



**Optymalizacja badań scyntygraficznych perfuzji mięśnia
sercowego wykonywanych za pomocą gammakamery
opartej na detektorach półprzewodnikowych na bazie
tellurku kadmowo-cynkowego (CZT)**

Anna BUDZYŃSKA

Rozprawa doktorska

Promotor: **dr hab. n. med. Mirosław DZIUK, prof. WIM**

Promotor pomocniczy: **dr hab. n. fiz. inż. Renata KOPEĆ, prof. IFJ PAN**

Warszawa/Kraków, 2020

*Dziękuję mojemu promotorowi Panu Profesorowi Mirosławowi Dziukowi
za opiekę merytoryczną, wszelkie sugestie,
motywację i wsparcie w krytycznym patrzeniu na problematykę badawczą.*

*Szczególne podziękowania składam Panu Profesorowi Eugeniuszowi Dziukowi,
pod którego kierunkiem i z którego inspiracji rozpoczęłam pracę doktorską.*

*Dziękuję za pomoc, wszelkie uwagi i stałe motywowanie mnie
do jak najszybszego ukończenia dysertacji.*

*Serdecznie dziękuję Pani Profesor Renacie Kopeć –
promotorowi pomocniczemu z Instytutu Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie
za poświęcony czas, krytyczne uwagi i cenne rady.*

*Dziękuję koleżankom i kolegom z Zakładu Medycyny Nuklearnej
Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie, w szczególności lekarzom, pielęgniarkom
i technikom za współpracę i pomoc na różnych płaszczyznach realizacji pracy.*

*Na koniec pragnę najgoręcej podziękować mojemu mężowi Miłoszowi
za wyrozumiałość, pomoc i ogromne wsparcie.*

Spis treści

LISTA SKRÓTÓW WYKORZYSTANYCH W PRACY.....	5 -
1. WPROWADZENIE.....	7 -
2. ZNACZENIE KLINICZNE SCYNTYGRAFII PERFUZYJNEJ MIĘŚNIA SERCOWEGO.....	10 -
3. APARATURA OBRAZUJĄCA STOSOWANA W KARDIOLOGII NUKLEARNEJ.....	15 -
3.1. GAMMAKAMERY Z KRYSTAŁEM SCYNTYLACYJNYM NAI(TL).....	15 -
3.2. SKANERY Z DETEKTORAMI PÓLPRZEWODNIKOWYMI CZT.....	24 -
4. ZAŁOŻENIA I CELE PRACY.....	29 -
5. OGRANICZENIA KAMERY CZT W DIAGNOSTYCE PACJENTÓW OTYŁYCH.....	34 -
5.1. MATERIAŁ I METODY.....	34 -
5.2. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	36 -
5.3. WYNIKI I PODSUMOWANIE.....	36 -
6. ARTEFAKTY WYNIKAJĄCE Z POCHŁANIANIA PROMIENIOWANIA W TKANKACH MIĘKKICH ORAZ METODY REDUKCJI ARTEFAKTÓW.....	39 -
6.1. MATERIAŁ.....	39 -
6.2. METODY.....	40 -
6.2.1. Korekcja atenuacji za pomocą rentgenowskiej tomografii komputerowej z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego.....	40 -
6.2.2. Dodatkowa akwizycja pacjenta ułożonego w pozycji na brzuchu.....	41 -
6.3. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	42 -
6.4. WYNIKI I PODSUMOWANIE.....	42 -
7. WPŁYW ARTEFAKTÓW RUCHOWYCH NA JAKOŚĆ OBRAZÓW – BADANIA FANTOMOWE.....	49 -
7.1. MATERIAŁ I METODY.....	49 -
7.2. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	52 -
7.3. WYNIKI I PODSUMOWANIE.....	52 -
8. WERYFIKACJA PARAMETRÓW CZYNNOSCIOWYCH LEWEJ KOMORY SERCA NA PODSTAWIE BADAŃ FANTOMOWYCH BRAMKOWANYCH SYGNAŁEM EKG.....	60 -
8.1. MATERIAŁ I METODY.....	60 -
8.2. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	62 -
8.3. WYNIKI I PODSUMOWANIE.....	63 -
9. PORÓWNANIE JAKOŚCI BADAŃ PERFUZYJNYCH SERCA WYKONANYCH W TECHNOLOGII PÓLPRZEWODNIKOWEJ CZT I ZA POMOCĄ GAMMAKAMERY SPECT/CT Z DETEKTORAMI SCYNTYLACYJNYMI.....	71 -
9.1. MATERIAŁ I METODY.....	71 -
9.2. ANALIZA STATYSTYCZNA.....	72 -
9.3. WYNIKI I PODSUMOWANIE.....	73 -
10. DYSKUSJA.....	78 -
11. WNIOSKI.....	93 -
12. STRESZCZENIE.....	95 -

13. SUMMARY	- 97 -
14. BIBLIOGRAFIA	- 99 -
15. SPIS RYSUNKÓW	- 107 -
16. SPIS TABEL	- 112 -
17. DODATKI	- 114 -
I. Zestawienie porównawcze cech i parametrów konwencjonalnej gammakamery SPECT oraz skanera kardiologicznego z detektorami CZT	- 114 -
II. Parametry protokołów akwizycyjnych do badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m} Tc-MIBI wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c.....	- 116 -
III. Parametry protokołu akwizycyjnego do badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m} Tc-MIBI wykonywanych na gammakamerze Infinia 3/8" HWK	- 117 -
IV. Parametry rekonstrukcji danych tomograficznych dla badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m} Tc-MIBI wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c.....	- 118 -
V. Parametry rekonstrukcji danych tomograficznych dla badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m} Tc-MIBI wykonywanych na gammakamerze Infinia 3/8" HWK	- 119 -

Lista skrótów wykorzystanych w pracy

3D	(ang. <i>three-dimensional</i>) – trójwymiarowy
BMI	(ang. <i>body mass index</i>) – indeks masy ciała [kg/m^2]
BPM	(ang. <i>beats per minute</i>) – częstotliwość bicia serca (liczba uderzeń na minutę); w odniesieniu do fantomu dynamicznego - częstotliwość pompowania
CaSC	(ang. <i>coronary artery calcium score</i>) – stopień uwapnienia tętnic wieńcowych
CNR	(ang. <i>contrast to noise ratio</i>) – stosunek kontrastu do szumu
CS	(ang. <i>Compton scattering</i>) – rozproszenie komptonowskie
CT	(ang. <i>computed tomography</i>) – rentgenowska tomografia komputerowa
CTDI_{vol}	(ang. <i>volume computed tomography dose index</i>) – tomograficzny indeks dawki w tomografii komputerowej [mGy]
CZT	(ang. <i>cadmium zinc telluride</i>) – tellurek kadmowo-cynkowy
DLP	(ang. <i>dose-length product</i>) – iloczyn dawki CTDI _{vol} i długości skanu <i>L</i> ; DLP reprezentuje dawkę z całego badania w tomografii komputerowej [$\text{cm} \cdot \text{mGy}$]
EANM	(ang. <i>European Association of Nuclear Medicine</i>) – Europejskie Stowarzyszenie Medycyny Nuklearnej
EDV	(ang. <i>end-diastolic volume</i>) – objętość późnorozkurczowa [ml]
EF	(ang. <i>ejection fraction</i>) – frakcja wyrzutowa lewej komory serca [%]
ESV	(ang. <i>end-systolic volume</i>) – objętość późnoskurczowa [ml]
FBP	(ang. <i>filtered back projection</i>) – filtrowana projekcja wsteczna (metoda analityczna rekonstrukcji obrazu)
FWHM	(ang. <i>full width at half maximum</i>) – szerokość fotopiku w połowie wysokości w widmie energetycznym fotonów
GE	General Electric Medical Systems
HEGP	(ang. <i>high energy general purpose</i>) – kolimatory wysokoenergetyczne ogólnego stosowania
HU	(ang. <i>Hounsfield unit</i>) – jednostka Hounsfielda; wartość liczbową elementu obrazu w rentgenowskiej tomografii komputerowej
HWK	(ang. <i>Hawkeye</i>) – nazwa opcji rentgenowskiej gammakamery hybrydowej SPECT/CT Infinia (GE)
ICC	(ang. <i>intraclass correlation coefficient</i>) – współczynnik korelacji wewnątrzklasowej
IR	(ang. <i>iterative reconstruction</i>) – iteracyjna metoda rekonstrukcji obrazu
IRAC	(ang. <i>iterative reconstruction attenuation-corrected</i>) – badanie SPECT z korekcją pochłaniania (atenuacji) na podstawie skanów tomografii komputerowej CT
IRNC	(ang. <i>iterative reconstruction noncorrected</i>) – badanie SPECT bez korekcji pochłaniania (atenuacji)
KCOR	Krajowe Centrum Ochrony Radiologicznej w Łodzi
LAD	(ang. <i>left anterior descending</i>) – gałąź przednia zstępująca lewej tętnicy wieńcowej
LCX	(ang. <i>left circumflex</i>) – gałąź okalająca lewej tętnicy wieńcowej
LEGP	(ang. <i>low energy general purpose</i>) – kolimatory niskoenergetyczne ogólnego stosowania

LEHR	(ang. <i>low energy high resolution</i>) – kolimatory niskoenergetyczne wysokiej rozdzielczości
LEHS	(ang. <i>low energy high sensitivity</i>) – kolimatory niskoenergetyczne wysokiej czułości
Lin's CCC	(ang. <i>Lin's concordance correlation coefficient</i>) – współczynnik zgodności korelacyjnej Lina
MDC for Alcyone	(ang. <i>Motion Detection and Correction for Alcyone</i> , GE) – nazwa oprogramowania do detekcji i korekcji ruchu dla badań ze skanera GE Discovery NM 530c
MEGP	(ang. <i>medium energy general purpose</i>) – kolimatory średnioenergetyczne ogólnego stosowania
MIBI	(ang. <i>methoxyisobutyl isonitrile</i>) – metoksy-izo-butolo-izonitryl
MLEM	(ang. <i>maximum likelihood estimation method</i>) – iteracyjna metoda rekonstrukcji obrazu, polegająca na oszacowaniu największej wiarygodności (inaczej: największego prawdopodobieństwa) rzeczywistego rozmieszczenia elementarnych źródeł promieniotwórczych w obrazowanym obiekcie
NaI(Tl)	jodek sodu aktywowany talem
OSEM	(ang. <i>ordered subset expectation maximization</i>) – iteracyjna metoda rekonstrukcji obrazu, będąca rozwinięciem metody największej wartości oczekiwanej (EM – <i>expectation maximization</i>), zapewniająca przyspieszenie obliczeń dzięki podziałowi zbioru danych z projekcji na mniejsze podzbiory (<i>subsets</i>), dla których stosuje się algorytm EM
PE	(ang. <i>photoelectric effect</i>) – zjawisko fotoelektryczne
PET	(ang. <i>positron emission tomography</i>) – pozytonowa tomografia emisyjna
PVE	(ang. <i>partial volume effect</i>) – efekt częściowej utraty objętości (inaczej: efekt częściowej objętości)
QC	(ang. <i>quartile deviation</i>) – odchylenie ćwiartkowe (inaczej: kwartylnie)
QFOV	(ang. <i>quality field of view</i>) – pole widzenia detektorów skanera kardiocentrycznego Discovery NM 530c
QGS	(ang. <i>Quantitative Gated SPECT</i> , Cedars-Sinai Medical Center) – nazwa oprogramowania do ilościowej oceny badań bramkowanych SPECT
RCA	(ang. <i>right coronary artery</i>) – prawa tętnica wieńcowa
REST	(ang. <i>rest</i>) – badanie perfuzyjne mięśnia sercowego spoczynkowe
SD	(ang. <i>standard deviation</i>) – odchylenie standardowe
SPECT	(ang. <i>single photon emission computed tomography</i>) – tomografia emisyjna pojedynczego fotonu
STRESS	(ang. <i>stress</i>) – badanie perfuzyjne mięśnia sercowego wysiłkowe
TPD	(ang. <i>total perfusion deficit</i>) – wskaźnik całkowitego ubytku perfuzji
WIM	Wojskowy Instytut Medyczny w Warszawie

1. Wprowadzenie

Historia rozwoju medycyny nuklearnej, jako gałęzi medycyny czerpiącej z osiągnięć wielu dziedzin nauki, wiąże się bezpośrednio z odkryciem i coraz lepszym poznaniem zjawiska promieniotwórczości, a także z odkryciem różnorodnych izotopów promieniotwórczych (Lawson, 2012).

W 1896 r. francuski fizyk i chemik Henri Becquerel odkrył zjawisko promieniotwórczości naturalnej. W kolejnych latach odkryto wiele izotopów promieniotwórczych, m.in. tor, polon i rad (dokonali tego Maria Skłodowska-Curie i Piotr Curie), a także rozróżniono trzy różne rodzaje promieniowania: α , β , γ (Nowak i in., 1998). Osiągnięcia te legły u podstaw rozwoju różnych dziedzin wykorzystujących fizykę jądrową – także medycyny nuklearnej.

Uzyskanie w połowie lat 30. XX w. przez Irenę Joliot-Curie i Fryderyka Joliot izotopów promieniotwórczych w wyniku reakcji jądrowych miało ogromne znaczenie dla rozwoju badań biologicznych z użyciem substancji radioaktywnych. Dobitnie świadczy o tym fakt, że do celów medycznych wykorzystuje się pierwiastki promieniotwórcze wytwarzane, niemal wyłącznie, sztucznie (Nowak i in., 1998).

Badania radioizotopowe układu krążenia należą do najstarszych zastosowań znaczników promieniotwórczych u ludzi. Pierwsze badania radioizotopowe dla celów diagnostyki kardiologicznej zostały przeprowadzone w połowie lat 20. XX wieku przez Blumgarda i Weissa, którzy przy użyciu rozpuszczalnego radonu oraz specjalnej tzw. komory mgłowej (zwanej później komorą Wilsona) dokonywali pomiarów zmian radioaktywności w poszczególnych regionach ciała, tym samym obliczając prędkość przepływu krwi i dokonując oceny wydolności układu krążenia. Badania te zostały później zarzucone ze względu na ich dużą toksyczność. W latach 30. XX wieku podejmowano próby znakowania erytrocytów za pomocą izotopów ^{32}P oraz ^{59}Fe (Szot, Kostkiewicz, 2015).

Zwiększona po drugiej wojnie światowej dostępność izotopów promieniotwórczych do użytku medycznego oraz wprowadzenie wyrafinowanych przyrządów do detekcji promieniowania jonizującego przyczyniły się do szybkiego rozwoju technik kardiologii nuklearnej. W 1948 r. Prinmetal zarejestrował pierwszy radiokardiogram przy użyciu licznika Geigera–Müllera. Dziesięć lat później Rejali opisał pierwszą procedurę obrazowania kardiologicznego *in vivo* w medycynie nuklearnej: skan puli krwi do wykrywania wysięku osierdziowego (Tamaki i in., 1998).

W 1958 r. Hal Oscar Anger zademonstrował prototyp pierwszej planarnej kamery scyntylicyjnej. Umożliwiała ona odwzorowanie rozmieszczenia radioznacznika w ustroju, ale w odróżnieniu od stosowanego wówczas skanera prostoliniowego (scyntygrafu) obraz scyntygraficzny powstawał w całym polu widzenia detektora (Nowak i in., 1998). Stwarzało to perspektywę dla badań dynamicznych, np. angiokardiografii radioizotopowej. Gammakamery stały się dostępne komercyjnie w latach 60. i działały na takiej samej zasadzie jak większość gammakamer, których używa się do dziś (stąd często nazywa się je *kamerami Angera*) (Lawson, 2012). Niedługo po skonstruowaniu gammakamery przez Angera opracowano i wdrożono do zastosowań klinicznych gammakamerę rotacyjną, pozwalającą na uzyskiwanie obrazów tomograficznych (SPECT – ang. *single photon emission computed*

tomography). W Polsce pierwszą planarną gammakamerę zainstalowano w 1974 r., a kamerę do badań SPECT – w roku 1982 (Teresińska i in., 2014).

Szybki rozwój radioizotopowych metod przydatnych w rozpoznawaniu chorób układu sercowo-naczyniowego, który obserwuje się od początku lat 80. XX wieku, wiąże się z ciągłym udoskonalaniem aparatury (m.in. poprzez wyposażenie gammakamer w odpowiednie systemy przetwarzania danych) oraz ze spopularyzowaniem stosowania radiofarmaceutyków znakowanych ^{99m}Tc (Nowak i in., 1998).

Wśród technik medycyny nuklearnej szczególną pozycję w diagnostyce kardiologicznej zajmuje pozytonowa tomografia emisyjna (PET – ang. *positron emission tomography*), wykorzystująca krótkożyciowe izotopy promieniotwórcze emitujące pozytony: ^{82}Rb , $^{15}\text{O}_2$, ^{13}N (do badań perfuzji serca) oraz ^{18}F , ^{11}C (do obrazowania wybranych procesów metabolicznych zachodzących w mięśniu sercowym) (Szot, Kostkiewicz, 2015). Mimo że komercyjne skanery PET są już dostępne od połowy lat 70. XX wieku (pierwsza instalacja miała miejsce w 1974 r. w Los Angeles), to w Polsce technika PET ma stosunkowo niedługą, bo zaledwie 17-letnią historię (Lawson, 2012; Teresińska i in., 2014).

Urządzenia hybrydowe SPECT/CT pozwalające na obrazowanie zarówno czynnościowe, jak i morfologiczne, weszły do praktyki klinicznej dopiero na początku XXI w. W kardiologii nuklearnej moduł CT w takim urządzeniu jest wykorzystywany przede wszystkim do korekcji pochłaniania promieniowania w badaniach tomografii emisyjnej SPECT, co istotnie podnosi jakość uzyskanych obrazów scyntygraficznych (Szot, Kostkiewicz, 2015).

