szybki sposób określić współczynnik dawki efektywnej na jednostkę masy lub dawkę efektywną pacjenta po iniekcji określonej aktywności radiofarmaceutyku. Wszystkie powyższe informacje wraz z wieloma najnowszymi publikacjami z tej tematyki są dostępne na stronie internetowej The RAdiation Dose Assessment Resource – RADAR ([www.doseinfo-radar.com](http://www.doseinfo-radar.com)) [2, 68]

Alternatywnym sposobem oszacowania dawki efektywnej (uwzględniającej zarówno rodzaj promieniowania jak również informacje o tkankach (współczynniki wagowe promieniowania i tkanek)) może być oszacowanie narażenia wewnętrznego pochodzącego od przypadkowego wchłonięcia radioznacznika drogą pokarmową [69]. Taki sposób postępowania jest zalecany w sytuacjach, kiedy zaistnieje potrzeba szybkiego oszacowania narażenia. Należy jednak zauważyć, iż metoda ta nie daje pełnej informacji.

W celu oszacowania dawki efektywnej u pacjentów poddawanych diagnostyce chorób serca z wykorzystaniem różnych radiofarmaceutyków, przeprowadzono poniższe obliczenia.

SPOSÓB PIERWSZY: (zgodnie z rozporządzeniem Ministra Zdrowia z 18 stycznia 2005 (tabela 4))[69].

Obliczone wartości dawek efektywnych wynoszą odpowiednio:

**dla  $^{99m}\text{Tc}$**

$$D_{\text{ef}} = f_1 \times e_p \times A \text{ [1x Sv/Bq x Bq]}$$

$$D_{\text{ef}} = 0,5 \times 2,2 \cdot 10^{-11} \times 800 \cdot 10^6 = 814 \cdot 10^{-5} = \mathbf{8,80\text{mSv}}$$

**dla  $^{201}\text{Tl}$**

$$D_{\text{ef}} = f_1 \times e_p \times A \text{ [1x Sv/Bq x Bq]}$$

$$D_{\text{ef}} = 1 \times 9,5 \cdot 10^{-11} \times 100 \cdot 10^6 = 950 \cdot 10^{-5} = \mathbf{9,5\text{mSv}}$$

SPOSÓB DRUGI: (zgodnie z MIRD) [2, 3, 67]

Wartości współczynników dawki efektywnej/jednostkę podanej aktywności oraz dawka efektywna dla badań serca z wykorzystaniem:

**$^{99m}\text{Tc}$ -MIBI:**

-spoczynek:  $1,5 \cdot 10^{-2}$  mSv/MBq

-wysiłek:  $1,3 \cdot 10^{-2}$  mSv/MBq

stąd **dawka efektywna**

-**spoczynek:**  $1,5 \cdot 10^{-2}$  mSv/MBq \* 800MBq = **12mSv**

-**wysiłek:**  $1,3 \cdot 10^{-2}$  mSv/MBq \* 800MBq = **10,4mSv**

(w tym dla wątroby: spoczynek:  $5,1 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq \* 800MBq = **4,08mSv**

wysiłek:  $3,7 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq \* 800MBq = **2,96mSv**)

**$^{99m}\text{Tc}$ -Myoview:**

-spoczynek:  $7,03 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq

-wysiłek:  $7,03 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq

stąd **dawka efektywna**

-**spoczynek:**  $7,03 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq \* 800MBq = **5,62mSv**

-**wysiłek:**  $7,03 \cdot 10^{-3}$  mSv/MBq \* 800MBq = **5,62 mSv**

**$^{201}\text{Tl}$**

-spoczynek/wysiłek:  $1,6 \cdot 10^{-01}$  mSv/MBq

stąd **dawka efektywna**

-spoczynek/wysięk:  $1.6 \cdot 10^{-01} \text{ mSv/MBq} \cdot 100 \text{ MBq} = 17,76 \text{ mSv}$

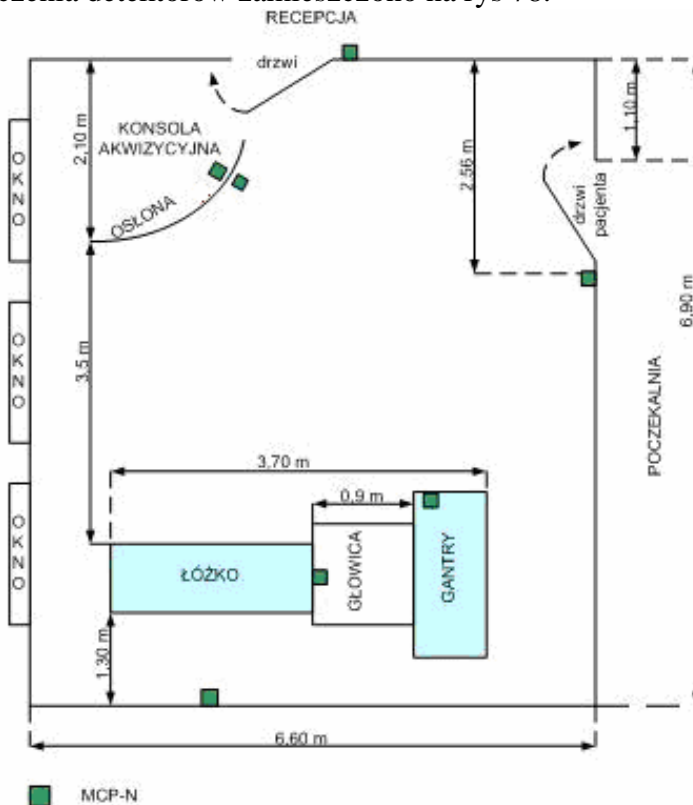
(w tym dla wątroby: spoczynek/wysięk:  $9,9 \cdot 10^{-2} \text{ mSv/MBq} \cdot 100 \text{ MBq} = 9,9 \text{ mSv}$ )

### 10.3.3. Rozkład dawek w pokoju akwizycyjnym

Przed przystąpieniem do tej części pomiarów, wszystkie wykorzystywane detektory wyanilowano (temp. 245°C), wyznaczono ich współczynniki czułości indywidualnej oraz wykonano kalibrację. Kasety z wyanilowanymi detektorami rozmieszczono w pokoju akwizycyjnym po zakończeniu codziennych testów kontroli jakości a przed rozpoczęciem procedur diagnostycznych. Dodatkowo umieszczono po 2 komplety detektorów w pobliżu pokoju socjalnego oraz w przylegającej do pokoju akwizycyjnego rejestracji celem wyznaczenia wartości tła. W pokoju akwizycyjnym detektory rozmieszczono w następujących miejscach:

- ✓ ściana przy drzwiach wejściowych dla pacjentów;
- ✓ ściana za łóżkiem pacjenta;
- ✓ gamma kamera (gantry) przy pilocie wykorzystywanym przez personel do pozycjonowania pacjenta;
- ✓ gamma kamera (głowica) od strony łóżka pacjenta;
- ✓ osłona ołowiana przy stanowisku akwizycyjnym od strony komputera i personelu;
- ✓ osłona ołowiana przy stanowisku akwizycyjnym od strony pacjenta.

Schemat rozmieszczenia detektorów zamieszczono na rys 78.



Rys.78. Rozmieszczenie detektorów TLD w pokoju akwizycyjnym

Wybrane wyniki pomiarów zamieszczono w tabeli 13.

Tabela 13. Wybrane wyniki pomiarów dawek w pokoju akwizycyjnym

Nr detektora	Miejsce	Odczyt [liczba zliczeń]	Uwagi	Dawka pochłonięta średnia [ $\mu\text{Gy}$ ]	Niepewność dawki pochłoniętej [ $\mu\text{Gy}$ ]
45 (MCP-N)	TŁO	103	tło mierzone w korytarzu (okolice pokoju socjalnego)	0	0
42 (MCP-N)	TŁO	111			
39(MCP-N)	TŁO – RECEPCJA	122	przy pokoju pomiarowym	0	0
40(MCP-N)	TŁO – RECEPCJA	125			
51(MCP-N)	STANOWISKO AWKWIZYCYJNE	133	pomiar za osłoną	0	0
43(MCP-N)	STRONA PERSONELU – OSŁONA	134			
46(MCP-N)	STANOWISKO AWKWIZYCYJNE	119	pomiar przed osłoną	0	0
50(MCP-N)	STRONA PACJENTA – OSŁONA	143			
48(MCP-N)	ŚCIANA – DRZWI WEJŚCIOWE DLA PACJENTÓW	172		1,30	$\pm 0.21$
47(MCP-N)		189			
41(MCP-N)	ŚCIANA – ŁÓŻKO PACJENTA	196	za łóżkiem pacjenta	2,05	$\pm 0.23$
52(MCP-N)		193			
44(MCP-N)	GAMMA KAMERA PRZÓD	228	na głowicy gamma kamery	3,00	$\pm 0.32$
49(MCP-N)		245			
38(MCP-N)	GAMMA KAMERA GANTRY	217	przy pilocie do pozycjonowania	2,59	$\pm 0.31$
53(MCP-N)		237			

\*niepewność wyliczona w oparciu o prawo przenoszenia niepewności, gdzie uwzględniono niepewność wyznaczenia IRF, niepewność liczby zliczeń oraz niepewność wynikającą z geometrii pomiaru

Następnie oszacowano dawkę pochłoniętą oraz dawki równoważne na jakie może być narażony personel przebywając w wybranych miejscach pokoju akwizycyjnego (korzystając ze wzorów 55-58), przy założeniu, że aktywność źródła (pacjent) wynosi 800MBq, źródło traktujemy jako punktowe, czas przebywania określamy na 15min (czas akwizycji).

Osłona: odległość od ciała pacjenta - 3.5m

$$D_p = 0.023 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 0.03312 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 0.33 \mu\text{Sv}$$

**Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 6 pacjentów: 1.98  $\mu\text{Sv}$**

Recepcja (za ścianą betonową o grubości 21 cm, krotność osłabienia  $2 \cdot 10^4$ ): odległość od ciała pacjenta - 5.6m

$$D_p = 4.4 \cdot 10^{-12} \text{ Gy}$$

$$D_t = 6.336 \cdot 10^{-12} \text{ Gy}$$

$$H = 6.34 \text{ pSv}$$

**Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 6 pacjentów: 38.04 pSv**

Drzwi wejściowe pacjenta: odległość od ciała pacjenta - 3.04m

$$D_p = 0.03 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 0.0432 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 0.43 \mu\text{Sv}$$

**Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 6 pacjentów: 2.58  $\mu\text{Sv}$**

Ściana za łóżkiem pacjenta: odległość od ciała pacjenta - 1.3m

$$D_p = 0.166 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 0.239 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 2.39\mu\text{Sv}$$

Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 6 pacjentów: **14.34  $\mu\text{Sv}$**

Gantry: odległość od ciała pacjenta (zmienna w czasie) - przyjęto 0.5m

$$D_p = 1.12 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 1.288 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 12.88\mu\text{Sv}$$

Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 6 pacjentów: **77.28  $\mu\text{Sv}$**

Wszystkie wyliczone równoważniki dawek są poniżej założonego dla pracowników dziennego roboczego limitu (**80  $\mu\text{Sv}/\text{dzień}$** ).

#### 10.3.4. Dawki podczas badań fantomowych

Dla badań fantomowych z udziałem fantomu statycznego i dynamicznego wykonano obliczenia dawki równoważnej, na jaką narażeni są pracownicy i studenci podczas wykonywania symulacji z ich udziałem (wzory 56-59). Obliczenia wykonano przy następujących założeniach: podawana aktywność 50MBq, czas symulacji 15min (fantom statyczny) oraz 30min (fantom dynamiczny), odległość pracownika od fantomu 0.5m.

Poniżej zamieszczono otrzymane wyniki.