Obrazowanie SPECT perfuzji mięśnia sercowego wykonywane za pomocą konwencjonalnych gammakamer, pomimo sukcesu i ugruntowanej pozycji jako metoda nieinwazyjnej diagnostyki choroby wieńcowej, ma pewne podstawowe ograniczenia wynikające z konstrukcji urządzenia i stosowanej technologii. Zasadniczą wadą, istotną z punktu widzenia zastosowań kardiologicznych, jest nieefektywność takich systemów, ponieważ tylko niewielka część dostępnego obszaru detektora scyntylicyjnego NaI(Tl) służy do obrazowania (Garcia i in., 2011). Do najczęściej wymienianych wad należą: długi czas akwizycji, narażenie pacjenta na promieniowanie jonizujące w badaniu radioizotopowym, a także niska rozdzielczość obrazów scyntygraficznych (Bocher i in., 2010; Słomka i in., 2010). Obecne potrzeby kliniczne i naukowe a także ograniczenia finansowe wymagają dalszego ulepszania sprzętu i oprogramowania tak, aby badania radioizotopowe perfuzji mięśnia sercowego mogły sprostać wyzwaniom współczesnej opieki zdrowotnej (Garcia i in., 2011).

Skrócenie czasu akwizycji od dawna jest uznawane za istotny czynnik wpływający na jakość obrazowania (poprzez zmniejszenie artefaktów wynikających z ruchów pacjenta) i zwiększający przepustowość badań. Wysiłki naukowców i producentów gammakamer koncentrują się na opracowywaniu nowych systemów obrazowania i metod rekonstrukcji obrazu, które jednocześnie zapewniłyby wysoką efektywność i czułość detekcji oraz umożliwiły poprawę jakości obrazowania i rozdzielczości obrazu (Słomka i in., 2010).

Nowe rozwiązania polegają na modyfikacji geometrii systemu, elektroniki i optymalizacji kolimatorów (Garcia i in., 2011). Przykładem jest system IQ•SPECT firmy Siemens, w którym znaczący wzrost czułości i rozdzielczości w obszarze pola widzenia serca uzyskano poprzez

specjalnie zaprojektowane kolimatory wieloogniskowe SmartZOOM. Innowacją jest także ruch detektorów po orbicie kardiocentrycznej. Zaletą systemu IQ•SPECT jest to, że może być zastosowany do istniejących dwugłowicowych gammakamer ogólnego przeznaczenia (tego producenta) (Piccinelli, Garcia, 2016).

Na przestrzeni ostatnich kilkunastu lat w kardiologii nuklearnej obserwuje się odchodzenie od kamer SPECT ogólnego zastosowania na rzecz bardziej wyspecjalizowanych urządzeń. Na rynku są dostępne gammakamery przeznaczone wyłącznie do badań kardiologicznych. Ich wspólną cechą jest konstrukcja układu detektorów i kolimatorów o polu widzenia ograniczonym jedynie do obszaru serca. Urządzenia te określane są wspólną nazwą jako kamery kardiocentryczne (*cardiac-centered gamma cameras*). Nowe systemy różnią się między sobą rodzajem materiału detektorów (kryształy scyntylicyjne NaI(Tl) lub półprzewodniki na bazie tellurku kadmowo-cynkowego (CZT)), liczbą i typem detektorów (detektory stacjonarne lub skanujące), a także algorytmami rekonstrukcyjnymi (Garcia i in., 2011). Wszystkie mają jednak potencjał zwiększenia czułości zliczeń bez utraty (a często nawet przy zwiększeniu) rozdzielczości przestrzennej, co skutkuje możliwością skrócenia czasu obrazowania przy zastosowaniu standardowej dawki radiofarmaceutyku. Systemy o wysokiej czułości dają również możliwość redukcji dawki dla pacjenta poprzez podanie mniejszej aktywności radiofarmaceutyku przy zachowaniu lub niewielkim skróceniu czasu akwizycji danych. Dzięki nowym rozwiązaniom konstrukcyjnym i technologicznym, które doprowadziły do zmniejszenia rozmiarów układu detekcyjnego i związanych z nim elementów mechanicznych, uzyskuje się znaczącą poprawę komfortu pacjenta podczas badania (np. zmniejszenie efektów klaustrofobicznych). Zarówno krótszy czas badania, jak i większy komfort pacjenta wpływają w istotny sposób na ograniczenie ruchów pacjenta podczas akwizycji (Słomka i in., 2010).

Liczba ośrodków medycyny nuklearnej, które do obrazowania perfuzji mięśnia sercowego wykorzystują kamery nowej generacji, stale rośnie. Obecnie w Europie wykorzystywane są najczęściej trzy modele gammakamer kardiocentrycznych: D-SPECT (Spectrum Dynamics), Discovery NM 530c (GE Medical Systems) oraz IQ•SPECT (Siemens) (Hyafil i in., 2019).

Kamera kardiologiczna Discovery NM 530c została zainstalowana w Zakładzie Medycyny Nuklearnej Wojskowego Instytutu Medycznego w Warszawie na przełomie 2011 i 2012 r. i było to pierwsze tego typu urządzenie w Europie Środkowo-Wschodniej. Skaner ten wykorzystuje szereg innowacyjnych rozwiązań konstrukcyjnych i technologicznych, z których najważniejsze to: zastosowanie zwielokrotnionej liczby detektorów półprzewodnikowych CZT, kolimacja zogniskowana na sercu, stacjonarna akwizycja 3D, zoptymalizowany algorytm rekonstrukcyjny i „otwarte” gantry. Wdrożenie skanera CZT do rutynowej pracy w naturalny sposób wiązało się z poznaniem jego możliwości i ograniczeń, określeniem praktycznego znaczenia różnic między nową i tradycyjną technologią, a także optymalizacją procedur postępowania w celu jak najefektywniejszego wykorzystania urządzenia, co w bezpośredni sposób przekłada się na jakość badań, których beneficjentami są pacjenci.

2. Znaczenie kliniczne scyntygrafii perfuzyjnej mięśnia sercowego

Choroby układu krążenia są największym zagrożeniem życia Polaków. W 2016 r. były przyczyną ok. 43,3% wszystkich zgonów w Polsce. Zdecydowanie największy udział w zgonach spowodowanych chorobami układu krążenia mają choroby serca – w 2016 r. stanowiły one 60,6% zgonów z powodu ogółu chorób serca i naczyń (Wojtyniak, Goryński, 2018).

Choroba wieńcowa (choroba niedokrwienna serca) jest schorzeniem, którego obraz kliniczny jest wynikiem niedokrwienia mięśnia sercowego, spowodowanym znaczącym zwężeniem lub zamknięciem światła tętnic wieńcowych (Birkenfeld, Listewnik, 2011). Dochodzi wówczas do zmniejszenia rezerwy wieńcowej (inaczej: rezerwy przepływu wieńcowego), gdyż zwężone tętnice nie są w stanie sprostać zapotrzebowaniu mięśnia sercowego na tlen i energię, co szczególnie ujawnia się podczas wysiłku fizycznego. Zaburzenia przepływu krwi w tętnicach wieńcowych manifestują się najczęściej bólami dławicowymi w klatce piersiowej, pojawiającymi się podczas wysiłku lub w wyniku stresu (Frycz-Kurek i in., 2008). Choroba wieńcowa ma najczęściej podłoże miażdżycowe (Birkenfeld, Listewnik, 2011).

Ocena funkcjonowania układu sercowo-naczyniowego, w tym diagnostyka choroby niedokrwiennej, odbywa się najczęściej na podstawie nieinwazyjnych badań kardiologicznych, takich jak echokardiografia, echokardiografia obciążeniowa, badania radioizotopowe: SPECT (tomografia emisyjna pojedynczego fotonu) i PET (pozytonowa tomografia emisyjna), rezonans magnetyczny oraz wielorzędowa tomografia komputerowa, pozwalająca na ocenę anatomii tętnic wieńcowych. Badania nieinwazyjne mają zastosowanie przede wszystkim u pacjentów z pośrednim ryzykiem wystąpienia choroby wieńcowej w celu identyfikacji chorych, którzy mogą odnieść korzyść z diagnostyki inwazyjnej (koronarografii) i rewaskularyzacji, oraz w celu oszacowania ryzyka wystąpienia w przyszłości zdarzeń sercowo-naczyniowych (Machaj i in., 2015; Parol i in., 2014).

Badania serca z użyciem izotopów promieniotwórczych należą do jednych z podstawowych metod w diagnostyce kardiologicznej. Znaczący rozwój radioizotopowych badań serca, a w szczególności scyntygrafii perfuzyjnej serca, nastąpił po 1980 r. (Birkenfeld, Listewnik, 2011; Królicki, 1996). W 1973 r. H. William Strauss wprowadził wysiłkową scyntyografię perfuzyjną mięśnia sercowego (Miernik & Dziuk, 2008). Na rozwój tego badania miało wpływ kilka czynników, ale najważniejsza była dostępność ^{201}Tl , a następnie wprowadzenie (w 1980 r.) radiofarmaceutyków (MIBI, tetrofosmina) znakowanych $^{99\text{m}}\text{Tc}$, a także rozpowszechnienie gammakamer, w tym urządzeń hybrydowych SPECT/CT pozwalających na integrację informacji czynnościowych i anatomicznych. Istotne znaczenie miał także rozwój technik komputerowych służących do gromadzenia danych, ich przetwarzania, wizualizacji (Birkenfeld, Listewnik, 2011; Miernik, Dziuk, 2008).

Podstawy obrazowania perfuzji serca za pomocą $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI

Obecnie radiofarmaceutykiem najczęściej stosowanym do oceny perfuzji mięśnia sercowego jest $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI. Badanie to należy do metod nieinwazyjnych. Polega na obrazowaniu rozmieszczenia radiofarmaceutyku, który po podaniu dożylnym gromadzi się w komórkach mięśnia sercowego (kardiomiocytach) proporcjonalnie do ilości krwi dopływającej do danego

obszaru, czyli do jego ukrwienia w momencie podania (Birkenfeld, Listewnik, 2011). W przypadku zwężenia naczynia dostarczana jest zmniejszona ilość radiofarmaceutyku, co powoduje, że na obrazie scyntygraficznym występują obszary osłabionego regionalnego wychwytu, czyli zaburzonej perfuzji (Lewandowska i in., 2010). Niejednorodność wychwytu radioznacznika w miokardium zwiększa się, gdy rośnie zapotrzebowanie na tlen, a więc podczas testu wysiłkowego. U chorych niezdolnych do wykonania wysiłku np. na bieżni ruchomej lub cykloergometrze rowerowym stosuje się obciążenie farmakologiczne (dipirydamol, regadenoson, rzadziej dobutamina).

Wychwyty ^{99m}Tc -MIBI w mięśniu sercowym wynosi poniżej 2% podanej aktywności (wychwyty w sercu w warunkach spoczynkowych jest nieznacznie mniejszy niż po obciążeniu). Bezpośrednio po podaniu obserwuje się wysokie gromadzenie radioznacznika w płucach, uniemożliwiające uwidocznienie serca. Dopiero po ok. 30–60 min niski poziom radioaktywności tła pozwala na uzyskanie czytelnego obrazu scyntygraficznego mięśnia sercowego (Królicki, 1996; Obwieszczenie MZ, 2014).

Radiofarmaceutyk jest wychwytywany również przez wątrobę, co może być przyczyną artefaktów w badaniu. W celu przyspieszenia wydzielania z żółcią gromadzącego się w wątrobie radiofarmaceutyku zaleca się osobie badanej spożycie tłustego posiłku po iniekcji radiofarmaceutyku, ale przed wykonaniem obrazowania. Z kolei zwiększenie ilości płynów przyspiesza pasaż jelitowy radiofarmaceutyku. Wysoka aktywność w obrębie narządów jamy brzusznej może sumować się z aktywnością w sercu, powodując powstawanie artefaktów w postaci podwyższonej radioaktywności w rzucie ściany dolnej serca (Królicki, 1996).

^{99m}Tc -MIB (w przeciwieństwie do chlorku talu znakowanego ^{201}Tl) nie ulega widocznej redystrybucji w czasie, tzn. akwizycja wykonana nawet kilka godzin po iniekcji na szczycie obciążenia odzwierciedla gromadzenie radiofarmaceutyku w momencie podania. Z tego powodu, aby ocenić zaburzenia przepływu w warunkach wysiłku i spoczynku, radioznacznik podaje się pacjentowi dwukrotnie (Birkenfeld, Listewnik, 2011; Królicki, 1996).

Izotop ^{99m}Tc ma jednak dużo korzystniejsze właściwości fizyczne niż ^{201}Tl : krótszy fizyczny okres połowicznego rozpadu ($T_{1/2} = 6$ godz. vs $T_{1/2} = 73$ godz.) oraz optymalną do obrazowania energię fotonów gamma równą 140 keV. W przypadku ^{201}Tl do obrazowania wykorzystuje się energię 72 keV; dużo niższa energia promieniowania skutkuje wysokim udziałem promieniowania rozproszonego oraz znaczącym pochłanianiem w tkankach, co negatywnie wpływa na jakość obrazu i utrudnia ocenę badania (Królicki, 1996; Verberne i in., 2015). Z krótkim okresem półrozpadu ^{99m}Tc wiąże się mniejsze narażenie radiologiczne pacjentów, co pozwala na podanie większych aktywności radiofarmaceutyku do badania. Zapewnia to lepszą statystykę zliczeń w obrazie i umożliwia przeprowadzenie badań bramkowanych sygnałem EKG (Verberne i in., 2015).

Techniki badania

Do rejestracji fotonów gamma emitowanych przez radioznacznik zgromadzony w mięśniu sercowym powszechnie wykorzystuje się gammakamery rotacyjne. Obecnie rutynowo stosowaną techniką obrazowania perfuzji mięśnia sercowego jest tomografia emisyjna pojedynczego fotonu (SPECT), nierzadko połączona z rentgenowską tomografią komputerową

CT. Metoda SPECT umożliwia pomiar wychwytu radiofarmaceutyku w całej objętości z rekonstrukcją obrazującą ukrwienie w poszczególnych przekrojach serca. Zastosowanie tomografii komputerowej pozwala zredukować problem wpływu atenuacji promieniowania na interpretację badania SPECT, co znacząco zwiększa swoistość i czułość uzyskiwanych wyników (Kostkiewicz, 2017; Lewandowska i in., 2010).

Wprowadzenie sekwencyjnej rejestracji obrazów perfuzji podczas cyklu pracy serca, zgodnej z zapisem EKG (tomografia emisyjna SPECT bramkowana sygnałem EKG), umożliwia jednocześnie obrazowanie perfuzji i funkcji mięśnia sercowego (ocenę regionalnej kurczliwości i grubienia ścian serca, pomiar frakcji wyrzutowej lewej komory oraz objętości lewej komory w poszczególnych fazach cyklu serca) (Lewandowska i in., 2010; Miernik, Dziuk, 2008). Perfuzję lewej komory serca w badaniu bramkowanym SPECT analizuje się metodą map biegunowych i ruchomych przekrojów (Kostkiewicz, 2017; Miernik, Dziuk, 2008)

Aspekty kliniczne scyntygrafii perfuzyjnej mięśnia sercowego

Upośledzone gromadzenie ^{99m}Tc -MIBI w badaniu wysiłkowym i prawidłowe gromadzenie radiofarmaceutyku w warunkach spoczynkowych (ubytek przejściowy, inaczej: odwracalny), odpowiada niedokrwieniu indukowanemu obciążeniem i wiąże się ze znaczącym hemodynamicznym zwężeniem tętnicy zaopatrującej w krew dany region miokardium. Zmniejszone gromadzenie radiofarmaceutyku zarówno w warunkach spoczynkowych, jak i po obciążeniu świadczy natomiast o głębokim niedokrwieniu (np. na skutek okluzji tętnicy wieńcowej) lub bliżnie pozawałowej, powstałej w następstwie martwicy tkanki mięśnia sercowego (Kostkiewicz, 2017; Obwieszczenie MZ, 2014; Parol i in., 2014).

Obecność ubytków przejściowych oznacza całkowicie zachowaną żywotność mięśnia sercowego, natomiast obecność ubytków częściowo przejściowych oznacza, że przynajmniej część tkanki mięśnia jest żywotna. W przypadku, gdy diagnostyka polega wyłącznie na ocenie żywotności miokardium, procedura badania może być ograniczona do badania spoczynkowego (Obwieszczenie MZ, 2014). Wykładnikiem żywotności jest wówczas procent wychwytu znacznika przez dysfunkcyjalny segment – przy wychwycie powyżej 50% normy niedokrwiony obszar mięśnia jest uznawany za żywotny (Gościński i in., 2012).

Czułość badania SPECT z zastosowaniem ^{99m}Tc -MIBI w diagnostyce choroby niedokrwiennej serca waha się od 85% do 90%, natomiast swoistość wynosi od 70% do 75% (Underwood i in., 2004). Wartość diagnostyczna i prognostyczna scyntygrafii perfuzyjnej serca bazuje na ocenie niedokrwienia wywołanego obciążeniem, czyli na ocenie rozmiaru oraz nasilenia przejściowego ubytku perfuzji (Klocke i in., 2003).

Wydaje się, że najlepszym wskaźnikiem prognostycznym u pacjentów z trwałym upośledzeniem perfuzji jest funkcja lewej komory serca. Grupa wysokiego ryzyka zdarzeń sercowo-naczyniowych obejmuje pacjentów z rozległym niedokrwieniem oraz chorych bez niedokrwienia, z utrwalonym ubytkiem w gromadzeniu radioznacznika, u których występują istotne zaburzenia funkcji lewej komory serca (Miernik, Dziuk, 2008). Rozległe niedokrwienie, czyli odwracalny ubytek perfuzji przekraczający 10% masy mięśnia lewej komory serca, wskazuje na ryzyko zdarzeń sercowo-naczyniowych powyżej 3% w ciągu roku (Kostkiewicz, 2017).

Badanie SPECT perfuzji mięśnia sercowego ma dużą ujemną wartość predykcyjną – prawidłowy wynik badania wyłącza pacjentów o niskim ryzyku wystąpienia zdarzeń sercowych (zgon sercowy, zawał serca) – poniżej 1% w ciągu roku (Machaj i in., 2015; Shaw, Iskandrian, 2004).