FANTOM STATYCZNY:

$$D_p = 0.07 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 10.08 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 1.008\mu\text{Sv}$$

Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 20 (max dla 5 godzinowego trybu pracy) akwizycji: **20.16  $\mu\text{Sv}/\text{dzień}$**

FANTOM DYNAMICZNY

$$D_p = 0.14 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$D_t = 20.16 \cdot 10^{-5} \text{ Gy}$$

$$H = 2.02\mu\text{Sv}$$

Stąd średnia dzienna dawka równoważna od 10 (max dla 5 godzinowego trybu pracy) akwizycji: **20.2  $\mu\text{Sv}/\text{dzień}$**

Dla porównania warto przypomnieć, iż przyjęty dla potrzeb niniejszej pracy dzienny roboczy limit narażenia radiologicznego dla pracowników wynosi **80  $\mu\text{Sv}/\text{dzień}$** , natomiast dla studentów – **24  $\mu\text{Sv}/\text{dzień}$** .

#### 10.4. Wnioski

Podczas prowadzonych pomiarów używano detektorów TLD typu MCP-N pochodzących z dwóch różnych serii produkcyjnych. Uzyskane wyniki stały się podstawą do sformułowania poniższych wniosków.

- ✚ Wysokoczułe detektory MCP-N (dwie serie produkcyjne) charakteryzowały się wysoką czułością, dzięki czemu potwierdzona [59] została zasadność wykorzystania detektorów MCP-N do pomiarów indywidualnych równoważników dawek (umożliwiających konserwatywne przybliżenie dawki efektywnej [63]).

- ✚ Pomiar indywidualnych równoważników dawek personelu wykonane zostały na i pod fartuchami ołowianymi noszonymi podczas procedury akwizycyjnej. Następnie porównano je z dostępnymi w zakładzie wynikami pomiarów prowadzonymi przez W.I.H i E. w Warszawie oraz z obliczonymi wartościami teoretycznymi. Przeprowadzone badania potwierdziły konieczność stosowania fartuchów ołowianych podczas prac ze źródłami „punktowymi” o dużej aktywności (duża aktywność w małej objętości) z jakimi można się spotkać podczas prac w pokoju gorącym oraz podczas aplikacji radiofarmaceutyków (dwukrotnie większa zmierzona dawka na fartuchu niż pod nim). W przypadku techników wykonujących procedury akwizycyjne (pacjent nie jest traktowany jako źródło punktowe, tylko rozciągle) dawki zmierzone na i pod fartuchem były w granicach niepewności takie same. Zatem w tym przypadku dopuszczalne wydaje się być odstąpienie od konieczności zakładania fartuchów ołowianych. Przy czym ostateczna decyzja należeć powinna do kierownika danego zakładu po uzgodnieniu z Inspektorem Ochrony Radiologicznej (IOR3). Dodatkowym potwierdzeniem tej hipotezy są zarówno teoretyczne obliczenia dawki równoważnej jak również pomiary wykonane w pokoju akwizycyjnym. Z wykonanych obliczeń wynika, iż ograniczenie czasu przebywania w odległości ok. 0.5m od pacjenta do 15 minut, sprawia, iż wyliczony (teoretycznie) dzienny indywidualny równoważnik dawki nie jest większa niż przyjęty roboczy limit dzienny tj. 0.08mSv/dzień. Z pomiarów wykonywanych w pokoju akwizycyjnym wynika również, iż najbardziej obciążającym dla personelu rejonem jest okolica gamma kamery, podczas gdy praca w pobliżu konsoli akwizycyjnej zmniejsza narażenie radiologiczne personelu praktycznie do zera.
  
- ✚ Wyliczenie spodziewanych kwartalnych i rocznych indywidualnych równoważników dawek na jakie może być narażony personel pozwoliło na potwierdzenie prawidłowego zaklasyfikowania pracowników do kategorii B. Orientacyjne porównanie wyników odczytów kwartalnych (prowadzonych przez W.I.HiE. z wykorzystaniem błon dozymetrycznych) ze zmierzonymi z wykorzystaniem detektorów TLD wykazało zgodność w granicy niepewności w przypadku odczytów z kwartału IV 2007 roku. Niepokojący jest brak zgodności w przypadku takiego samego porównania wykonanego dla kwartału I 2008 roku. Przeprowadzony wywiad z pracownikami oraz przeprowadzone pomiary (podczas akwizycji z udziałem największych aplikowanych pacjentom aktywności) świadczą o nieprawidłowym (obciążonym dużym błędem) odczycie błon dozymetrycznych. Potwierdza to zatem słuszność twierdzenia, iż prowadzenie pomiarów dawek indywidualnych z wykorzystaniem detektorów TLD daje bardziej wiarygodne rezultaty niż ma to miejsce w przypadku stosowania tradycyjnych dozymetrów filmowych.
  
- ✚ Obliczone wartości indywidualnych równoważników dawek są znacznie wyższe niż mierzone. Wynika to z faktu, iż do obliczeń przyjęto założenia o możliwym maksymalnym czasie naświetlania - 5 godzin (czas pracy), maksymalnej podawanej aktywności (800MBq) 6 pacjentom oraz z założenia, że personel przebywa cały czas w odległości nie większej niż 0.5 m od pacjenta. Obliczona na tej podstawie grubość ołowiu potrzebna do zmniejszenia narażenia radiologicznego personelu wynosiłaby 0.4cm. W praktyce w ciągu tygodnia (5 dni roboczych) występują na ogół dwa do trzech dni, kiedy wykonywane są badania z wykorzystaniem wysokich aktywności (ma to związek z czasem przydatności do pracy generatora). Kierowanie się trzema podstawowymi zasadami ochrony przed promieniowaniem związanymi z zachowaniem odległości, ograniczeniem czasu przebywania przy źródle oraz stosowaniem osłon pozwala na zoptymalizowanie dawki osób zatrudnionych. Dokonując obliczeń należy pamiętać, iż

personel ma styczność z pacjentem przez czas krótszy niż 5 godzin, a odległość pacjent-pracownik jest zwykle znacznie większa niż 0.5 m.

- ✚ Wykonane 15 minutowe pomiary dawki pacjenta w okolicy serca i nad wątrobą oscylowały na poziomie  $\sim 26\mu\text{Sv}$  dla serca i  $\sim 24\mu\text{Sv}$  dla wątroby. Oszacowano dawki efektywne pacjenta dwoma metodami: z wykorzystaniem zaleceń zawartych w rozporządzeniu Ministra Zdrowia i MIRD. Dawka efektywna oszacowana zgodnie z rozporządzeniem Ministra Zdrowia jest wyższa niż oszacowana zgodnie z zaleceniami MIRD. Wynika to z faktu, iż dawka wyliczana pierwszym sposobem ma jedynie charakter orientacyjny i opiera się na współczynnikach związanych z wprowadzeniem izotopu drogą pokarmową w sposób przypadkowy (a stąd dopiero znacznik dostaje się do układu naczyń krwionośnych). Warto jeszcze raz podkreślić, iż podany w rozporządzeniu sposób prowadzenia obliczeń może być wykorzystywany jedynie do szacowania dawki efektywnej procedury, a nie do wyliczania ryzyka radiacyjnego konkretnego pacjenta (wynik daje jedynie informację odnośnie rzędu wielkości ryzyka). W przypadku korzystania z zaleceń MIRD mamy do czynienia ze z konkretną wartością współczynnika dawki efektywnej na jednostkę podanej aktywności z rozróżnieniem badania serca w spoczynku i wysiłku. Znajomość reguł prowadzących do wyznaczenia wewnętrznego narażenia radiologicznego (MIRD) oraz możliwość wykorzystania specjalistycznych programów dostępnych drogą internetową i firmowanych przez RADAR pozwalają w prosty i szybki sposób określić dawkę efektywną pacjenta. Warto zauważyć, iż najniższą dawkę efektywną uzyskuje się po podaniu  $^{99\text{m}}\text{Tc-Myoview}$ , natomiast największe obciążenie wynika z aplikacji  $^{201}\text{Tl}$ . Dlatego w przypadku możliwości wyboru przez zakłady medycyny nuklearnej radiofarmaceutyku, proponuje się wybierać  $^{99\text{m}}\text{Tc-Myoview}$ , a w przypadku, gdy nie jest to możliwe (np. względy finansowe) –  $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$ . Proponuje się również unikać stosowania  $^{201}\text{Tl}$  jeśli jest to tylko możliwe.
- ✚ Kolejnym wnioskiem, jaki może zostać wyciągnięty z powyższych obliczeń i pomiarów jest fakt, iż dawka efektywna pochodząca od diagnostyki wysiłkowej serca jest znacznie niższa niż w przypadku diagnostyki spoczynkowej. Powinno się zatem dążyć do sytuacji, w której badanie wysiłkowe pozwoli na postawienie diagnozy. Taka sytuacja jest możliwa po zastosowaniu  $^{99\text{m}}\text{Tc-Myoview}$  (podawana mała aktywność) lub ewentualnie  $^{99\text{m}}\text{Tc-MIBI}$  (większa aktywność). Twierdzenie to zostało potwierdzone podczas badań fantomowych (rozdział 7).
- ✚ Pomiar rozkładu dawki wewnątrz pokoju akwizycyjnego potwierdził, iż zachowanie odległości od pacjenta podczas wykonywania procedury akwizycyjnej ma bardzo istotne znaczenie przy zmniejszaniu narażenia radiologicznego (moc dawki równoważnej maleje wraz z kwadratem odległości  $H(t) \sim 1/r^2$ ). Największą dawkę zmierzono w pobliżu gamma kamery wynosiła ona  $3.04\mu\text{Sv/dzień}$ . Uzyskane doświadczalnie wyniki porównano z wartościami obliczonymi (zał:  $800\text{MBq}$ , czas akwizycji 15min, 6 pacjentów w ciągu dnia). Największa wartość teoretyczna wyliczona dla lokalizacji w pobliżu gamma kamery wyniosła  $77,28\mu\text{Sv/dzień}$  (6 pacjentów). Wartość ta jest znacznie wyższa od wartości uzyskanej doświadczalnie, ale nadal pozostaje na poziomie niższym w stosunku do przyjętego dla pracowników roboczego limitu narażenia ( $80\mu\text{Sv/dzień}$ ).
- ✚ Pomiary dawek dla fantomu statycznego i dynamicznego oscylowały na poziomie wartości tła. Z wykonanych obliczeń wynika, iż nawet przy całodziejnej eksploatacji fantomów nie zostaje przekroczona przyjęta robocza wartość narażenia ani dla narażonych zawodowo ( $80\mu\text{Sv/dzień}$ ), ani dla studentów ( $24\mu\text{Sv/dzień}$ ). Dlatego też



wykorzystywanie fantomów antropomorficznych może być zalecane nie tylko do przeprowadzania procedur testowych, ale również do wykorzystywania ich podczas szkoleń pracowników i studentów.

## 11. Podsumowanie

Tematem pracy doktorskiej była optymalizacja dawki promieniowania jonizującego w diagnostyce chorób serca. Realizacja postawionego problemu polegała na analizie dostępnych narzędzi, następnie na dokonaniu uzupełnień na różnych etapach prowadzenia procedury diagnostycznej oraz sprawdzeniu (m.in. poprzez obliczenia teoretyczne oraz pomiary) korzyści wynikających z dokonanych zmian.

Głównym osiągnięciem niniejszej pracy było opracowanie i wdrożenie dynamicznego fantomu serca (rozdział 6) wykorzystywanego m.in. do modelowych badań frakcji wyrzutowej lewej komory serca (EFLV). Fantomy antropomorficzne zajmują niezwykle istotne miejsce we wszelkich procedurach mających na celu zapewnianie jakości gamma kamer, a tym samym służą optymalizacji narażenia radiologicznego pacjentów i personelu. Niestety wysoki koszt zakupu komercyjnie dostępnych rozwiązań niweluje możliwość ich posiadania przez większość szpitalnych zakładów medycyny nuklearnej. Prezentowany w niniejszej pracy fantom stanowi zatem alternatywne rozwiązanie, dzięki któremu możliwa jest nie tylko poprawa funkcjonowania poszczególnych elementów wykorzystywanej podczas diagnostyki serca aparatury, ale również może być on wykorzystywany do celów szkoleniowych personelu i studentów. W tym miejscu należy podkreślić, iż duże zainteresowanie zewnętrznych jednostek naukowych oraz firm dynamicznym fantomem serca przyczyniło się do wystąpienia z wnioskiem patentowym do Urzędu Patentowego RP.