Swoistość badania perfuzyjnego SPECT ograniczają:

- kardiomiopatia przerostowa (z powodu zróżnicowanej masy mięśnia sercowego; pogrubienie ściany lewej komory z reguły jest niesymetryczne i najczęściej obejmuje przegrodę międzykomorową),
- kardiomiopatia zastoinowa (na skutek zmian włóknistych miokardium; scyntygramy perfuzyjne wykazują poszerzenie lewej komory serca i nierównomierny rozkład radioaktywności, ale bez charakteru ogniskowego),
- blok lewej odnogi pęczka Hisa (objawia się jako odwracalny ubytek w zakresie przegrody).

W takich przypadkach zmniejszenie gromadzenia radiofarmaceutyku widoczne w obrazie scyntygraficznym nie musi wynikać z niedokrwienia miokardium (Królicki, 1996; Machaj i in., 2015; Miernik, Dziuk, 2008).

Wskazania do badania perfuzji mięśnia sercowego

Scyntygraficzne badanie perfuzyjne umożliwia ocenę czynnościową zaburzeń ukrwienia serca, głównie w zakresie lewej komory. Wyróżnić można kilka grup pacjentów, u których istnieją wskazania do wykonania tego badania:

- 1) Pacjenci z podejrzeniem choroby wieńcowej; badanie wykonywane jest w celu ustalenia wskazań do inwazyjnej angiografii tętnic wieńcowych; najczęściej dotyczy to pacjentów z grupy średniego ryzyka rozpoznania choroby niedokrwiennej serca, niediagnostycznym EKG wysiłkowym, z niecharakterystycznymi dolegliwościami bólowymi.
- 2) Pacjenci z rozpoznaną stabilną chorobą wieńcową, po przebytych zdarzeniach sercowych i/lub przebytej rewaskularyzacji; celem badania jest ocena rozległości blizny i obszarów niedokrwienia odwracalnego, skuteczności terapii.
- 3) Pacjenci przed rewaskularyzacją – celem badania jest weryfikacja wpływu stopnia zwężenia naczynia wieńcowego, zobrazowanego w koronarografii, na ukrwienie mięśnia sercowego ze stenozą, a także oszacowanie obszaru niedokrwienia odwracalnego oraz żywotności mięśnia sercowego.
- 4) Chorzy skierowani na badanie w celu oceny rokowania i ryzyka wystąpienia przyszłych incydentów sercowo-naczyniowych.
- 5) Pacjenci, których badanie ma na celu oszacowanie ryzyka wystąpienia zdarzeń sercowo-naczyniowych przed planowanymi zabiegami operacyjnymi niekardiologicznymi (Birkenfeld, Listewnik, 2011; Lewandowska i in., 2010; Obwieszczenie MZ, 2014).

Ocena perfuzji mięśnia sercowego znajduje zastosowanie w:

- diagnostyce niedokrwienia mięśnia sercowego (rozpoznanie choroby niedokrwiennej; lokalizacja zaburzeń ukrwienia, w tym przybliżone powiązanie z obszarami unaczynienia przez główne tętnice wieńcowe; ocena stopnia zaawansowania choroby niedokrwiennej, a także ocena żywotności mięśnia sercowego w obszarach o zaburzonej kurczliwości, wykonywana w celu kwalifikacji chorych do rewaskularyzacji),
- stratyfikacji ryzyka (określenie prawdopodobieństwa zawału mięśnia sercowego lub zgonu z przyczyn wieńcowych),
- kwalifikacji do różnych metod leczenia (Kostkiewicz, 2017; Obwieszczenie MZ, 2014).

Podsumowując, badania scyntygraficzne perfuzji serca stosowane są najczęściej w diagnostyce choroby niedokrwiennej serca oraz u osób, które są obciążone pośrednim ryzykiem wystąpienia choroby wieńcowej (Machaj i in., 2015).

3. Aparatura obrazująca stosowana w kardiologii nuklearnej

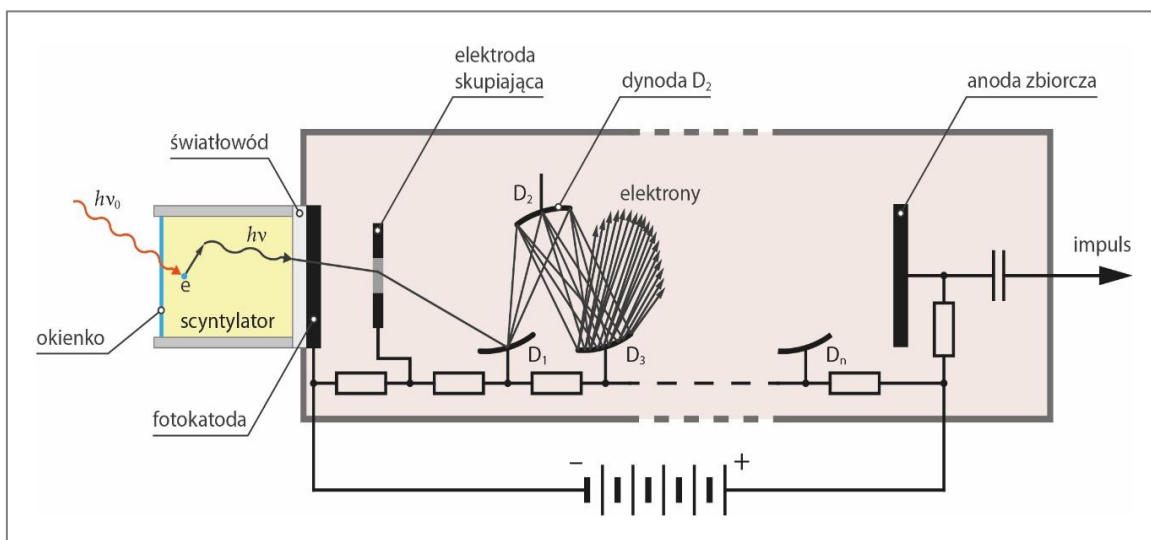
3.1. Gammakamery z kryształem scyntylacyjnym NaI(Tl)

Detektory scyntylacyjne

Detektorem promieniowania jonizującego najszerzej wykorzystywanym do obrazowania w medycynie nuklearnej jest licznik scyntylacyjny (**Rys. 3.1**). Podstawowymi elementami układu licznika scyntylacyjnego są:

- **Scyntylator** – substancja, w której zachodzi zjawisko rozbłysku światła w wyniku przechodzenia cząstki jonizującej lub fotonu γ/X . Rozbłysk powstaje w wyniku absorpcji części energii promieniowania, a następnie jej emisji na skutek luminescencji. Do detekcji promieniowania γ/X w medycynie nuklearnej stosuje się kryształy nieorganiczne, np. NaI(Tl).
- **Fotopowielacz** – rodzaj lampy próżniowej, w której skład wchodzi fotokatoda, układ dynod oraz anoda zbiorcza. Fotopowielacz pełni dwie role: zamienia fotony światła na impulsy elektryczne o amplitudzie proporcjonalnej do jasności błysku w scyntylatorze oraz poprzez system dynod wielokrotnie (powiela) liczbę elektronów docierających do anody zbiorczej.
- **Wzmacniacz** – podwyższa impulsy otrzymane z fotopowielacza z zachowaniem proporcji (Almakiewicz & Birkenfeld, 2011).

Amplitudy impulsów napięciowych powstałych na wyjściu licznika scyntylacyjnego są proporcjonalne do jasności błysku (luminancji), a tym samym do energii cząstki jonizującej lub fotonu γ/X deponowanej w scyntylatorze (Dziunikowski, Kalita, 1995). Proces detekcji promieniowania γ za pomocą liczników scyntylacyjnych, obejmujący szereg etapów pośrednich takich jak: generowanie fotonów światła widzialnego w scyntylatorze, transport światła (np. za pomocą światłowodu) do powierzchni fotokatody oraz uwalnianie z niej fotoelektronów w zjawisku fotoelektrycznym, nosi nazwę **konwersji pośredniej**.

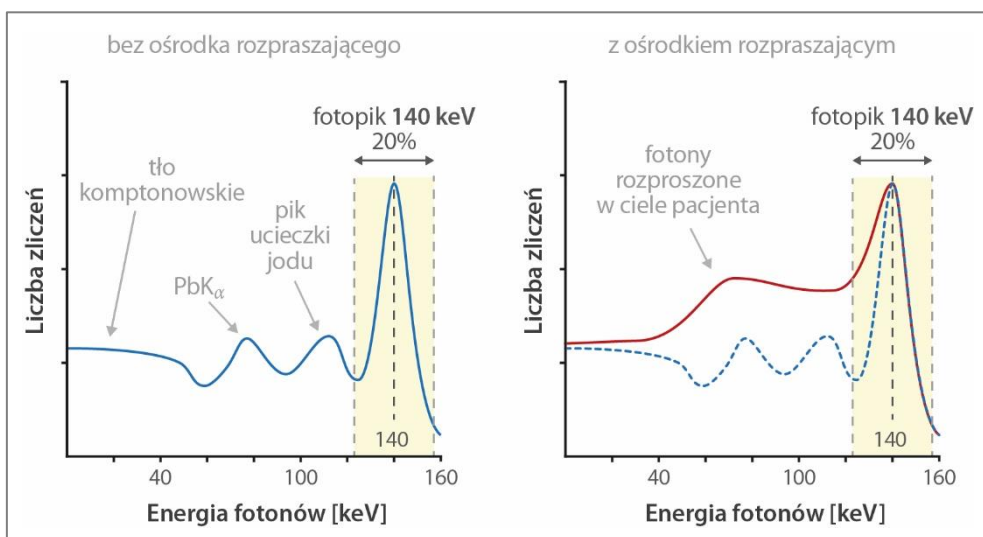


Rys. 3.1 Schemat układu licznika scyntylacyjnego

Z uwagi na powyższą zależność między amplitudą generowanych impulsów elektrycznych na wyjściu układu licznika a energią zdeponowaną przez kwant promieniowania, liczniki scyntylacyjne należą do detektorów spektrometrycznych. Widmo energetyczne uzyskane za pomocą detektora scyntylacyjnego NaI(Tl) dla źródła ^{99m}Tc umieszczonego w powietrzu oraz w ośrodku rozpraszającym przedstawiono na **Rys. 3.2**. Podstawowym składnikiem spektrum energetycznego jest fotopik odpowiadający fotonom pierwotnym o energii 140 keV, które w całości zdeponowały swoją energię w kryształach w zjawisku absorpcji fotoelektrycznej.

W przypadku widma zbieranego dla źródła ^{99m}Tc w ośrodku rozpraszającym, jakim jest np. ciało pacjenta, obserwuje się w widmie duży względny udział fotonów rozproszonych w wyniku zjawiska Comptona. Rozproszone fotony wtórne o ciągłym widmie energii (tło komptonowskie) mogą uciekać z licznika, unosząc część energii wnoszonej do scyntylatora przez fotony pierwotne, w wyniku czego tylko część energii fotonów pierwotnych jest zdeponowana w detektorze (Dziunikowski, Kalita, 1995).

Każde użyteczne okno energetyczne (dla ^{99m}Tc : 140 keV \pm 10%, **Rys. 3.2**) analizatora amplitud rejestruje pewną ilość promieniowania rozproszonego. Fotony wtórne rozproszone w wyniku zjawiska Comptona powodują, że uzyskiwany obraz nie stanowi rzeczywistej reprezentacji rozkładu radioaktywności w badanym obiekcie. Np. w badaniu perfuzyjnym mięśnia sercowego z użyciem ^{99m}Tc -MIBI fotony γ rozproszone z obszaru wątroby (która również gromadzi radiofarmaceutyk) mogą sztucznie podnosić liczbę zliczeń z obszaru ściany dolnej lewej komory serca (Królicki, 1996). Promieniowanie rozproszone wpływa negatywnie na jakość obrazów scyntygraficznych.



Rys. 3.2 Widmo energetyczne uzyskane za pomocą detektora scyntylacyjnego NaI(Tl) dla źródła ^{99m}Tc bez ośrodka rozpraszającego (po lewej) i umieszczonego w ośrodku rozpraszającym (po prawej). Podstawowym składnikiem widma jest fotopik (obszar zaznaczony na żółto) odpowiadający fotonom pierwotnym, które w całości zdeponowały swoją energię w kryształach. W widmie bez ośrodka rozpraszającego wyodrębnić można również pik ucieczki jodu, który jest przesunięty w stosunku do głównego fotopiku o wartość energii fotonów X promieniowania fluorescencyjnego jodu $IK_{\alpha} = 28,6$ keV oraz fotopik wynikający z absorpcji charakterystycznego promieniowania X materiału osłony (PbK_{α}). Duże ciągłe tło komptonowskie tworzy się na skutek wielokrotnych rozprożeń fotonów na elektronach walencyjnych w scyntylatorze. W spektrum po prawej ważnym składnikiem jest widmo fotonów, które przeszły oddziaływanie komptonowskie w ciele pacjenta (Dziunikowski, Kalita, 1995; Scheler, Porbandarwala, b.d.)

Miarą zdolności detektora do rozróżniania fotonów o energiach niewiele się różniących jest **rozdzielczość energetyczna** E_{res} , najczęściej wyrażana w jednostkach względnych jako:

$$E_{\text{res}} = \frac{\text{FWHM}}{E_{\gamma}} [\%], \quad (1)$$

gdzie:

FWHM – szerokość fotopiku w połowie wysokości w widmie energetycznym fotonów (ang. *full width at half maximum*),

E_{γ} – energia kwantu γ (środek fotopiku).

W układach detekcyjnych wysokiej klasy poszerzenie linii widmowych (tzw. rozmycie fotopiku w widmie spektrometrycznym) jest spowodowane głównie przez fluktuacje statystyczne zjawisk fizycznych zachodzących w objętości czynnej licznika (m.in. fluktuacje liczby fotoelektronów uwolnionych z fotokatody fotopowielacza). Determinują one graniczną energetyczną zdolność rozdzielczą detektora. Rozdzielczość energetyczna poprawia się wraz ze wzrostem energii fotonów. W przypadku liczników scyntylacyjnych rozdzielczość energetyczną można oszacować, korzystając z przybliżonej zależności empirycznej (Dziunikowski, Kalita, 1995):

$$\frac{\text{FWHM}}{E_{\gamma}} \approx \frac{1}{\sqrt{E_{\gamma}}} [\%], \quad (2)$$

Dla fotonów o energii 140 keV energetyczna zdolność rozdzielcza obliczona na podstawie formuły (2) wynosi 8,5%. Energetyczna zdolność rozdzielcza wyznaczona dla liczników scyntylacyjnych z kryształem NaI(Tl) jest niewiele gorsza od wartości teoretycznej i wynosi ok. 10%. Energetyczna zdolność rozdzielcza zależy od jakości kryształu scyntylatora, fotopowielacza i stabilności układu elektronicznego. Zła transmisja światła od kryształu do fotopowielacza czy pęknięcie kryształu pogarszają zdolność rozdzielczą układu detekcyjnego.

Podstawowe parametry scyntylatorów świadczące o ich jakości to:

- **Wydajność scyntylatora** (ang. *photon yield*) – liczba fotonów światła widzialnego generowanych z 1 keV energii kinetycznej elektronu zdeponowanej w materiale; im większa wydajność scyntylatora w konwersji deponowanej energii na światło, tym lepsza rozdzielczość energetyczna i lepsza rozdzielczość czasowa (Giussani, Hoeschen, 2013).
- **Efektywność detekcji** (ang. *detection efficiency*) – może być wyrażona za pomocą grubości połówkowej $d_{1/2}$. Jest to grubość materiału detektora, przy której połowa strumienia padających fotonów o określonej energii będzie mogła zostać wychwycona. W związku z tym, że tylko fotony pierwotne w wyniku zjawiska fotoelektrycznego deponują całą swoją energię w kryształ scyntylatora (i tym samym przyczyniają się do powstania obrazu), pożądane jest, by stosunek prawdopodobieństwa zajścia zjawiska Comptona do prawdopodobieństwa wystąpienia efektu fotoelektrycznego był jak najmniejszy. Zwiększenie efektywności uzyskuje się, dobierając materiały o odpowiednio dużej liczbie atomowej Z (Giussani, Hoeschen, 2013).

- **Czas zaniku impulsu świetlnego** (ang. *decay time*) – średni czas trwania emisji światła w scyntylatorze; czas zaniku impulsu świetlnego w scyntylatorze ma bezpośredni wpływ na czasową zdolność rozdzielczą oraz na czas martwy układu detekcyjnego. Parametr ten jest szczególnie istotny w przypadku obrazowania szybkiego (np. w badaniach dynamicznych) (Giussani, Hoeschen, 2013; Powsner i in., 2013).

W przypadku układów detekcyjnych istotnymi parametrami są również **wydajność kwantowa** (ang. *quantum efficiency*) oraz **czas martwy** (ang. *dead time*). Przez wydajność kwantową rozumie się wydajność konwersji fotonów światła na elektrony (zazwyczaj z 10 fotonów światła uderzających w fotokatodę powstaje od 1 do 3 fotoelektronów) (Cherry i in., 2012). Czas martwy jest to czas, w którym detektor nie jest w stanie zarejestrować kolejnego kwantu promieniowania; w przypadku licznika scyntylacyjnego jest to czas potrzebny łącznie na wyświecenie się scyntylatora i powielenie elektronów w fotopowielaczu (Almakiewicz, Birkenfeld, 2011).

Wybrane właściwości typowych scyntylatorów nieorganicznych wykorzystywanych w medycynie nuklearnej zawiera **Tabela 3.1**. Dane dotyczą fotonów o energii 140 keV (^{99m}Tc) oraz 511 keV (fotony anihilacyjne ze źródeł pozytonowych wykorzystywanych w technice obrazowania PET). W kryształach nieorganicznych dla niskich i średnich energii fotonów (np. ^{99m}Tc , ^{201}Tl , ^{133}Xe , ^{123}I , ^{111}In) efekt fotoelektryczny znacząco dominuje nad efektem Comptona, co zapewnia wysoką efektywność detekcji. Wraz ze wzrostem energii fotonów osłabienie wynikające ze zjawiska fotoelektrycznego gwałtownie maleje.