Drugi z fantomów – statyczny fantom serca (rozdział 7) [3] – wypełniany różnymi radiofarmaceutykami, w różnych geometriach pomiarowych został wykorzystany w badaniach mających na celu porównanie różnych aparatów hybrydowych (SPECT-CT). Przeprowadzone modelowe badania dowiodły, iż zmniejszenie narażenia radiologicznego pacjentów podlegających diagnostyce chorób serca z wykorzystaniem radiofarmaceutyków będących emiterami promieniowania gamma, może zostać zrealizowane poprzez zastosowanie „lepszyc” choć często droższych ligandów np. Myoview zamiast MIBI (Myoview 10 krotnie droższy od jego polskiego odpowiednika). Porównanie wartości diagnostycznej obrazów uzyskanych z użyciem MIBI oraz Myoview wypada znacznie korzystniej dla Myoview. Jednak znacznie bardziej istotnym wydaje się być fakt, iż przy stosowaniu Myoview podawana pacjentowi aktywność oscyluje średnio na poziomie ok. 370MBq, podczas gdy spełnienie wymogów akwizycji po podaniu MIBI będzie optymalne dopiero po podaniu aktywności ok. 800MBq (podane wartości aktywności dotyczą dorosłych pacjentów o typowej budowie ciała tj. 170cm wzrostu i 70kg masy) [18].

Kolejnym krokiem w kierunku optymalizacji dawek jest podkreślenie faktu, iż korzystniejszym wydaje się być stosowanie radioizotopu  $^{99m}\text{Tc}$ , a nie  $^{201}\text{Tl}$  w diagnostyce chorób serca. Zastosowanie talu-201 nie tylko nie poprawia jakości uzyskiwanych obrazów (rozdział 7), ale co istotniejsze zwiększa narażenie radiologiczne pacjenta (okres połowicznego zaniku dla  $^{201}\text{Tl}$  wynosi 73godziny~3dni!). Potwierdzeniem tego faktu są obliczenia dawki efektywnej przeprowadzone dwoma niezależnymi metodami (zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z 18 stycznia 2005 [68] oraz zgodnie z MIRD [67]) (rozdział 10). I tak przybliżone oszacowanie wykonane zgodnie z Rozporządzeniem Ministra Zdrowia z 18 stycznia 2005 [69] wynosiło 8.8mSv dla radiofarmaceutyków znakowanych  $^{99m}\text{Tc}$  oraz 9.5mSv dla znakowanych  $^{201}\text{Tl}$ , natomiast w wyniku szczegółowych obliczeń dawki efektywnej (uwzględniające rodzaj ligandu oraz typ badania) wykonane zgodnie z MIRD [67] otrzymano: dla  $^{99m}\text{Tc}$ -Myoview 5.6mSv, dla  $^{99m}\text{Tc}$ -MIBI 12mSv, a dla  $^{201}\text{Tl}$  17.7mSv.

Optymalizacja narażenia radiologicznego pacjenta w bezpośredni sposób przekłada się na optymalizację narażenia radiologicznego personelu. Mniejsza aktywność przygotowywana i podawana pacjentowi w istotny sposób zmniejsza dawkę równoważną personelu.

W przeprowadzonych badaniach wykazano, że zmniejszenie narażenia radiologicznego pacjenta można osiągnąć poprzez prowadzenie procedur diagnostycznych na hybrydowych aparatach emisyjno-transmisyjnych (rozdział 7). Pozwalają one bowiem w prosty i szybki sposób uzyskać wynik nie obciążony „błędami” w postaci najbardziej typowych artefaktów (np. przeponowe). Dzięki temu procedura akwizycyjna może dla wielu pacjentów zakończyć się już na etapie badania wysiłkowego, kiedy podawana jest mniejsza aktywność (ok. 111MBq (3mCi) w protokole 1 dniowym w przypadku dorosłych pacjentów o typowej budowie ciała), oszczędzając im aplikacje kolejnych aktywności w procedurze spoczynkowej (ok. 333MBq (9mCi) w protokole jednodniowym) czy nawet w szczególnych przypadkach – dawki promieniowania X otrzymywanej podczas koronarografii (~12mSv) [70]. Jeśli chodzi o wybór typu aparatu hybrydowego, to zależy on w dużym stopniu od indywidualnych potrzeb danego zakładu medycyny nuklearnej. Aparaty SPECT-CT z akwizycją następową dają lepsze diagnostycznie obrazy, jednak czas potrzebny do wykonania pojedynczej procedury jest dłuższy (średnio o około 20min.) niż w przypadku aparatów SPECT z nakładkami ze źródłami  $^{153}\text{Gd}$ , w których akwizycja sygnału jest jednoczesna. Warto podkreślić, iż dawka otrzymywana przez pacjenta w procedurach z wykorzystaniem aparatów hybrydowych jest niższa (np. 12mSv + 2 $\mu$ Sv dla aparatów z nakładkami zawierającymi źródła  $^{153}\text{Gd}$  [47]), niż ta jaką pacjent otrzymuje podczas przeprowadzania dwóch niezależnie wykonywanych procedur SPECT i CT (12mSv + 30mSv [18]).

W przypadku kiedy dana placówka jest wyposażona w aparat do badań SPECT, a nie może pozwolić sobie na zakup aparatu hybrydowego, można skorzystać z istniejących lub zaimplementować własne programy do korekcji osłabienia promieniowania gamma przez struktury anatomiczne. Program stworzony dla potrzeb tej pracy (rozdział 8) służy zarówno do jakościowej jak i ilościowej oceny ubytków perfuzji z uwzględnieniem korekcji artefaktów wynikających z osłabienia promieniowania gamma przez struktury anatomiczne ciała pacjenta. Dzięki ścisłej współpracy z ekspertami z różnych dziedzin (m.in. lekarze specjaliści medycyny nuklearnej, informatycy, fizycy medyczni) udało się stworzyć narzędzie, które pozwala nie tylko na pomoc lekarzom specjalistom podczas podejmowania decyzji diagnostycznych, ale również staje się użytecznym narzędziem szkoleniowym.