Wydajność scyntylatora NaI(Tl) wynosi 38 ph/keV (**Tabela 3.1**), zatem w wyniku absorpcji energii o wartości 140 keV wytworzonych jest ok. 5300 fotonów światła widzialnego. Jeśli przyjąć, że 2/3 fotonów światła dociera do fotokatody oraz że wydajność kwantowa wynosi 25%, liczba uwolnionych fotoelektronów z fotokatody fotopowielacza jest rzędu 800 (Cherry i in., 2012; GE Healthcare, 2009a). Dla $N = 800$ odchylenie standardowe wynosi 28 ($SD = \sqrt{N}$ dla rozkładu Poissona). Fluktuacje te przekładają się na wartość energetycznej zdolności rozdzielczej detektora poprzez zależność $FWHM \approx 2,35 \cdot SD$ (dla krzywej Gaussa). Obliczona w ten sposób energetyczna zdolność rozdzielcza wynosi 8,2%. Uzyskana wartość jest bardzo zbliżona do wartości wyznaczonej na podstawie uproszczonej zależności (2).

Tabela 3.1 Wybrane właściwości typowych scyntylatorów mających zastosowanie w medycynie nuklearnej, dane dla fotonów o energiach (E_γ) 140 keV i 511 keV. Ozn.: Z_{ef} – efektywna liczba atomowa; ph/keV – liczba fotonów światła widzialnego generowanych z 1 keV energii kinetycznej fotoelektronu zdeponowanej w ośrodku; $d_{1/2}$ – grubość połówkowa materiału detektora, CS/PE – stosunek prawdopodobieństw: rozproszenia komptonowskiego (CS – ang. *Compton scattering*) i zjawiska fotoelektrycznego (PE – ang. *photoelectric effect*). Scyntylatory NaI(Tl) oraz CsI(Tl) (choć ten rzadko) wykorzystywane są jako detektory w gammakamerach, kryształy BGO oraz L(Y)SO w skanerach PET (Cherry i in., 2012; Knoll, 1999; za: Giussani, Hoeschen, 2013).

Material	Gęstość [g/cm ³]	Z_{ef}	Wydajność [ph/keV]	$E_\gamma = 140 \text{ keV}$		$E_\gamma = 511 \text{ keV}$		Czas zaniku impulsu świetlnego [ns]
				$d_{1/2}$ [mm]	CS/PE	$d_{1/2}$ [mm]	CS/PE	
NaI(Tl)	3,67	50	38	2,83	0,18	21,46	4,6	230
CsI(Tl)	4,51	54	52	1,92	0,15	16,93	3,5	1000
BGO	7,13	73	8	0,59	0,06	7,65	1,3	300
L(Y)SO	7,3	66	32	0,75	0,09	8,55	1,9	40

Poniżej wypunktowano podstawowe zalety i wady kryształów scyntylacyjnych NaI(Tl).

Zalety:

- dobry absorber i bardzo wydajny detektor promieniowania γ/X w zakresie od 50 keV do 250 keV (zastosowanie głównie w konwencjonalnej medycynie nuklearnej),
- wydajny scyntylator w generowaniu fotonów światła widzialnego (1 foton/30 eV),
- transparentny dla fotonów powstających w wyniku scyntylacji (niska samoabsorpcja),
- można go hodować stosunkowo niedrogo w postaci dużych płyt, co jest korzystne w przypadku detektorów do gammakamer,
- dobre dopasowanie widma emisyjnego fotonów światła powstających podczas scyntylacji (z maksimum natężenia światła dla 415 nm) do zakresu czułości widmowej fotokatody fotopowielacza (maksimum wydajności kwantowej przypada dla długości fali 400 nm i wynosi ok. 25%) (Cherry i in., 2012).

Wady:

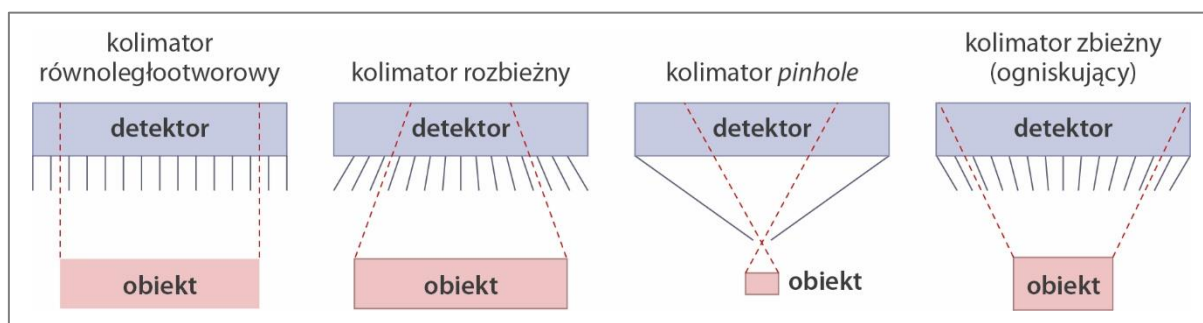
- kruchy i podatny na uszkodzenia mechaniczne, wrażliwy na zmiany temperatury; pęknięcia powodują mętnienie kryształu, w wyniku czego mniejsza ilość fotonów światła dociera do fotokatody,
- jest higroskopijny, w wyniku narażenia na wilgoć pojawiają się żółtawe przebarwienia powierzchni, co również zmniejsza transmisję światła,
- w zakresie energii $\geq 250 \text{ keV}$ dominującym oddziaływaniem jest efekt Comptona, w związku z czym dla uzyskania odpowiedniej efektywności detekcji wymagane są większe grubości scyntylatora (Cherry i in., 2012).

Pomimo istnienia kilku niepożądanych cech ogólne korzyści płynące z zastosowania kryształów scyntylatorów NaI(Tl) sprawiły, że nadal są to detektory stosowane w zdecydowanej większości rutynowych badań w medycynie nuklearnej, w których użytkuje się radioizotopy o energii do 250 keV (Cherry i in., 2012).

Detekcja promieniowania za pomocą gammakamery scyntylicyjnej

Detektorem promieniowania w gammakamerze jest odpowiednio rozbudowany licznik scyntylicyjny – głowica scyntylicyjna. Najpowszechniej stosowanym materiałem scyntylicyjnym w konwencjonalnych gammakamerach jest kryształ NaI(Tl). Ma on postać płyty o kształcie koła lub prostokąta, a jej grubość zależy od energii kwantów γ przewidywanych do pomiarów (od 10 mm do 25 mm).

Przed scyntylatorem umieszczony jest **kolimator** w postaci płyty ołowianej z regularnie rozmieszczonymi otworami. Zadaniem kolimatora jest przepuszczanie do scyntylatora tylko tych fotonów, których kierunki są równoległe do osi otworów i mieszczą się w ich „polach widzenia”. Parametry takie jak czułość czy rozdzielczość kolimatora zależą od grubości kolimatora, liczby i kształtu otworów oraz od grubości przegród między otworami (Królicki, 1996). Wybór danego typu kolimatora jest podyktowany przede wszystkim energią rejestrowanych fotonów γ . W obrazowaniu radioizotopowym stosuje się kolimatory niskoenergetyczne (np. LEHR – *low energy high resolution*, LEHS – *low energy high sensitivity*, LEGP – *low energy general purpose*), średnioenergetyczne (np. MEGP – *medium energy general purpose*) oraz wysokoenergetyczne (np. HEGP – *high energy general purpose*). Kolimatory dostosowane do pracy z radioizotopami niskoenergetycznymi są cieńsze i zapewniają większą wydajność zliczeń. Kolimator dobiera się także w zależności od rodzaju badania i stosowanej techniki badawczej (badania planarne dynamiczne, badania SPECT). Najczęściej stosuje się kolimatory z równoległymi otworami, rzadziej z otworami ukośnymi lub mające kształt lejka (tzw. kolimatory *pinhole*), **Rys. 3.3**. Kolimatory zbieżne oraz *pinhole* są wykorzystywane w obrazowaniu narządów o małych rozmiarach, np. tarczycy, stawu, serca.



Rys. 3.3 Podział kolimatorów ze względu na układ otworów. Kolimatory rozbieżny, zbieżny i *pinhole* umożliwiają zmianę wielkości pola widzenia detektora, co wykorzystuje się do pomniejszania, a częściej powiększania małych obiektów; na podstawie (Abdulla, 2019)

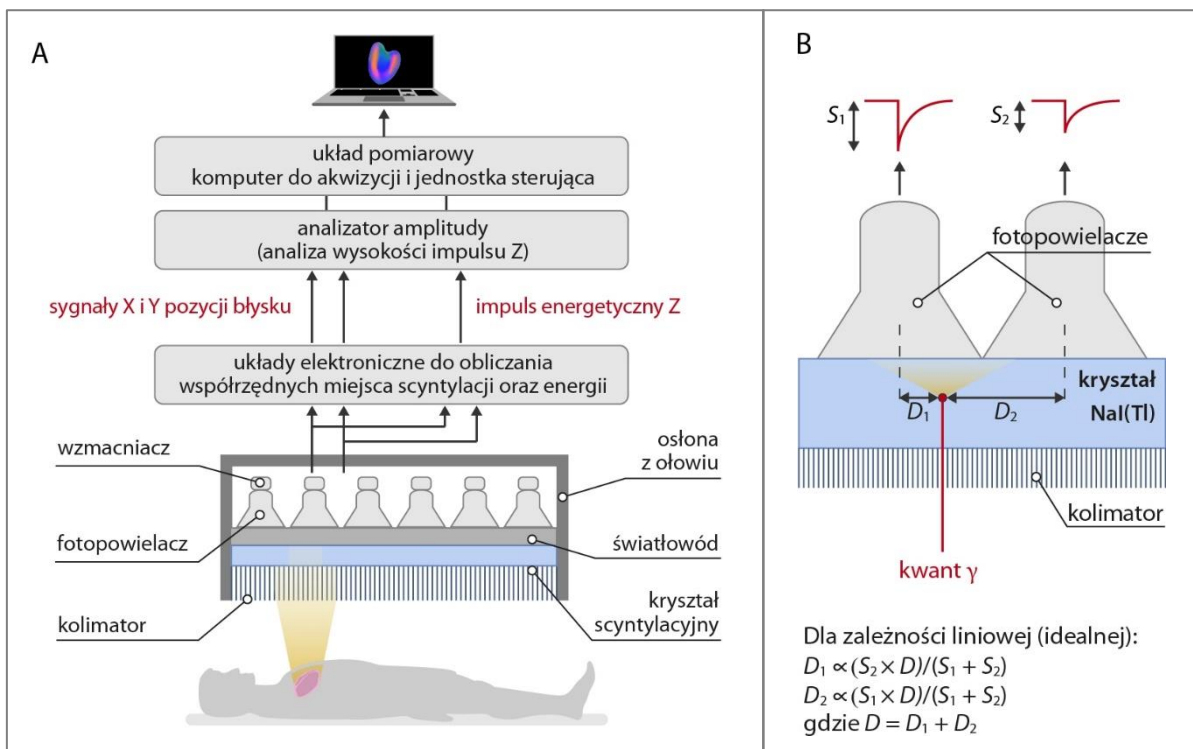
W badaniach kardiologicznych z radiofarmaceutykami znakowanymi ^{99m}Tc (energia fotonów 140 keV) najczęściej stosuje się kolimatory LEHR.

Na powierzchni kryształu umieszczonych jest kilkadziesiąt **fotopowielaczy**. Ich liczba zależy od pola widzenia detektora i od typu aparatu. Fotony, odpowiadające każdej scyntytacji powstałej w kryształach, odbierane są przez wszystkie fotopowielacze. Amplitudy impulsów elektrycznych powstających na wyjściach fotopowielaczy zależą od energii kwantu promieniowania γ padającego na kryształ, a także od miejsca wystąpienia scyntytacji względem

położenia każdego z fotopowielaczy (**Rys. 3.4 B**). Im dalej od miejsca wystąpienia scyntytacji znajduje się dany fotopowielacz, tym słabszy (o mniejszej amplitudzie) generuje impuls elektryczny (Nowak i in., 1998). W sytuacji idealnej związek między amplitudą sygnału a lokalizacją względem środka lampy byłby liniowy. W praktyce jednak odpowiedź jest bardziej złożona, z *plateau* bezpośrednio pod lampą (ponieważ fotopowielacz nie jest elementem punktowym) i długimi, płaskimi ogonami spowodowanymi odbiciami światła od tylnej i bocznej powierzchni kryształu NaI(Tl) (Nowak i in., 1998).

Suma amplitud impulsów z wszystkich fotopowielaczy jest wypadkową proporcjonalną do całkowitej jasności błysku, a tym samym do energii kwantu γ (parametr oznaczony literą Z). Sygnały ze wszystkich powielaczy są przekazywane do macierzy kodującej pozycję. Analiza sygnałów z poszczególnych fotopowielaczy umożliwia dla każdego zarejestrowanego błysku (oprócz uformowania impulsu energetycznego Z) ustalenie wartości amplitud dwóch sygnałów (X i Y) określających położenie powstałego błysku (scyntytacji) w układzie współrzędnych. Aby otrzymana para współrzędnych nie była obciążona składową związaną z energią kwantów, amplitudy impulsów dzielone są przez wartość Z.

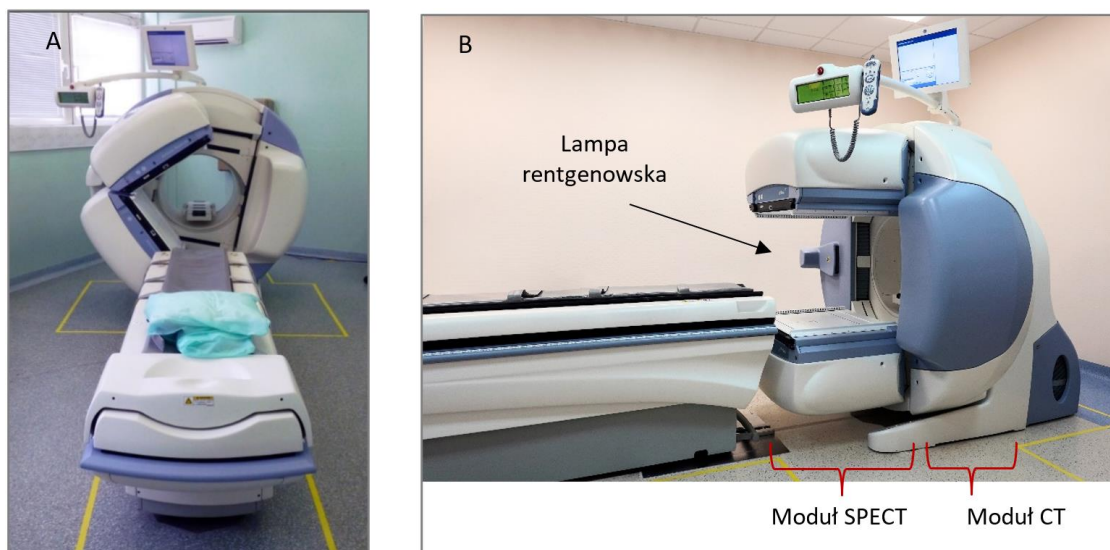
Ostatecznie, na wyjściu głowicy detektora otrzymujemy 3 sygnały: współrzędne X, Y miejsca scyntytacji i wielkość energii kwantu γ , czyli impuls Z. Przesyłane są one do układu pomiarowego – komputera akwizycyjnego. Miejsce powstania scyntytacji zostanie odtworzone na obrazie tylko wtedy, kiedy wysokość impulsu Z będzie odpowiadała przyjętemu zakresowi energii (**Rys. 3.4 A**) (Nowak i in., 1998).



Rys. 3.4 A) Podstawowe elementy składowe gammakamery scyntyacyjnej w połączeniu z ilustracją procesu powstawania obrazu scyntygraficznego; na podstawie (Chacko i in., 2015); **B)** Podział światła między fotopowielaczami. Sygnał S lampy fotopowielacza jest tym słabszy, im większa jest odległość miejsca interakcji od środka lampy. Pokazane są równania dla zależności liniowej między amplitudą sygnału a lokalizacją względem środka fotopowielacza; na podstawie (Cherry i in., 2012)

Konwencjonalne gammakamery SPECT i SPECT/CT

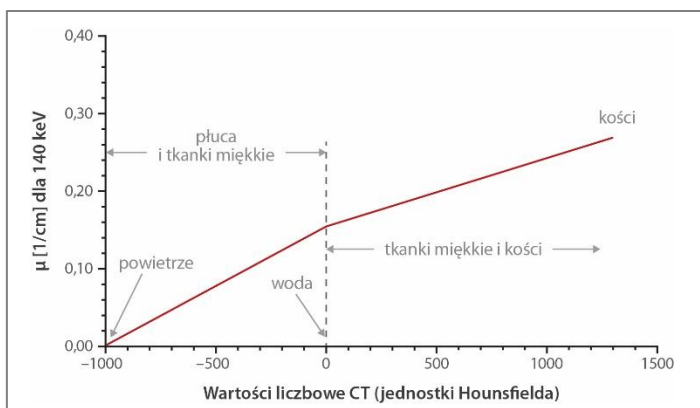
Radioizotopowe badania serca wykonywane są najczęściej przy użyciu gammakamer SPECT ogólnego stosowania, z detektorami NaI(Tl) o dużym polu widzenia, jedno- lub wielogłowicowych. Zwielokrotnienie liczby detektorów w oczywisty sposób zwiększa czułość systemu i tym samym pozwala na skrócenie czasu akwizycji bez wpływu na jakość uzyskiwanych obrazów. Najbardziej powszechne są dwugłowicowe gammakamery, z możliwością konfiguracji detektorów w trybie L (detektory ustawione względem siebie pod kątem 90°) specjalnie do badań kardiologicznych (**Rys. 3.5 A**).



Rys. 3.5 Gammakamery typu Infinia (GE) z opcją rentgenowską Hawkeye. **A)** Infinia 3/8'' HWK z kryształem 3/8'' i 1-rzędowym tomografem komputerowym. Na zdjęciu pokazane ustawienie głowic w trybie L do badania perfuzji mięśnia sercowego. Podczas akwizycji detektory obracają się wokół głównej osi pacjenta, rejestrując obrazy planarne w równych odstępach kątowych (co 3°). Całkowity zakres kątowy wynosi 180° (90° na detektor); **B)** Infinia VCHWK4 z kryształem 1'' i 4-rzędowym CT. Na zdjęciu zaznaczone dwa główne komponenty urządzenia. Akwizycje SPECT i CT są wykonywane sekwencyjnie. Zbliżona geometria obu badań umożliwia wygenerowanie map dla korekcji atenuacji w obrazach SPECT oraz uzyskanie fuzji obrazów o różnych modalnościach

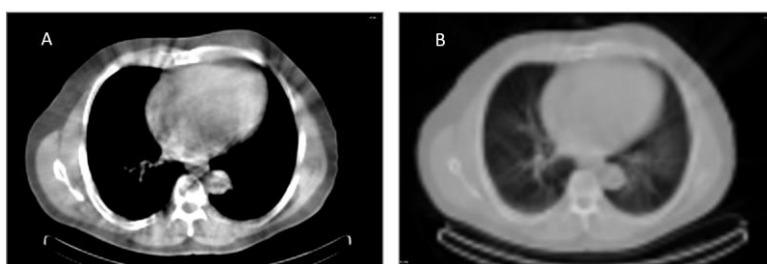
Niektóre gammakamery SPECT są sprzężone z rentgenowskim tomografem komputerowym CT, co daje możliwość obrazowania sekwencyjnego (akwizycja SPECT jest wykonywana bezpośrednio po badaniu CT lub odwrotnie, bez zmiany pozycji pacjenta). Przykładem urządzeń hybrydowych SPECT/CT są gammakamery: Infinia 3/8'' HWK (**Rys. 3.5 A**) oraz Infinia VCHWK4 (**Rys. 3.5 B**). W badaniach SPECT perfuzji serca skany CT wykorzystywane są przede wszystkim do korekcji pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich pacjenta. Podstawą metody są różnice w pochłanianiu promieniowania X przez różne tkanki, ponieważ absorpcja promieniowania jest bezpośrednio związana z gęstością elektronową ośrodka, przez które to promieniowanie przechodzi. Dzięki obrazowaniu transmisyjnemu uzyskuje się mapę rozkładu współczynników pochłaniania liniowego dla promieniowania rentgenowskiego (X). Wartość liczbowa elementu obrazu wyrażana jest w powszechnie używanej w tomografii komputerowej skali Hounsfielda (HU – ang. *Hounsfield unit*).

Ze względu na to, że pochłanianie promieniowania jest zależne od energii fotonów, metoda korekcji oparta na CT musi uwzględnić różnice pomiędzy energią promieniowania X a energią fotonów γ emitowanych przez radioizotop. Powszechnie stosowany jest bilinerany model pozwalający na przekształcenie wartości HU z obrazu CT na współczynniki atenuacji dla promieniowania emisyjnego o określonej wartości energii fotonów, **Rys. 3.6**.



Rys. 3.6 Bilinerany model powszechnie stosowany do konwersji zmierzonych liczb CT (wyrażonych w jednostkach HU) na współczynniki atenuacji liniowej μ dla określonego radioizotopu, jak np. ^{99m}Tc o energii emitowanych kwantów γ 140 keV; na podstawie (Patton, Turkington, 2008)

Wyznaczony na podstawie skanów CT u danego pacjenta zbiór współczynników osłabienia liniowego dla każdego woksela dla określonej energii fotonów użytego w badaniu emisyjnym radioizotopu jest nazywany mapą atenuacji (*attenuation map*), **Rys. 3.7 B**. Korekcja atenuacji ma na celu wprowadzenie do obrazu SPECT poprawek aktywności radioizotopu w każdym elemencie objętościowym na podstawie wyznaczonych współczynników atenuacji.



Rys. 3.7 A) Niskodawkowy skan CT klatki piersiowej z gammakamery Infinia 3/8" HWK otrzymany dla $U = 140$ kV oraz $I = 2,5$ mA; dawki w badaniu CT: $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 5,98$ mGy, $\text{DLP} = 77,75$ [$\text{cm} \cdot \text{mGy}$]; matryca obrazu 256×256 , grubość warstwy 10 mm; **B)** Mapa atenuacji tego samego obszaru otrzymana na podstawie CT dla fotonów o energii 140 keV; matryca obrazu 128×128 , grubość warstwy 4,42 mm (parametry dostosowane do obrazów tomografii emisyjnej)

Do korekcji atenuacji służą niskodawkowe protokoły badania CT klatki piersiowej (**Dodatek III**). Lepsze jakościowo skany CT, wykonywane wg odrębnych protokołów (często w ramach procedur radiologicznych), mogą być wykorzystane do uzyskania dodatkowych informacji anatomicznych (w czasie jednego badania), jak np. ocena stopnia uwapnienia tętnic wieńcowych (CaSC – ang. *coronary artery calcium score*) (Giussani, Hoeschen, 2013). Urządzenia hybrydowe z wbudowanym co najmniej 16-rzędowym tomografem pozwalają również na uzyskanie informacji o anatomii tętnic wieńcowych (badanie angio-CT). Obrazowania dwumodalne SPECT/CT daje możliwość integracji danych czynnościowych i morfologicznych, przez co w istotny sposób poprawia wartość diagnostyczną klasycznej scyntygrafii (Miernik, Dziuk, 2008).

3.2. Skanery z detektorami półprzewodnikowymi CZT

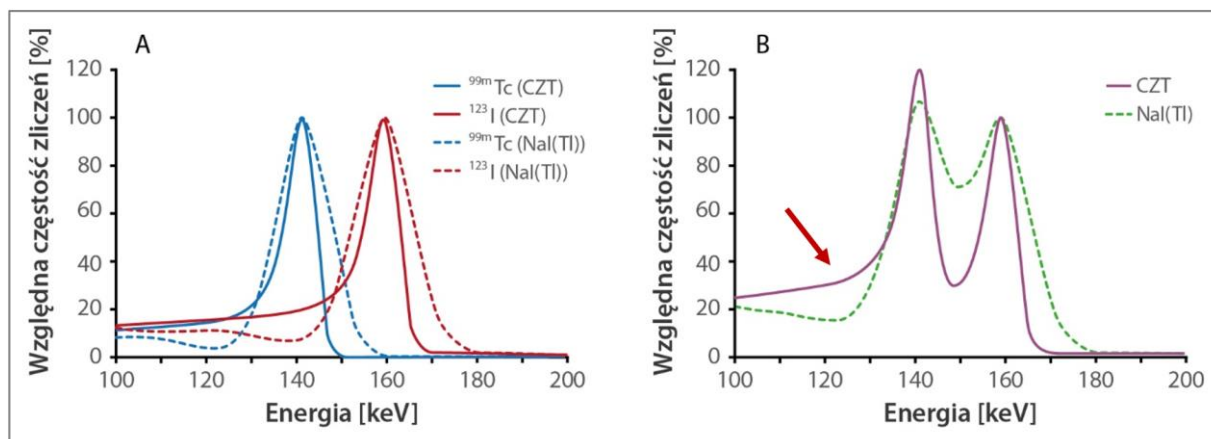
Detektory półprzewodnikowe

Zasadniczym elementem liczników półprzewodnikowych jest złącze $p-n$ spolaryzowane w kierunku zaporowym. Warstwa zaporowa stanowi objętość czynną takiego licznika. Zasada działania detektorów półprzewodnikowych polega na przenoszeniu elektronów z niższych (głębszych) pasm energetycznych do pasma przewodnictwa, kosztem energii rejestrowanych fotonów. Prowadzi to do pojawienia się nośników ładunku w postaci elektronów quasi-swobodnych w paśmie przewodnictwa oraz dziur w paśmie walencyjnym. Nośniki ładunku, czyli pary elektron-dziura (e^-h^+) wytwarzane są kosztem energii kinetycznej deponowanej przez fotoelektrony wyzwolane z niższych pasm energii w wyniku absorpcji fotoelektrycznej fotonów γ lub X rejestrowanych w detektorze. Pary e^-h^+ są rozdzielane poprzez odpowiednio przyłożone pole elektryczne i odprowadzane do odpowiednich elektrod. Powoduje to przepływ prądu przez złącze półprzewodnika. Amplitudy generowanych na wyjściu impulsów elektrycznych są – podobnie jak w kryształach scyntylicyjnych – proporcjonalne do energii fotonów γ lub X deponowanej w detektorze (Dziunikowski, Kalita, 1995). Proces detekcji promieniowania γ lub X za pomocą detektorów półprzewodnikowych nosi nazwę **konwersji pośredniej**.

Średnia energia potrzebna do utworzenia pary e^-h^+ wynosi od 3 eV do 5 eV (Cherry i in., 2012). Dzięki temu detektory półprzewodnikowe cechuje bardzo duża wydajność generowania nośników ładunków w procesie detekcji promieniowania jonizującego. Zapewnia to wysoką energetyczną zdolność rozdzielczą detektorów półprzewodnikowych. Dla dostępnych systemów komercyjnych zwykle wynosi ona ok. 5,5%, podczas gdy rozdzielczość konwencjonalnych gammakamer z NaI(Tl) jest rzędu 10% (**Rys. 3.8 A**) (Hutton i in., 2018).

Energetyczna zdolność rozdzielcza detektorów CZT w bardzo niewielkim stopniu zależy od energii rejestrowanych fotonów. W procesie detekcji promieniowania za pomocą kryształów CZT dominującymi przyczynami poszerzenia linii widmowej są: prąd upływu (wynikający z drgań termicznych sieci krystalicznej) oraz niekompletna (i zmienna) liczba zbieranych nośników ładunku. Czynniki te zależą w głównej mierze od napięcia pracy i konfiguracji detektora. Istotnym czynnikiem jest również szum aparatury elektronicznej współpracującej z układem detektora. Żaden z powyższych czynników nie zależy bezpośrednio od energii fotonów (Cherry i in., 2012).

Dzięki wysokiej zdolności rozdzielczej zapewniającej odpowiednią dyskryminację energetyczną detektory CZT mogą być wykorzystywane w badaniach z równoczesnym użyciem dwóch radioizotopów, np. ^{99m}Tc (140 keV) i ^{123}I (159 keV), **Rys. 3.8**. Analiza typowego widma energetycznego dla detektorów CZT ujawnia jednak znaczący ogon po stronie niskich energii fotopiku (**Rys. 3.8 B**). Wynika on głównie z dyfuzji ładunków i niepełnego odprowadzenia ładunków do elektrod. W większości komercyjnych systemów ogon energetyczny może mieć znaczący wkład na rejestrowaną liczbę zliczeń. Należy to uwzględnić w przypadku zjawiska *spillover* (tj. efektu *rozłania*, czyli pozornego wzrostu aktywności małych obiektów lub regionów) oraz w przypadku korekcji rozproszenia (Hutton, Osiecki, 1998; Hutton i in., 2018).



Rys. 3.8 A) Widma energetyczne dla fotonów o energii 140 keV (^{99m}Tc) i 159 keV (^{123}I) dla detektora półprzewodnikowego CZT oraz kryształu scyntylacyjnego NaI(Tl); **B)** Porównanie widm energetycznych dla CZT i NaI(Tl) dla równoczesnego obrazowania dwuizotopowego (^{99m}Tc i ^{123}I) pokazuje dużo lepszą dyskryminację energetyczną uzyskiwaną za pomocą CZT (Hutton i in., 2018). Jednocześnie dla CZT obserwuje się niekorzystny efekt ogona po stronie niskich energii (*low tailing effect*) (czerwona strzałka) oraz udział promieniowania rozproszonego od ^{123}I w oknie energetycznym ^{99m}Tc . Widma **A)** i **B)** zostały zarejestrowane dla punktowych źródeł radioaktywnych, bez rozpraszania w obiekcie

Tabela 3.2 przedstawia najważniejsze cechy dwóch rodzajów detektorów półprzewodnikowych: krzemowego domieszkowanego litem Si(Li) oraz tellurka kadmowo-cynkowego (ozn. CdZnTe lub CZT). Względnie mała gęstość krzemu ($2,33 \text{ g/cm}^3$) sprawia, że detektory Si(Li) nie nadają się do spektrometrii γ . Natomiast tellurek kadmowo-cynkowy cechuje się dużą gęstością ($6,06 \text{ g/cm}^3$) i wysoką liczbą atomową ($Z_{\text{eff}} = 48$), dzięki czemu detektory CZT nawet o niewielkich grubościach pozwalają na efektywną detekcję fotonów γ (dla $E_\gamma = 140 \text{ keV}$ $d_{1/2} = 2,06 \text{ mm}$ oraz $\text{CS/PE} = 0,23$; **Tabela 3.2**). Wydajność detektora równa $216 \text{ e}^-/\text{keV}$ oznacza, że w wyniku absorpcji energii o wartości 140 keV wytwarzanych jest ok. 30 000 par nośników ładunku w detektorze CZT.

Względnie długi czas zbierania ładunków (ok. 100 ns) jest jednym z powodów, dla których preferowane są cienkie sensory. W celu osiągnięcia efektywności detekcji porównywalnej ze scyntylatorami stosuje się układy wielu warstw sensorów półprzewodnikowych o budowie segmentowej (Giussani, Hoeschen, 2013).

Sensory półprzewodnikowe mogą być produkowane jako elementy detekcyjne (np. diody) o bardzo niewielkich rozmiarach. Lokalizacja przestrzenna polega wówczas na prostej identyfikacji elementu, z którego sygnał pochodzi. W praktyce klinicznej stosuje się detektory pikselowe o rozmiarach pojedynczego elementu $2,5 \text{ mm} \times 2,5 \text{ mm}$. Wielkość pojedynczego elementu (tj. piksela) definiuje tym samym wewnętrzną rozdzielczość przestrzenną takiego detektora (Hutton i in., 2018).

Obecnie detektory półprzewodnikowe preferowane są głównie w tych dziedzinach, w których kluczowe są parametry takie jak rozdzielczość energetyczna i rozdzielczość przestrzenna.

Tabela 3.2 Wybrane właściwości dwóch rodzajów materiałów półprzewodnikowych, dane dla fotonów o energiach (E_γ) 140 keV i 511 keV. Ozn.: Z_{ef} – efektywna liczba atomowa; W – średnia energia wydatkowana na utworzenie pary elektron-dziura (e^-h^+); ph/keV – liczba wytworzonych par e^-h^+ na 1 keV energii kinetycznej fotoelektronu zdeponowanej w ośrodku; $d_{1/2}$ – grubość połówkowa materiału detektora, CS/PE – stosunek prawdopodobieństw: rozproszenia komptonowskiego (CS – ang. *Compton scattering*) i zjawiska fotoelektrycznego (PE – ang. *photoelectric effect*) (Cherry i in., 2012; Giussani, Hoeschen, 2013).

Material	Gęstość [g/cm ³]	Z_{ef}	W [eV]	Wydajność [e ⁻ h ⁺ /keV]	$E_\gamma = 140$ keV		$E_\gamma = 511$ keV		Czas zbierania ładunków [ns]
					$d_{1/2}$ [mm]	CS/PE	$d_{1/2}$ [mm]	CS/PE	
Si(Li)	2,33	14	3,6	278	20,95	15,7	34,59	490	≈ 100
CdZnTe (CZT)	6,06	48	4,43	216	2,06	0,23	13,74	6,2	≈ 100

Istotnym powodem rozpowszechnienia detektorów CZT w medycynie do diagnostyki *in vivo* jest to, że detektory te mogą być stosowane w temperaturze pokojowej (w przeciwieństwie np. do detektorów germanowych), bez nadmiernego szumu elektronicznego spowodowanego przez prądy upływu (Cherry i in., 2012). Do niedawna stosowanie w medycynie przyrządów do obrazowania wykorzystujących technologię CZT było ograniczone do ręcznych sond chirurgicznych (np. do identyfikacji węzłów wartowniczych po podaniu ^{99m}Tc-NANOCOLL) bądź systemów obrazowania przeznaczonych do badań określonego narządu (np. kamery z płaskimi detektorami niewielkich rozmiarów stosowane do obrazowania piersi). Powodem był bardzo wysoki koszt materiału detektora. Od kilku lat dostępne komercyjnie są również gammakamery SPECT z detektorami CZT o dużym polu widzenia do bardziej uniwersalnego zastosowania (Hutton i in., 2018).

Obszarem, w którym kamery półprzewodnikowe CZT znalazły szczególne zastosowanie, jest kardiologia nuklearna. Obecnie dostępne są na rynku dwa modele skanerów z detektorami CZT do badań SPECT perfuzji mięśnia sercowego: kamera D-SPECT (producent Spectrum Dynamics) oraz Discovery NM 530c (producent GE). Systemy te różnią się liczbą detektorów CZT, rodzajem kolimatorów oraz algorytmami rekonstrukcyjnymi (Hyafil i in., 2019).

Skaner Discovery NM 530c z detektorami CZT

Układ detekcyjny skanera jest zbudowany z 19 detektorów półprzewodnikowych w postaci tellurka kadmowo-cynkowego CZT (ang. *cadmium zinc telluride*). Detektory rozmieszczone są w układzie 3×9 , tworząc dziewięć tzw. tripletów (5 tripletów z trzema detektorami na triplet oraz 4 triplety z jednym detektorem na triplet), **Rys. 3.9**. Każdy detektor składa się z czterech modułów CZT. Pojedynczy moduł ma wymiary $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ i jest podzielony na 256 pikseli. Pojedynczy detektor ma 1024 piksele (32×32 piksele). Wielkość pojedynczego piksela jest równa 2,46 mm (Buechel i in., 2010). Dłuższy wymiar tripletu (24 cm) w naturalny sposób ogranicza wielkość osiowego pola widzenia. Grubość kryształu CZT wynosi 5 mm (Imbert, Marie, 2016).