Próba optymalizacji dawki prowadzona była również poprzez wykonywanie testów kontroli jakości gamma kamer z wykorzystaniem dostępnych fantomów (rozdział 9). W wyniku systematycznie prowadzonych badań udało się podzielić testowane aparaty na dwie grupy. W pierwszej z nich znalazły się gamma kamery cechujące się dużą stabilnością pracy i małą wrażliwością na zmiany warunków otoczenia (temperatura, wilgotność), w drugiej – wymagające częstszych kontroli. W efekcie przeprowadzonych pomiarów wykonywanie badań na aparatach cechujących się wysoką stabilnością pracy pozwoliło na zmniejszenie aktywności radiofarmaceutyków (poniżej poziomu referencyjnego) podawanych pacjentom, a tym samym na zmniejszenia otrzymywanej przez nich oraz personel dawki promieniowania. Na aparatach o mniejszej stabilności pracy (jednogłowicowa gamma kamera X-Ring SPECT) ograniczono do minimum wykonywanie radioizotopowych badań serca.

Ostatnim elementem służącym optymalizacji dawki promieniowania jonizującego w diagnostyce chorób serca było porównanie wyników przeprowadzonych pomiarów dawek pacjentów i personelu (podczas diagnostyki oraz podczas badań fantomowych) z wartościami teoretycznymi. Dodatkowo zmierzony został rozkład dawek w obrębie pokoju akwizycyjnego (rozdział 10).

Optymalizacja narażenia radiologicznego pacjenta wiąże się ze stosowaniem radiofarmaceutyków znakowanych  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , we wszystkich sytuacjach, w których jest to

możliwe. Dodatkowo potwierdzono wniosek, iż korzystniejszym dla pacjenta jest wybór Myoview jako ligandu, a stosowanie  $^{201}\text{Tl}$  w diagnostyce chorób serca powinno zostać ograniczone do koniecznego minimum.

W świetle optymalizacji dawki, na jaką narażony jest personel istotnym wydaje się być kwestia stosowania fartuchów ołowianych podczas procedury diagnostycznej. W celu potwierdzenia zasadności ich stosowania wykonano pomiary dawki z wykorzystaniem detektorów TLD umieszczanych na i pod fartuchami personelu. Wyniki wskazują na zasadność stosowania fartuchów w przypadku pracy z dużymi aktywnościami radioizotopu zgromadzonymi w małych objętościach (aplikacja, pokój gorący). W przypadku techników istnieje możliwość rezygnacji z tego typu dodatkowej ochrony, ponieważ dawki równoważne zmierzone „na” i „pod” fartuchami były zgodne w granicach niepewności pomiaru. Ważne jest jednak, aby wszyscy pracownicy ściśle stosowali się do trzech podstawowych zasad ochrony radiologicznej (najkrótszy czas przebywania przy źródle, jak największa odległość od źródła oraz stosowanie osłon).

Dawki zmierzone w pokoju diagnostycznym wskazują, iż dużym przyczynkiem do optymalizacji dawki personelu jest zachowanie właściwej odległości od źródła rozciągniętego jakim jest pacjent.

Duże zainteresowanie środowisk medycznych podjętą w niniejszej pracy tematyką pozwala wierzyć, iż poruszony problem jest istotny i może być kontynuowany również dla innych rodzajów diagnostyki z wykorzystaniem promieniowania jonizującego.

## 12. Literatura

- [1] [http://www.stat.gov.pl/cps/rde/xbcr/gus/PUBL\\_Sytuacja\\_demograficzna\\_2007.pdf](http://www.stat.gov.pl/cps/rde/xbcr/gus/PUBL_Sytuacja_demograficzna_2007.pdf)
- [2] M. G. Stabin: “Radiation Protection and Dosimetry An Introduction to Health Physics”. Springer 2008, New York, USA
- [3] K. Natkaniec: “Badania fantomowe perfuzji mięśnia sercowego techniką SPECT (w oparciu o fantom). Praca magisterska. Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej AGH Kraków 2005.
- [4] W. Sylwanowicz, A. Michajlik, W. Ramotowski: „Anatomia i fizjologia człowieka” ; PZWL; Warszawa 1980.
- [5] Encyklopedia PWN – Człowiek Tom7. PWN. Warszawa 1999.
- [6] Udostępnione przez Zakład Medycyny Nuklearnej 5 Wojskowego Szpitala Klinicznego z Polikliniką w Krakowie
- [7] [http://www.pursuit-performance.com.au/polar/html/polar/about\\_hrm.html](http://www.pursuit-performance.com.au/polar/html/polar/about_hrm.html) – krążenie krwi
- [8] <http://www.josefsklinik.de/script/ekg6.gif> – wykres EKG
- [9] [www.medyczny.pl](http://www.medyczny.pl)
- [10] B. J. Drew, R. M. Califf, M. Funk, E. S. Kaufman, M. W. Krucoff, M. M. Laks, P. W. Macfarlane, C. Sommargren, S. Swiryn, G. F. Van Hare: „Monitorowanie elektrokardiograficzne w warunkach szpitalnych. Stanowisko American Heart Association na podstawie: Practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings An American Heart Association Scientific Statement from the Councils on Cardiovascular Nursing, Clinical Cardiology, and Cardiovascular Disease in the *Young Circulation*, 2004; 110: 2721-2746) Medycyna Praktyczna 2005/05
- [11] [www.biolead.pl](http://www.biolead.pl)
- [12] F. C. Hoppensteadt, C.S.Peskin „Mathematics in Medicine and the life Sciences”. Corrected third printing, Springer. New York 1996.
- [13] J. Zaorska-Rajca: „Diagnostyka radioizotopowa prawej komory serca”. Problemy Medycyny Nuklearnej. Organ Naukowy Polskiego Towarzystwa Medycyny Nuklearnej i Ośrodka badawczo-Rozwojowego Izotopów; Suplement; Warszawa 1993
- [14] M. G. Stabin: “Radiation Protection and Dosimetry An Introduction to Health Physics” Springer 2008 New York USA
- [15] B. Dziunikowski, S. J. Kalita: Ćwiczenia laboratoryjne z jądrowych metod pomiarowych. Wydawnictwa AGH. Kraków 1995. Skrypt Uczelniany Nr 1440.
- [16] [www.polatom.pl](http://www.polatom.pl)
- [17] Praca zbiorowa pod redakcją A. Z. Hryniewicz, E. Rokita: Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii. Tom 2. Wydawnictwo Naukowe PWN. Warszawa 2000.
- [18] ROZPORZĄDZENIE MINISTRA ZDROWIA z dnia 25 sierpnia 2005 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej Dz.U.2005.194.1625
- [19] Nuclear Medicine Products PTW Freiburg [www.ptw.de](http://www.ptw.de)
- [20] ICRU Report 44; *Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement (1989)*; ICRU 1989
- [21] ICRU Report 48; *Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection (1993)*; ICRU 1993.
- [22] J. M. Lavalaye et al.: “Implementation of technetium-99m MIBI SPECT imaging guide lines: optimizing the two day stress-rest protocol”. *International Journal of Cardiac Imaging* 13: 331-335, 1997