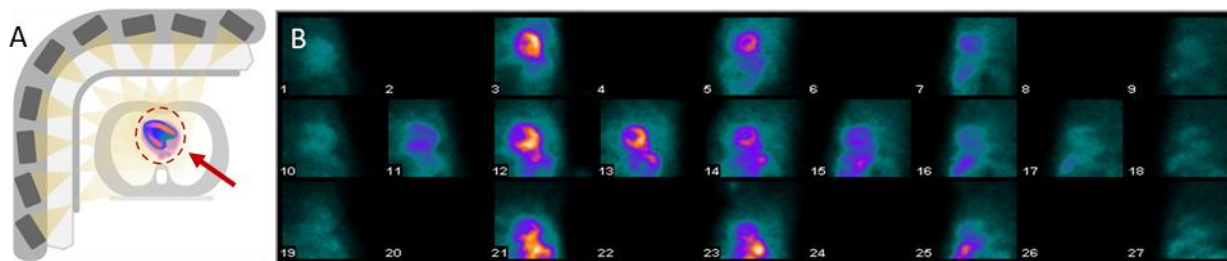


Rys. 3.9 A) Skaner Discovery NM 530c z detektorami CZT rozmieszczonymi w kształcie łuku; optymalne warunki dla stacjonarnej akwizycji SPECT serca uzyskuje się przez odpowiednie zbliżenie łuku z detektorami do ciała pacjenta; **B)** Układ detekcyjny w skanerze Discovery NM 530c widoczny po zdjęciu obudowy gantry. Detektory uformowane są w tzw. triplety (czerwona strzałka). Łączna liczba detektorów wynosi 19, a tripletów jest 9

W skanerze Discovery NM 530c zastosowany jest system kolimacji *multi-pinhole*. Każdy detektor posiada zogniskowany na sercu wolframowy kolimator *pinhole* o średnicy otworu 5,1 mm (Buechel i in., 2010; Imbert i in., 2012). Kolimatory, podobnie jak detektory, rozmieszczone są w trzech rzędach. Detektory znajdujące się w środkowym rzędzie są skierowane pod tym samym kątem względem obrazowanego obszaru jak w przypadku konwencjonalnej gammakamery z kolimatorem równoległootworowym. Natomiast detektory (wraz z kolimatorami *pinhole*) umiejscowione po obu stronach centralnego rzędu są lekko obrócone względem środka objętości, w którym znajduje się obrazowany obiekt (Oddstig i in., 2019). Akwizycja przebiega w sposób stacjonarny, przy ustalonej pozycji detektorów, w której obrazowany obiekt (serce) znajduje się w centrum pola widzenia detektorów skanera (Bocher i in., 2010). Optymalna pozycja łuku detektorów dla danego pacjenta jest osiągana przez ruch gantry wzdłuż promienia oraz zmianę wysokości i położenia stołu skanera w osi długiej pacjenta (współrzędna z). Ruch gantry wzdłuż promienia oznacza równoczesne przesunięcie detektorów w bok (wzdłuż osi x) i do góry (oś y).

W odróżnieniu od gammakamer rotacyjnych, badania SPECT perfuzji mięśnia sercowego wykonywane są w trybie akwizycji danych objętościowych (3D), bez ruchów mechanicznych elementów gantry. Jest to zarazem akwizycja jednoczasowa, gdyż dane emisyjne

z obrazowanego obiektu są rejestrowane równocześnie przez wszystkie detektory (**Rys. 3.10 A**) (Buechel i in., 2010). Do rekonstrukcji iteracyjnej wykorzystywane są dane z wszystkich 19 projekcji (**Rys. 3.10 B**). Algorytm rekonstrukcyjny 3D jest zoptymalizowany pod kątem geometrii i właściwości fizycznych kolimatorów i detektorów (Bocher i in., 2010).



Rys. 3.10 A) Konfiguracja detektorów wyposażonych w kolimatory typu *pinhole* w skanerze Discovery NM 530c. Podczas akwizycji serce powinno się znajdować w centrum pola widzenia detektorów skanera (obszar wskazany za pomocą strzałki). Rozkład radioznacznika w sercu jest rzutowany na każdy z detektorów, ustawionych pod różnymi kątami w stosunku do obrazowanego obiektu, na podstawie (GE Healthcare, b.d.; GE Healthcare, 2009a); **B)** W rezultacie otrzymujemy 19 surowych projekcji tomograficznych, niezbędnych do przeprowadzenia rekonstrukcji obrazu serca

Na **Rys. 3.9 A i B** przedstawiających skaner Discovery NM 530c zwraca uwagę niewielki rozmiar gantry urządzenia, co wynika przede wszystkim z właściwości systemu detekcyjnego opartego na technologii półprzewodnikowej. Głównym powodem miniaturyzacji jest brak konieczności stosowania fotonowielaczy, których rozmiar ma zasadniczy wpływ na wielkość głowicy konwencjonalnej gammakamery. Istotne jest również to, że skaner CZT jest kamerą dedykowaną do badania określonego narządu, zatem pole widzenia (niezależnie od zastosowanej technologii) może być dużo mniejsze niż w przypadku gammakamer ogólnego stosowania. Kolejnym czynnikiem (wiążącym się z powyższymi) jest dużo mniejsza ilość materiału osłonnego niezbędnego do zapewnienia odpowiedniego ekranowania systemu detekcyjnego.

Najbardziej istotne dla obrazowania radioizotopowego parametry fizyczne konwencjonalnej gammakamery NaI(Tl) oraz skanera Discovery NM 530c zamieszczone są w **Dodatku I**.

Czułość tomograficzna wyznaczona dla fantomu serca w powietrzu (bez ośrodka rozpraszającego) dla detektorów CZT jest ok. 3,2–3,5 razy większa niż w przypadku dwugłowicowej gammakamery z NaI(Tl) (Bocher i in., 2010; Imbert i in., 2012). Wewnętrzna rozdzielczość przestrzenna detektorów NaI(Tl) dla $E_\gamma = 140$ keV wynosi od 2,9 mm do 4,5 mm (Cherry i in., 2012). Ze względu na pikselową strukturę detektorów CZT wewnętrzna rozdzielczość przestrzenna tych detektorów jest równa wielkości pojedynczego elementu detekcyjnego, czyli jednego piksela (2,5 mm). Z tego samego powodu wewnętrzna rozdzielczość przestrzenna nie zależy od energii rejestrowanych fotonów (Hutton i in., 2018). Rozdzielczość przestrzenna zrekonstruowanego obrazu SPECT (centralna) dla skanera CZT wynosi od 5,8 mm do 6,7 mm i jest ok. dwukrotnie lepsza niż w przypadku konwencjonalnej gammakamery (Bocher i in., 2010; Imbert i in., 2012). Podsumowanie w formie zestawienia porównawczego cech i parametrów gammakamery konwencjonalnej SPECT oraz skanera CZT zamieszczono w **Dodatku I**.

4. Założenia i cele pracy

Założenia

Nowe rozwiązania technologiczne w postaci detektorów półprzewodnikowych CZT i kolimacji *multi-pinhole* zogniskowanej na sercu zastosowane w skanerze Discovery NM 530c wnoszą wiele korzyści do izotopowej diagnostyki serca, ale mają również swoje ograniczenia. Po wyposażeniu Zakładu w nowy typ skanera zaistniała potrzeba oceny jego możliwości i ograniczeń oraz porównania z konwencjonalnymi gammakamerami wykorzystywanymi do rutynowej pracy.

1. Systemy kardiocentryczne charakteryzują się dużo mniejszym polem widzenia niż gammakamera ogólnego stosowania. Do opisu pola widzenia w skanerze Discovery NM 530c zostało wprowadzone pojęcie QFOV (ang. *quality field of view*) w odniesieniu do objętości obszaru o średnicy 18 cm, w którym podczas akwizycji powinien znajdować się obrazowany obiekt (mięsień sercowy) (Bocher i in., 2010; Hindorf i in., 2014). Zastosowane rozwiązania konstrukcyjne mogą powodować trudności w pozycjonowaniu pacjentów otyłych ze względu na fizyczne ograniczenie w możliwości zbliżenia gantry do serca. Nieprawidłowe ułożenie serca w polu widzenia detektorów może skutkować powstaniem artefaktów w obrazie. Dostępnych jest niewiele publikacji podejmujących temat obrazowania pacjentów otyłych z wykorzystaniem skanera kardiologicznego GE. Wg Fiechtera i in. (2012) nawet 80% badań pacjentów z $BMI \geq 40 \text{ kg/m}^2$ jest niediagnostycznych. W związku z tym ważne było sprawdzenie, w jakim stopniu te ograniczenia przekładają się na rutynową diagnostykę pacjentów w Zakładzie.
2. Osłabienie promieniowania w tkankach miękkich klatki piersiowej (przepona, gruczoł piersiowy) jest najczęstszą przyczyną powstawania artefaktów w scyntygrafii perfuzyjnej mięśnia sercowego przejawiających się jako regionalne zaburzenia perfuzji (Miernik, Dziuk, 2008). Mimo wprowadzenia nowych systemów kardiocentrycznych i ich wielu zalet zjawisko atenuacji nadal ma znaczący negatywny wpływ na jakość obrazowania (Herzog i in., 2010).

Obecnie powszechnie stosowane gammakamery hybrydowe dzięki zintegrowaniu w jednym urządzeniu modułów SPECT i CT pozwalają na wykonanie korekcji pochłaniania promieniowania na podstawie skanów transmisyjnych CT, co istotnie podnosi jakość uzyskanych obrazów SPECT (Szot, Kostkiewicz, 2015).

Skaner kardiologiczny Discovery NM 530c nie jest zintegrowany z tomografem rentgenowskim CT, co stanowi pewne ograniczenie jego możliwości w porównaniu do urządzeń hybrydowych. Metoda korekcji obrazów SPECT na podstawie skanów transmisyjnych z zewnętrznego tomografu komputerowego jest technicznie możliwa i została zwalidowana klinicznie nie tylko dla badań SPECT wykonywalnych na konwencjonalnej gammakamerze (Schepis i in., 2007), lecz także dla skanera Discovery NM 530c (Caobelli i in., 2016; Herzog i in., 2010). Alternatywna metoda polega na wykonaniu dodatkowego badania SPECT perfuzji serca z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu. Skuteczność tej metody wykazano w ocenie nieprawidłowości perfuzji w ścianie

dolnej serca, poprzez redukcję atenuacji przeponowej (DePuey, 1994; Nishina i in., 2006). Malkerneker i in. (2007) wykazali, że korekcja pochłaniania na podstawie CT jest lepsza niż dodatkowe obrazowanie w pozycji na brzuchu, jednakże przeprowadzona przez nich analiza dotyczyła badań wykonywanych z użyciem gammakamery SPECT/CT. Dotychczas nie udało się znaleźć doniesień literaturowych dotyczących porównania przydatności obydwóch metod na tej samej grupie pacjentów badanych na skanerze z detektorami CZT.

3. Ruchy serca spowodowane oddychaniem, skurczami serca, a także poruszaniem się pacjenta podczas akwizycji powodują rozmycie, redukują rozdzielczość w obrazie i mogą powodować artefakty utrudniające interpretację obrazów.

Skaner Discovery NM 530c pozwala na znaczące skrócenie czasu badania, co minimalizuje prawdopodobieństwo powstania artefaktów ruchowych, ale nie eliminuje ich w pełni (Kennedy, Strauss, 2017). Ponadto z uwagi na zwiększoną rozdzielczość przestrzenną ruchy pacjenta mogą prowadzić do bardziej znaczących artefaktów przy takich samych wartościach przesunięć (Redgate i in., 2016).

Artefakty zależą od rodzaju przesunięcia, wielkości i czasu trwania ruchu (Kennedy, Strauss, 2017; Redgate i in., 2016). Dotychczas nie udało się znaleźć publikacji, w których podjęty byłby temat wizualizacji artefaktów powstałych na skutek rotacji pacjenta. Ponadto w większości przeprowadzonych do tej pory symulacji fantomowych używana była tylko wkładka sercowa (bez fantomu tułowia), co nie oddawało w pełni rzeczywistych warunków badania (Kennedy, Strauss, 2017; Ko i in., 2015). Detekcja i korekcja ruchu w przypadku skanera CZT wymagała opracowania i wdrożenia innych metod niż te, które mają zastosowanie w gammakamerach rotacyjnych (Ko i in., 2015; Redgate i in., 2016; van Dijk i in., 2018). Rozpoznanie, że w trakcie badania nastąpiło poruszenie pacjenta, jest ważne niezależnie od tego, czy dany zakład dysponuje oprogramowaniem do korekcji poruszeń czy nie. Korekcja artefaktów ruchowych nie jest wykonywana automatycznie, zatem konieczne jest wcześniejsze stwierdzenie, że nastąpiło poruszenie pacjenta. Można tego dokonać poprzez identyfikację na zrekonstruowanych obrazach scyntygraficznych artefaktów o kształtach charakterystycznych dla danego rodzaju przesunięcia lub rotacji. W sytuacji, gdy zakład nie ma odpowiedniego oprogramowania, na podstawie stwierdzenia o poruszeniu pacjenta lekarz może podjąć decyzję o powtórnym wykonaniu badania. W związku z tym konieczne było przeprowadzenie symulacji pozwalających scharakteryzować artefakty ruchowe. Ponieważ Zakład zakupił licencję na oprogramowanie do korekcji ruchu, sprawdzono również skuteczność tego oprogramowania.

4. Pomiar frakcji wyrzutowej jest kluczowym parametrem określającym funkcję lewej komory serca. Na wartość mierzonej frakcji wyrzutowej ma wpływ wiele czynników: typ gammakamery, rodzaj i parametry rekonstrukcji oraz oprogramowanie do segmentacji i wyznaczania frakcji wyrzutowej (Miao i in., 2016). Wyniki opublikowanych do tej pory badań z jednej strony pokazują silną korelację pomiędzy wartościami frakcji wyrzutowej uzyskiwanych za pomocą skanera Discovery NM 530c i konwencjonalnej gammakamery SPECT (Buechel i in., 2010; Esteves i in., 2009), a z drugiej wskazują na trend w kierunku niższych wartości frakcji wyrzutowych w badaniach ze skanera CZT (Bailliez i in., 2016; Esteves i in., 2009; Miao i in., 2016). Przyczyną mogą być różnice w przestrzennej zdolności

rozdzielczej obydwu systemów, gdyż parametr ten jest istotny z uwagi na szacowane objętości późnorozkurczową i późnoskurczową (poprzez minimalizowanie efektu częściowej utraty objętości) (Bailliez i in., 2016; Miao i in., 2016). W związku z powyższym niezmiernie ważne było przeprowadzenie badań bramkowanych SPECT umożliwiających porównanie wartości EF (wyznaczanych dla danego urządzenia i z użyciem określonego oprogramowania kardiologicznego) z wartościami referencyjnymi, a także porównanie parametrów objętościowych lewej komory serca uzyskiwanych w badaniach z dwóch różnych urządzeń.

5. Jednym z najważniejszych atutów nowej technologii jest wyższa, względem gammakamer z detektorami scyntylicyjnymi NaI(Tl), rozdzielczość energetyczna (od 5,4% do 6,2% dla CZT vs ok. 10% dla kamery scyntylicyjnej) (Bocher i in., 2010; Garcia i in., 2011; GE Healthcare, 2009b; Hutton i in., 2018) i rozdzielczość przestrzenna (od 5,8 mm do 6,7 mm dla CZT oraz od 9,9 mm do 15,3 mm dla konwencjonalnej gammakamery SPECT) (Bocher i in., 2010; GE Healthcare, 2006; Imbert i in., 2012).

Rozdzielczość przestrzenna jest głównym wyznacznikiem kontrastu w obrazie i wpływa na ostrość konturów serca i wykrywalność ubytków perfuzji (Garcia i in., 2011; Imbert i in., 2012). Parametry jakości obrazu: kontrast i rozdzielczość przestrzenna w dużym stopniu zależą również od algorytmów rekonstrukcyjnych (Imbert, Marie, 2016). Jakość obrazów uzyskiwanych za pomocą skanera CZT została również ulepszona dzięki dedykowanemu algorytmowi rekonstrukcji iteracyjnej 3D. Wysoka rozdzielczość energetyczna detektorów półprzewodnikowych przekłada się na mniejszy udział fotonów z rozproszenia komptonowskiego w oknie energetycznym ^{99m}Tc (Imbert, Marie, 2016).

Tomograficzna czułość zliczeń jest parametrem, od którego bezpośrednio uzależnione są czas badania i/lub aktywność radiofarmaceutyku podawanego pacjentowi, która z kolei wpływa na narażenie pacjenta na promieniowanie jonizujące (dawkę). Trzyipółkrotny wzrost czułości w stosunku do gammakamery SPECT (Imbert i in., 2012) został osiągnięty przez zastosowanie bloków 19 detektorów o dużej powierzchni i kolimacji zogniskowanej na anatomicznym obszarze serca (Hyafil i in., 2019). Jednoczesna akwizycja podnosi efektywność w obrazowaniu kardiologicznym (Słomka i in., 2012). Badania kliniczne potwierdziły, że skaner Discovery NM 530c pozwala na ponad pięciokrotne skrócenie czasu badania w stosunku do konwencjonalnych systemów SPECT, nie powodując utraty wartości diagnostycznej badania (Buechel i in., 2010).

Istotnym dla wdrożenia nowego systemu obrazującego do rutynowej pracy w Zakładzie było sprawdzenie czy i w jakim stopniu wartości parametrów fizycznych, wynikające ze specyfikacji producenta urządzenia bądź oszacowane przez różne zespoły badawcze, przekładają się na subiektywną ocenę jakości obrazów scyntygraficznych przez lekarzy opracowujących badania.