- [23] Zuo-Xiang He et al.: “Accuracy of left ventricular ejection fraction determined by gated myocardial perfusion SPECT with Tl-201 and Tc-99m sestamibi: Comparison with first-pass radionuclide angiography”. *Journal of Nuclear Cardiology* Volume 6, number 4: 412-417, July/August 1999
- [24] A. C. Tweedel et al.: “Does radionuclide ventriculography still have place in assessment of heart failure?”. *Journal of Nuclear Cardiology* Volume 14, number 2: abstract 8.61 May 2007
- [25] P. P. Gjertsson et al.: “Evaluation of new automated gated-SPECT and echocardiographic methods for calculation of left ventricular volumes and ejection fraction” *Journal of Nuclear Cardiology* Volume 14, number 2: abstract 8.62 May 2007
- [26] S. Jang et al.: “Evaluation of Ejection Fraction Measurements in Gated Cardiac Imaging Using Dynamic Cardiac Phantoms” Volume 4, 1735-1738; In the Conference Record of the IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference in Norfolk, VA, held Oct. 30-Nov. 5, 1994, by the IEEE
- [27] S. Port: „Imaging guidelines for nuclear cardiology procedures”. *Journal of Nuclear Cardiology*. Volume 6. March/ April 1999. American Society of Nuclear Cardiology. Part 2.
- [28] S. Jang et al.; "Cardiac Ejection Fraction and Volume Measurements Using Dynamic Cardiac Phantoms and Radionuclide Imaging"; volume 41, number 6, 2845-2849; Dec. 1994; *IEEE Transactions on Nuclear Science*
- [29] J. D. Bronzino: „Biomedical Engineering Fundamentals”, Tylor and Francis Group, 2006 USA
- [30] K. Matusiak, M. Wasilewska-Radwańska and A. Stepień: „Dynamic Heart Phantom for the Quality Control of SPECT Equipment”. *Physica Medica: European Journal of Medical Physics*. June 2008. Vol. 24, Issue 2, pp. 112-116 ([doi:10.1016/j.ejmp.2008.01.015](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2008.01.015))
- [31] A. Teresińska, L. Królicki, J. Potocka: „Standardy postępowania w radioizotopowych badaniach serca”. *Problemy medycyny nuklearnej*. Tom 14(28). Warszawa 2000
- [32] P. Lass: „Medycyna nuklearna w codziennej praktyce lekarskiej”. *Via Medica*, Gdańsk 1994
- [33] S. Nowak, K. Rudzki, W. Bielecka: „Zarys medycyny nuklearnej”. Śląska Akademia Medyczna w Katowicach. Katowice 1994.
- [34] E. G. DePuey et al.: “Comparison of Tc-99m sestamibi and Tl-201 gated perfusion SPECT” *Journal of Nuclear Cardiology* Volume 6 number 3: 278-285 May/June 1999
- [35] A. A. Elkamhawy et al.: “Minimum Detectable Defect Thickness in SPECT Myocardial Perfusion Test: Phantom Study with Tc-99m and Tl-201” *Journal of Nuclear Medicine Technology* Volume 29, number 4 183-188 2001
- [36] J. Góra: „Modelowe badania dynamiczne układu krążenia techniką radioizotopową”. Praca magisterska. Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej AGH. Kraków 2007
- [37] S. N. Chatzliannou et al.: “Gating of Myocardial Perfusion Imaging for the Identification of Artifacts” *Texas Heart Institute Journal* Volume 27, number 1: 14-18, 2000
- [38] O. Demetriadou, Ch. Yiannakaras, D. Kaolis, I. Polykarpou, K. Matusiak, L. Kaliska, N. Fasouliotes, A. Panayi, S. Christofides: „Attenuation correction applied on MPI studies. Comparison of two different hybrid Nuclear Medicine systems and two different radiopharmaceuticals using custom made Cardiac Phantom”. Praca przyjęta na międzynarodową konferencję EANM’08 Annual Congress of the European Association of Nuclear Medicine. Monachium 11-15 listopad 2008
- [39] S. Goetze et al.: “SPECT/CT misregistration in attenuation corrected myocardial perfusion studies” *Journal of Nuclear Cardiology Abstract* 2.21 S8 July/ August 2006

- [40] J. Chen et al.: “Adaptive Bayesian Iterative Transmission Reconstruction for Attenuation Correction in Myocardial Perfusion Imaging with SPECT/Slow-Rotation Low-Output CT Systems” *Int J Biomed Imaging*. 2007; Published online 2007 February 15. doi: 10.1155/2007/18709
- [41] K. Matusiak, M. Wasilewska-Radwańska, A. Stępień: „Some phantoms for nuclear medicine elaborated at the AGH University, Krakow, Poland”. Praca przyjęta na międzynarodową konferencję „*Medical Physics and Engineering 110 Years After the Discovery of Polonium and Radium*”. Kraków wrzesień 2008.
- [42] M. Radwańska, A. Stępień, J. Pawlus, K. Natkaniec: „Simulation of subendocardial myocardial infarction using a heart phantom for Tc-99m SPECT”. *International Federation for Medical and Biological Engineering EMBEC & IFMBE; IFMBE Proceedings 2005*, vol. 11.
- [43] M. Wasilewska-Radwańska, A. Stępień, K. Natkaniec, J. Pawlus: „Modelowe badania procesu perfuzji w sercu metodą SPECT”. Materiały konferencyjne: Krajowe Sympozjum Technika Jądrowa w Przemyśle, Medycynie i Ochronie Środowiska. Kraków 2005
- [44] A. A. Elkamhawy, H. Chandna: „Minimum Detectable Defect Thickness in SPECT Myocardial Perfusion Test: Phantom Study with <sup>99m</sup>Tc and <sup>201</sup>Tl”. *Journal of Nuclear Medicine Technology*. Vol.29, nr 4, 2001
- [45] J. Kuśmierek, J. Kapuściński: „Radiofarmaceutyki stosowane w medycynie nuklearnej do badania perfuzji mięśnia sercowego”. *Forum Kardiologów* 1/2001. *Via Medica*
- [46] Radiofarmaceutyki – ulotka reklamowa. Ośrodek Badawczo-Rozwojowy Izotopów POLATOM. POLATOM 2002
- [47] GE Medical Systems: „Attenuation Correction” [www.ge.com](http://www.ge.com)
- [48] <http://www.hightechsource.co.uk/Resources/Medical%20Sources.pdf> QA in nuclear medicine
- [49] J. Dudała, K. Matusiak, Z. Stęgowski, A. Stępień: „Parametryzacja i klasyfikacja obrazów perfuzji mięśnia sercowego otrzymanych techniką SPECT”. Materiały konferencyjne XV Krajowa Konferencja Naukowa Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna. Wrocław, wrzesień 2007
- [50] J. Dudała, K. Matusiak, A. Różańska, Z. Stęgowski, A. Stępień: „The software helping in myocardial perfusion diagnosis based on images obtained in the SPECT”. Praca przyjęta na międzynarodową konferencję „*Medical Physics and Engineering 110 Years After the Discovery of Polonium and Radium*”. Kraków wrzesień 2008.
- [51] Dz.U. L 159 z 29.6.1999, str. 1.
- [52] Directive 96/29 Basic Safety Standards Directive (BSS), on the protection of workers and the general population against the dangers arising from ionizing radiation. *Official Journal of the European Communities* N. L159, 29.6.1996
- [53] Directive 97/43 on health protection of individuals against the dangers of ionizing radiation in relation to medical exposure. *Official Journal of EC* N. L190, 9.7.1997
- [54] Ustawa Prawo Atomowe, Dz. U. 2004, Nr 161, poz. 1689
- [55] Biodex Medical Systems – [www.biodex.com](http://www.biodex.com)
- [56] MEDISO Medical Imaging Systems – [www.mediso.com](http://www.mediso.com)
- [57] "POLON-ALFA" Zakład Urządzeń Dozymetrycznych Sp. z o.o. w Bydgoszczy [www.polon-alfa.com.pl](http://www.polon-alfa.com.pl)
- [58] Pracownia Projektowo-Uslugowa „POLON-EKOLAB” w Gdańsku [www.polon-ekolab.com.pl](http://www.polon-ekolab.com.pl)
- [59] Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej LADIS IFJ w Krakowie <http://dawki.ifj.edu.pl>

- [60] Wojskowy Instytut Higieny i Epidemiologii im. Gen. Karola Kaczkowskiego w Warszawie <http://www.wihe.waw.pl>
- [61] M. Wasilewska-Radwańska, A. Stepień, K. Natkaniec: "Patient and Staff Dose Optimisation in Nuclear Medicine Diagnosis Methods". Materiały konferencyjne. First Central & Eastern European Workshop on Quality Control, Patient Dosimetry and Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology and Nuclear Medicine, scientifically supported by EFOMP; Węgry, Budapeszt 25-28 kwiecień 2007
- [62] E. G. DePuey, E.V. Garcia, D.S.Berman: „Cardiac SPECT imaging”. Second edition. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia 2001.
- [63] Hrynkiewicz A.Z.: „Człowiek i promieniowanie jonizujące”. Wydawnictwo Naukowe PWN. Warszawa 2001
- [64] [http://www.antix.com.pl/fartuchy\\_dwustronne.html](http://www.antix.com.pl/fartuchy_dwustronne.html) – fartuchy ołowiane
- [65] K. Matusiak, M. Wasilewska-Radwanska, A. Stepień: „TLD in nuclear cardiology dose measurement”. Praca przyjęta na międzynarodową konferencję „*Medical Physics and Engineering 110 Years After the Discovery of Polonium and Radium*”. Kraków wrzesień 2008.
- [66] <http://interactive.snm.org/index.cfm?PageID=1372> – MIRD
- [67] J. L. Coffey, Mark Cristy, Gordon G. Warner: “Specific Absorbed Fractions for Photon Sources Uniformly Distributed in the Heart Chambers and Heart Wall of Heterogeneous Phantom” MIRD Pamphlet no. 13 J. Nuc. Med. 22, 67-71, 1981
- [68] The Radiation Dose Assessment Resource – RADAR [www.doseinf-radar.com](http://www.doseinf-radar.com)
- [69] ROZPORZĄDZENIE MINISTRA ZDROWIA z dnia 18 stycznia 2005 roku w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego Dz. U. 2005.20.168
- [70] B. Ramotowski: „Nieinwazyjna ocena naczyń wieńcowych – tomografia komputerowa czy rezonans magnetyczny” Przegląd doniesień naukowych Polskiego Towarzystwa Kardiologicznego, grudzień 2006.

## **13. ANEKS**

1. Projekt dynamicznego fantomu serca