Cele pracy

1. Analiza ograniczeń skanera kardiologicznego Discovery NM 530c w obrazowaniu pacjentów otyłych:
 - określenie częstotliwości występowania problemu polegającego na otrzymywaniu negatywnych wyników kontroli jakości skanowania (Scan QC) w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią,
 - analiza artefaktów o charakterystycznym kształcie banana na mapie biegunowej serca, określanych w literaturze jako *banana shape* lub *obesity artifact* (Fiechter i in., 2012).
2. Ocena przydatności stosowania dwóch metod pozwalających na zredukowanie artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich pacjenta:
 - korekcja atenuacji wykorzystująca rentgenowską tomografię komputerową CT z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego do tworzenia map korekcji pochłaniania promieniowania jonizującego w badaniu emisyjnym SPECT,
 - dodatkowa akwizycja SPECT perfuzji mięśnia sercowego z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu.
3. Symulacja artefaktów ruchowych z użyciem fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową:
 - ocena wizualna artefaktów ruchowych,
 - ocena skuteczności dostępnej software'owo metody korekcji ruchu.
4. Weryfikacja parametrów czynnościowych lewej komory serca na podstawie badań bramkowanych sygnałem EKG wykonanych na gammakamerze SPECT i skanerze CZT z użyciem fantomu dynamicznego serca:
 - analiza zgodności wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowej z wartościami referencyjnymi, tj. ustawionymi za pomocą programatora pracy fantomu,
 - porównanie wartości frakcji wyrzutowej i parametrów objętościowych lewej komory serca uzyskanych w wyniku opracowywania badań za pomocą dwóch różnych aplikacji kardiologicznych,
 - porównanie wartości parametrów czynnościowych lewej komory serca uzyskanych w badaniach fantomowych na skanerze CZT i gammakamerze SPECT wraz z oceną rzetelności pomiaru.
5. Ocena jakości badań perfuzyjnych SPECT mięśnia sercowego wykonanych w technologii półprzewodnikowej CZT:
 - porównanie jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i uzyskanych za pomocą gammakamery SPECT/CT z detektorami scyntylacyjnymi NaI(Tl),
 - ocena zgodności opinii sędziów (specjalistów medycyny nuklearnej) w zakresie jakości obrazów scyntygraficznych pochodzących z dwóch urządzeń.

Analiza porównawcza jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i gammakamerze Infinia 3/8" HWK (rozdział 9.) została przeprowadzona na podstawie ocen jakości obrazów scyntygraficznych wystawionych przez lekarzy z Zakładu Medycyny Nuklearnej Wojskowego Instytutu Medycznego: prof. dr. hab. n. med. Mirosława Dziuka, dr. n. med. Andrzeja Mazurka, lek. Sebastiana Osieckiego i lek. Stanisława Piszczka.

Podczas opracowywania badań pacjentów na potrzeby niniejszej pracy (rozdziały 5., 6., 9.) na stacji Xeleris autorka korzystała z opisów badań sporządzonych przez lekarzy Zakładu Medycyny Nuklearnej WIM (dostępnych w systemie Alteris) oraz konsultacji lekarzy – przede wszystkim lek. Sebastiana Osieckiego i lek. Stanisława Piszczka.

Badania z fantomem dynamicznym serca zostały wykonane we współpracy z Krajowym Centrum Ochrony Radiologicznej (KCOR), przy bezpośrednim udziale mgr inż. Joanny Gawęł, mgr. inż. Przemysława Janiaka oraz mgr Ilony Głowackiej. Fantom dynamiczny serca jest własnością KCOR w Łodzi.

Badania z fantomem antropomorficznym tułowia z wkładką sercową (rozdział 7.) zostały przeprowadzone przez autorkę pracy samodzielnie.

Treść rozdziału 5. *Ograniczenia kamery CZT w diagnostyce pacjentów otyłych* była w dużej części przedmiotem publikacji: Budzyńska, A., Osiecki, S., Mazurek, A., Piszczek, S., & Dziuk, M. (2019). Feasibility of myocardial perfusion imaging studies in morbidly obese patients with a cadmium-zinc-telluride cardiac camera. *Nuclear Medicine Review*, 22(1), 18–22. <https://doi.org/10.5603/NMR.2019.0003>

5. Ograniczenia kamery CZT w diagnostyce pacjentów otyłych

W przeciwieństwie do uniwersalnych gammakamer, skaner kardiologiczny CZT charakteryzuje się małym polem widzenia, co uwarunkowane jest geometrią rozkładu detektorów i zastosowanym systemem kolimacji. Przeprowadzono analizę, czy i w jakim stopniu ograniczenia wynikające z konstrukcji mogą uniemożliwić przeprowadzanie badań u pacjentów otyłych.

5.1. Materiał i metody

Badana populacja

Przeanalizowano 43 badania pacjentów z otyłością olbrzymią ($BMI \geq 40 \text{ kg/m}^2$), klasa III wg klasyfikacji World Health Organization (Wąsowski i in., 2013), **Tabela 5.1**. Zdecydowaną większość (74,4%) stanowiły badania perfuzyjne serca po obciążeniu. Średnia wieku wynosiła 61,9 lat, mediana wartości BMI była równa $42,9 \text{ kg/m}^2$, **Tabela 5.1**. W 62,5% badań wysiłkowych obciążenie realizowane było za pomocą testu wysiłkowego na bieżni ruchomej, w pozostałych przypadkach zastosowano farmakologiczny test obciążeniowy. Badania pochodzą z okresu 3 kolejnych lat. Wszyscy pacjenci należący do tej grupy mieli wykonywane badanie perfuzyjne mięśnia sercowego zarówno na skanerze kardiologicznym Discovery NM 530c, jak i konwencjonalnej gammakamerze SPECT/CT Infinia 3/8" HWK.

Dodatkowo utworzono grupę kontrolną pacjentów. Należeli do niej wszyscy pacjenci przebadani na skanerze Discovery NM 530c w ciągu jednego roku i których BMI było mniejsze niż 40 kg/m^2 . W grupie tej przeanalizowano wszystkie badania powtórzone w celu ustalenia odsetka badań powtórzonych z powodu przycięcia obrazu serca wynikającego z nieprawidłowego umiejscowienia serca w polu widzenia skanera. Łączna liczba badań perfuzyjnych serca z użyciem $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ wykonanych w wybranym okresie wynosiła 1180 (w tym 288 badań jednoczęściowych – wysiłkowych – oraz 446 badań wykonanych protokołem dwudniowym, tj. po obciążeniu i w spoczynku). Średnia wieku wynosiła 66,9 lat ($SD = 10,2$ lat); 48,8% wszystkich pacjentów w grupie kontrolnej stanowili mężczyźni.

Wszystkie badania perfuzyjne mięśnia sercowego na skanerze Discovery NM 530c były wykonywane wg standardowego protokołu akwizycyjnego A, **Dodatek II**. Część pacjentów (76,7% z otyłością olbrzymią i ok. 95% pacjentów należących do grupy kontrolnej) miała wykonane również dodatkowe obrazowanie w pozycji na brzuchu (protokół akwizycyjny B, **Dodatek II**).

Procedura badania perfuzyjnego serca, na którą składało się tylko badanie wysiłkowe, stosowana była przy braku wskazań klinicznych do wykonywania badania w spoczynku. Badanie spoczynkowe było pomijane u pacjentów bez istotnych zaburzeń perfuzji w badaniu wysiłkowym (w pozycji na plecach i na brzuchu) (Piszczek i in., 2018).

Tabela 5.1 Charakterystyka materiału badawczego – grupa pacjentów z otyłością olbrzymią.

Liczba pacjentów	32 (16 M)
Liczba badań perfuzyjnych mięśnia sercowego ^{99m}Tc-MIBI	43 (22 M)
– liczba badań wykonanych po obciążeniu	32
– liczba badań wykonanych w spoczynku	11
Wiek pacjentów w latach (średnia ± SD)	61,9 ± 10,9
BMI pacjentów [kg/m²] (mediana, w nawiasie podano dolny i górny kwartył)	42,9 (41,0; 45,35)
Rodzaj obciążenia	
– test wysiłkowy wg protokołu Bruce’a lub zmodyfikowanego protokołu Bruce’a na bieżni ruchomej	20 badań
– farmakologiczny test obciążeniowy (w tym z dipirydamolem oraz z regadenosonem)	12 badań (11; 1)

Aktywność radiofarmaceutyku ^{99m}Tc-MIBI podawana pacjentom z grupy kontrolnej wynosiła, w zależności od masy ciała, od 8 mCi* do 20 mCi. Pacjenci z BMI ≥ 40 kg/m² mieli zaplanowane również wykonanie badania na konwencjonalnej dwugłowicowej gammakamerze, stąd podawana aktywność w tej grupie pacjentów była wyższa i wynosiła 25 mCi. Odstęp czasowy między podaniem radiofarmaceutyku a rozpoczęciem obrazowania na skanerze CZT wyniósł ok. 60 min.

Wszystkie badania były opracowywane za pomocą oprogramowania Myovation** (GE) na stacji roboczej Xeleris 3.0. Zastosowano standardowe parametry rekonstrukcji dla badań wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c (**Dodatek IV**).

Kontrola jakości skanowania (Scan QC)

W przypadku badań wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c wymagane jest przeprowadzenie kontroli jakości skanowania za pomocą odpowiednich narzędzi (Scan QC) dostarczonych przez producenta kamery. Ocenia się obrazy serca widoczne na surowych projekcjach z 19 detektorów skanera. Kontrola jakości skanowania ma na celu sprawdzenie poprawności ułożenia obrazowanego obiektu (lewej komory mięśnia sercowego) w polu widzenia detektorów skanera. W przypadku negatywnego wyniku Scan QC wykonywana jest powtórna akwizycja po uprzednim repozycjonowaniu pacjenta względem łuku detektorów.

Na potrzeby niniejszej pracy przeanalizowano wyniki kontroli jakości skanowania we wszystkich badaniach pacjentów z otyłością olbrzymią, natomiast w grupie kontrolnej – tylko w przypadku badań z powtarzanimi akwizycjami (oceniało wówczas jakość badania oryginalnego i powtórzonego). Przeprowadzenie więcej niż jednej akwizycji u danego pacjenta wiązało się albo z obecnością aktywności pozasercowej, uniemożliwiającej wiarygodną ocenę perfuzji, albo z przycięciem serca spowodowanym jego nieprawidłowym umiejscowieniem

* Mimo że podstawową jednostką aktywności promieniotwórczej jest Bq, w niniejszej pracy, ze względu na praktykę stosowaną w Zakładzie, aktywność jest wyrażana w Ci.

** W niektórych publikacjach można się spotkać z nazwą Myometrix (GE) na określenie tego samego pakietu kardiologicznego Myovation (GE). Uściślając, Myometrix oznacza układ wyników będących rezultatem opracowania badania w programie Myovation. W niniejszej pracy autorka posługuje się terminem Myovation.

względem detektorów. Analiza obrazów za pomocą narzędzi Scan QC pozwoliła określić częstotliwość występowania problemu z optymalnym ułożeniem serca podczas obrazowania zarówno w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią, jak i w grupie kontrolnej. Wszystkie badania, dla których dokonano oceny jakości skanowania – bez względu na jej wynik – poddano przetworzeniu i dalszej analizie w programie Myovation. Badania były opracowywane w celu wizualnego sprawdzenia obecności artefaktu *banana shape* na mapach biegunowych i przekrojach w osi krótkiej serca.

Sprawdzono, czy w przypadku badań powtórzonych z powodu nieakceptowalnych wyników kontroli jakości po repozycjonowaniu pacjenta uzyskano obrazy diagnostyczne.

5.2. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną wykonano za pomocą oprogramowania StatSoft STATISTICA 12.

Do oceny normalności rozkładów (wartości BMI, wiek w badanej populacji) wykorzystano test W Shapiro–Wilka. Test nieparametryczny U Manna–Whitney’a zastosowano w celu sprawdzenia, czy występuje istotna statystycznie różnica w przeciętnych wartościach BMI w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią, u których badanie wykonane na skanerze CZT było diagnostyczne i u których badanie było niediagnostyczne z powodu negatywnego wyniku Scan QC.

W każdym teście statystycznym przyjęto poziom istotności statystycznej równy 5% ($p = 0,05$).

5.3. Wyniki i podsumowanie

Grupa kontrolna

Analiza badań powtórzonych wykazała, że z całej puli 1180 scyntygrafii perfuzyjnych mięśnia sercowego 44 badania (17 badań wysiłkowych i 27 spoczynkowych) wymagało powtórnego wykonania przez technika; stanowiło to 3,7% wszystkich wykonanych badań serca na skanerze Discovery NM 530c w danym roku. 37 badań (14 badań wysiłkowych i 23 spoczynkowe) było powtarzanych z powodu aktywności pozasercowej, natomiast pozostałe 7 badań (4 badania spoczynkowe i 3 wysiłkowe) było powtarzanych z powodu nieprawidłowego ułożenia serca w polu widzenia skanera CZT (serce przycięte). Stanowiło to 15,9% badań powtórzonych oraz 0,6% wszystkich wykonanych badań perfuzyjnych mięśnia sercowego.

W przypadku badań powtarzanych ze względu na nieprawidłowe ułożenie serca w polu widzenia skanera odnotowano 3 powtórzenia jednokrotne oraz 4 powtórzenia dwukrotne. W przypadku powtórzeń jednokrotnych wszystkie dodatkowe akwizycje doprowadziły do uzyskania badania diagnostycznego po repozycjonowaniu pacjenta, natomiast w przypadku powtórzeń dwukrotnych tylko w jednym przypadku nie udało się uzyskać badania diagnostycznego na skanerze CZT (tzn. nie uzyskano prawidłowego ułożenia serca w polu widzenia). Było to badanie wysiłkowe pacjenta, którego BMI wynosiło 34 kg/m². Badanie diagnostyczne (ale nie bramkowane) na skanerze CZT u tego pacjenta uzyskano w pozycji na brzuchu.

Mediana BMI pacjentów, u których powtórzenie badania wynikało z nieprawidłowego ułożenie serca w polu widzenia, wynosiła 36,0 (odchylenie ćwiartkowe 4,6). U 3 pacjentów wartość BMI wskazywała na otyłość I stopnia, a u 4 pacjentów – na otyłość II stopnia.

W puli badań z negatywnym wynikiem oceny Scan QC artefakt *banana shape* zaobserwowano w jednym badaniu (badanie po obciążeniu) u pacjenta płci żeńskiej z BMI = 36 kg/m². W akwizycjach dodatkowych u tej pacjentki (2 powtórzenia) artefakt nie występował.

Grupa pacjentów z otyłością olbrzymią

Spośród 43 analizowanych badań pacjentów z otyłością olbrzymią poprawnych technicznie badań wykonanych za pierwszym razem, tj. z pozytywnym wynikiem Scan QC, było 29, co stanowi 67,4% wszystkich badań w tej grupie pacjentów. Badań niediagnostycznych z efektem przyciętego serca na surowych projekcjach z detektorów było 14 (32,6%), **Tabela 5.2**.

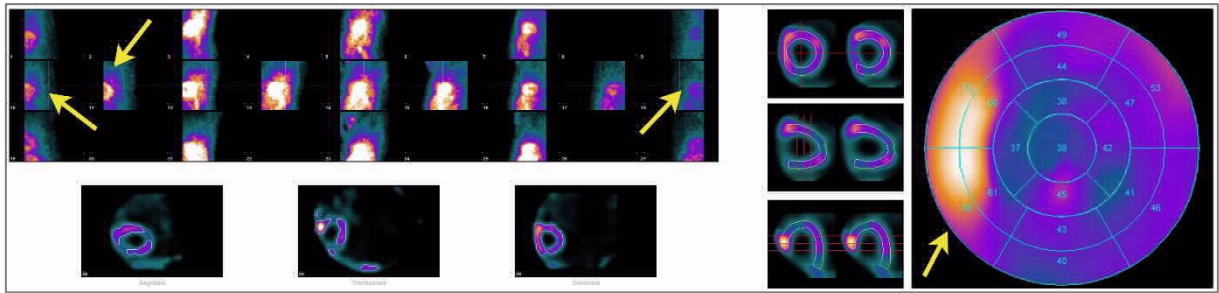
Tabela 5.2 Liczba badań diagnostycznych i niediagnostycznych perfuzji mięśnia sercowego wykonanych po obciążeniu oraz w spoczynku na skanerze Discovery NM 530c w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią.

	Badanie wysiłkowe	Badanie spoczynkowe
diagnostyczne (pozytywny Scan QC)	23 (10 M)	6 (3 M)
niediagnostyczne (negatywny Scan QC)	9 (6 M)	5 (3 M)

Mediana BMI w grupie pacjentów z III stopniem otyłości wynosiła 42,9 kg/m² (QD = 2,2 kg/m²). Na podstawie testu U Manna–Whitney’a wykazano, że wartość BMI ma istotne znaczenie dla uzyskania pozytywnego wyniku kontroli jakości skanowania. Mediana BMI pacjentów, u których badanie było poprawne z technicznego punktu widzenia (pozytywny Scan QC), była niższa niż mediana BMI pacjentów, u których badanie nie przeszło kontroli jakości (negatywny Scan QC) z powodu nieprawidłowego umiejscowienia serca w polu widzenia skanera CZT (odpowiednio 42,0 kg/m²; QD = 1,5 kg/m² vs 45,0 kg/m²; QD = 3,5 kg/m²; $p < 0,05$).

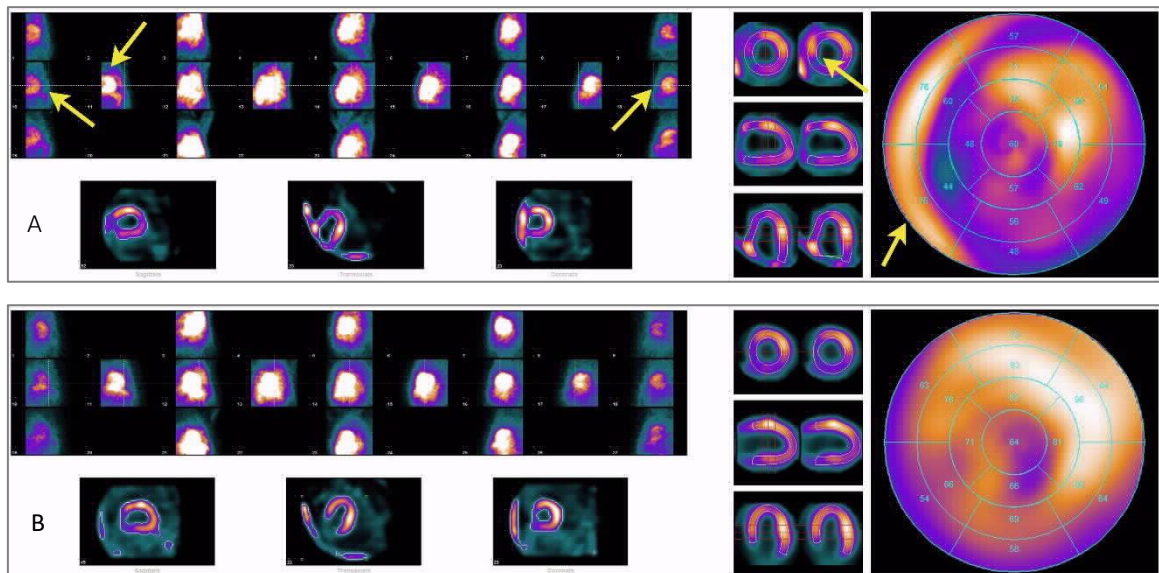
Analiza badań powtórzonych w tej grupie pacjentów wykazała, że tylko w 4 przypadkach podjęto próbę przeprowadzenia ponownej akwizycji po repozycjonowaniu pacjenta względem detektorów CZT – w większości przypadków (71,4%) pacjenci byli od razu kierowani na badanie perfuzyjne serca na gammakamerę SPECT/CT Infinia. Tylko w jednym z czterech badań wykonanie powtórnej akwizycji u danego pacjenta przyniosło oczekiwany rezultat w postaci uzyskania badania diagnostycznego.

Artefakt *banana shape* zaobserwowano w 35,7% badań niediagnostycznych (**Rys. 5.1**). Składały się na nie 4 badania perfuzyjne serca wysiłkowe i 1 spoczynkowe. Były to 4 badania oryginalne (tzn. wykonane za pierwszym razem) oraz 1 badanie powtórzone (w oryginalnym badaniu u tego pacjenta artefakt nie występował). Mediana BMI pacjentów, których badanie było niediagnostyczne z powodu nieprawidłowego ułożenia serca w polu widzenia skanera i u których zaobserwowano artefakt *banana shape*, wynosiła 49,0 kg/m² (QC = 2,1 kg/m²).



Rys. 5.1 Nieakceptowalny Scan QC badania perfuzyjnego serca w spoczynku (pacjent M, BMI = 44 kg/m²), strzałki wskazują projekcje z przyciętym sercem (po lewej) oraz artefakt *banana shape* na mapie biegunowej (po prawej)

Na Rys. 5.2 przedstawiono przykład tego, jak skuteczne repozycjonowanie pacjenta pozwala wyeliminować artefakt *banana shape* w przypadku, gdy był on uwidoczniiony w badaniu z nieakceptowalnym wynikiem Scan QC.



Rys. 5.2 A) Nieakceptowalny Scan QC badania perfuzji serca po obciążeniu (pacjent M, BMI = 38 kg/m²), strzałki wskazują projekcje z przyciętym sercem (po lewej) oraz artefakt *banana shape* widoczny na przekrojach w osi krótkiej serca oraz mapie biegunowej (po prawej); B) Prawidłowy Scan QC badania tego samego pacjenta po repozycjonowaniu (badanie diagnostyczne)

Podsumowanie

Odsetek badań diagnostycznych wśród pacjentów z otyłością olbrzymią (BMI ≥ 40 kg/m²) obrazowanych za pomocą skanera CZT wynosi 67% i jest dużo większy, niż to wynika z niektórych doniesień literaturowych.

Artefakt *banana shape* zaobserwowano w 35,7% badań niediagnostycznych w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią. Podstawowe znaczenie w powstawaniu artefaktu *banana shape* ma nieprawidłowe ułożenie serca w polu widzenia detektorów skanera, skutkujące przycięciem serca na niektórych surowych projekcjach z detektorów.

6. Artefakty wynikające z pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich oraz metody redukcji artefaktów

Badania perfuzyjne serca ze skanera kardiologicznego CZT są otrzymywane bez korekcji pochłaniania. Uzyskanie w badaniu scyntygraficznym dodatkowych informacji pozwalających na identyfikację artefaktów, które na skutek osłabienia promieniowania mogą imitować ubytek perfuzji, wymaga wdrożenia odrębnych metod: zastosowania korekcji pochłaniania na podstawie skanów z zewnętrznego tomografu komputerowego i/lub przeprowadzenia dodatkowej akwizycji z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu. Wykonano ocenę przydatności obu metod.

6.1. Materiał

Materiał stanowiła baza pacjentów Zakładu Medycyny Nuklearnej WIM, którzy na podstawie skierowania lekarskiego mieli wykonywane badanie scyntygraficzne perfuzji mięśnia sercowego serca z radiofarmaceutyką ^{99m}Tc -MIBI.

Analizę przeprowadzono na podstawie 30 badań wysiłkowych SPECT serca z uwidocznionymi obszarami o różnym stopniu nasilenia upośledzenia wychwytu radiofarmaceutyku i różnej rozległości obszaru(ów) z zaburzeniami perfuzji. W 28 badaniach zaburzenia perfuzji dotyczyły ściany dolnej, w 10 badaniach – ściany bocznej, w 9 badaniach – ściany przedniej i koniuszka, a w 7 – przegrody międzykomorowej, **Tabela 6.1**. U 10 pacjentów uwidoczniono ubytki perfuzji w jednej ścianie serca, u kolejnych 10 – w dwóch ścianach, u 8 – w trzech ścianach, u jednego pacjenta w 4 ścianach i u 1 pacjenta w 5 ścianach.

Tabela 6.1 Charakterystyka materiału badawczego wykorzystanego do analizy metod redukcji wpływu atenuacji na wynik badania scyntygrafii perfuzyjnej SPECT mięśnia sercowego.

Liczba pacjentów	30 (24 M)
Wiek pacjentów w latach (średnia \pm SD)	61,5 \pm 9,5
BMI pacjentów [kg/m²] (mediana, w nawiasie podano dolny i górny kwartył)	28,0 (25,4; 30,8)
Rodzaj obciążenia	
– test wysiłkowy wg protokołu Bruce'a lub zmodyfikowanego protokołu Bruce'a na bieżni ruchomej	27 badań
– farmakologiczny test obciążeniowy z dipirydamolem	3 badania
Lokalizacja zaburzeń perfuzji w badaniu wysiłkowym (wg podziału na ściany serca)	
– ściana przednia	9
– ściana przegrodowa	7
– ściana dolna	28
– ściana boczna	10
– koniuszek	9

Średnia wieku pacjentów wynosiła 61,5 lat, 80% wszystkich pacjentów stanowili mężczyźni. Przeciętna wartość BMI w badanej grupie pacjentów wyrażona za pomocą mediany była równa 28 kg/m². W 90% badań obciążenie zrealizowane było za pomocą testu wysiłkowego na bieżni ruchomej, w pozostałych przypadkach zastosowano farmakologiczny test obciążeniowy z dipirydamolem.

6.2. Metody

Wszyscy pacjenci mieli wykonane badanie wysiłkowe bramkowane SPECT perfuzji mięśnia sercowego na skanerze kardiologicznym Discovery NM 530c wg standardowego protokołu akwizycyjnego A, **Dodatek II**. Odstęp czasowy między podaniem radiofarmaceutyku a początkiem rejestracji wynosił ok. 60 min.

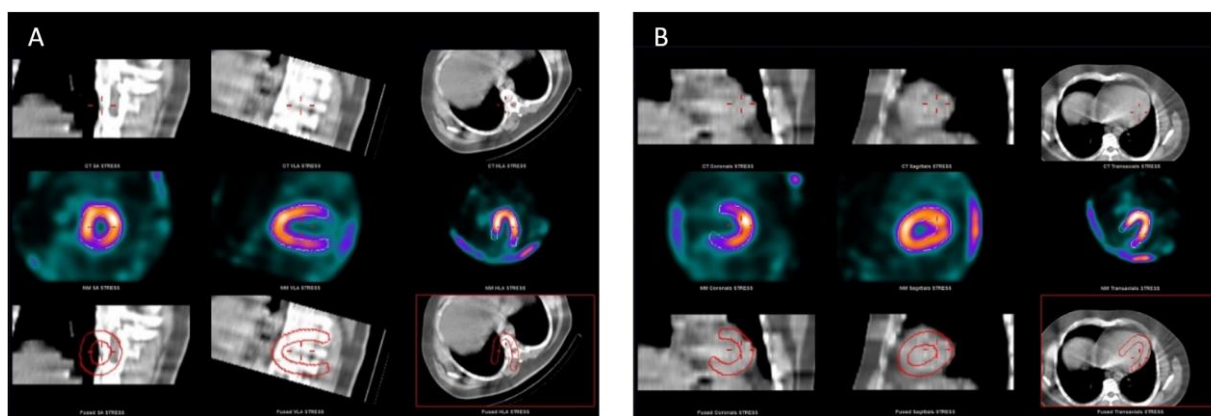
6.2.1. Korekcja atenuacji za pomocą rentgenowskiej tomografii komputerowej z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego

Wszyscy pacjenci mieli wykonane badanie CT klatki piersiowej, z zakresem skanowania ograniczonym do obszaru serca. Badanie było przeprowadzone z wykorzystaniem opcji rentgenowskiej Hawkeye gammakamery hybrydowej SPECT/CT Infinia 3/8" HWK (tomograf komputerowy 1-rzędowy). Opis parametrów skanowania CT zawarty jest w **Dodatku III**.

Ułożenie pacjenta na stole skanera Discovery NM 530c w badaniu scyntygraficznym wykonywanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego A, **Dodatek II**, jak i podczas skanowania CT, było bardzo zbliżone. Pacjent leżał na plecach z rękoma uniesionymi za głowę.

Zbliżona geometria obu badań umożliwia odpowiednio precyzyjne nałożenie skanów CT na zrekonstruowane obrazy tomografii emisyjnej i wygenerowanie map dla korekcji atenuacji w przekrojach SPECT. Obrazy dopasowywane są manualnie poprzez przesunięcia skanów CT w trzech kierunkach i/lub rotację w układzie współrzędnych ciała człowieka lub organu (serca),

Rys. 6.1.



Rys. 6.1 A) Nakładanie obrazów o różnych modalnościach (NM, CT) poprzez dopasowanie obrazu anatomicznego serca ze skanów CT (górny rząd) do konturów lewej komory serca w badaniu izotopowym (środkowy rząd). B) Widoczny w trzech płaszczyznach efekt dopasowania obrazów CT i SPECT (dolny rząd) w układzie współrzędnych ciała człowieka

Badania SPECT perfuzji mięśnia sercowego z korekcją pochłaniania na podstawie skanów CT z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego były opracowywane z wykorzystaniem odrębnej licencji dostępnej w programie Myovation (GE) na stacji Xeleris 3.1. Zastosowano parametry rekonstrukcji odpowiednio dla badań bez korekcji pochłaniania i z korekcją pochłaniania (**Dodatek IV**).

6.2.2. Dodatkowa akwizycja pacjenta ułożonego w pozycji na brzuchu

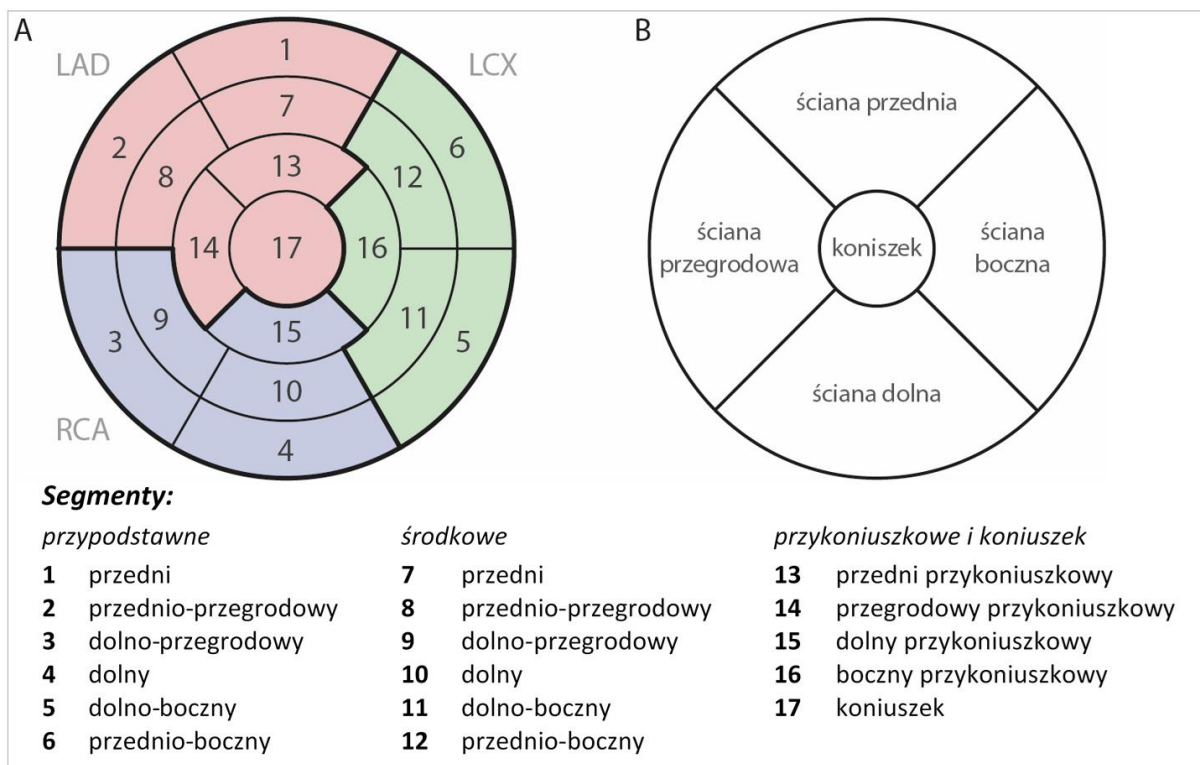
U każdego pacjenta wykonana była również dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (protokół akwizycyjny B, **Dodatek II**), bezpośrednio po wykonaniu badania scyntygraficznego w pozycji na plecach. Podobnie jak w badaniu na plecach, pacjent leżał na stole skanera z rękoma uniesionymi za głowę.

Badania SPECT perfuzji mięśnia sercowego były opracowywane za pomocą oprogramowania Myovation (GE) na stacji roboczej Xeleris 3.0 i 3.1. Zastosowano standardowe parametry rekonstrukcji dla badań wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c (**Dodatek IV A**).

Analiza obrazów scyntygraficznych perfuzji serca

Analizę badań perfuzyjnych mięśnia sercowego przeprowadzono na podstawie przekrojów w osiach serca oraz map biegunowych. Mapy biegunowe (inaczej zwane mapami polarnymi lub mapami *bull's eye*) powstają poprzez rzutowanie na płaszczyznę koła rozkładu radiofarmaceutyku w obrębie mięśnia lewej komory serca. Ocenia się procentowo nasilenie gromadzenia radiofarmaceutyku, przy czym wychwyty w danym obszarze mięśnia sercowego zawsze odnoszony jest do maksymalnego wychwyty w całym mięśniu, który przyjmuje się za wychwyty prawidłowy. Jest to półilościowa ocena perfuzji w mięśniu sercowym (Birkenfeld, Listewnik, 2011).

Dla każdego pacjenta dysponowano dwoma zestawami badań: badanie bez korekcji pochłaniania (IRNC) vs badanie z korekcją atenuacji CT (IRAC) oraz badanie w pozycji na plecach vs badanie na brzuchu, dla których dokonano porównania półilościowych wartości perfuzji. Analizę zaburzeń perfuzji w każdym badaniu przeprowadzono, wykorzystując podział mapy biegunowej na 17 segmentów serca (**Rys. 6.2 A** wraz z legendą). W celu porównania średnich procentowych wartości perfuzji w badaniach z korekcją atenuacji CT, w badaniach na brzuchu oraz w badaniach wykonanych wg standardowego protokołu akwizycyjnego przeprowadzono również ocenę wychwyty radiofarmaceutyku w poszczególnych ścianach serca (**Rys. 6.2 B**) oraz w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez trzy tętnice wieńcowe: LAD, RCA i LCX (**Rys. 6.2 A**).



Rys. 6.2 A) Przyjęta numeracja segmentów serca na 17-segmentowej mapie biegunowej i odpowiadające podziałowi na segmenty obszary mięśnia serca zaopatrywane przez tętnice: LAD (gałąź przednia zstępująca lewej tętnicy wieńcowej), RCA (prawa tętnica wieńcowa) i LCX (gałąź okalająca lewej tętnicy wieńcowej); B) mapa biegunowa z podziałem na ściany serca

6.3. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną wykonano z wykorzystaniem oprogramowania StatSoft STATISTICA 12.

W celu sprawdzenia istotności różnic w średnich wartościach wychwytu $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ w mięśniu sercowym posłużono się testem t-Studenta. Do zbadania normalności rozkładu wykorzystano test W Shapiro–Wilka. W przypadku wystąpienia istotnych różnic pomiędzy średnimi (test t-Studenta) wyznaczono wielkość efektu za pomocą *d* Cohena. W pracy przyjęto interpretację *d* Cohena zaproponowaną przez Fritz i in. (2012): 0,2 – efekt słaby; 0,5 – efekt przeciętny; 0,8 – efekt duży.

W każdym teście statystycznym przyjęto poziom istotności statystycznej równy 5% ($p = 0,05$).

6.4. Wyniki i podsumowanie

Korekcja atenuacji za pomocą CT

W badaniach z korekcją pochłaniania CT uzyskano większe wartości wychwytu $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ w ścianie dolnej ($72,2 \pm 7,0$ vs $61,0 \pm 5,7$ odpowiednio dla badań z korekcją atenuacji IRAC oraz bez korekcji IRNC; $p < 0,05$), ścianie przegrodowej ($61,8 \pm 5,0$ vs $57,6 \pm 5,4$; $p < 0,05$) oraz bocznej ($79,3 \pm 5,0$ vs $75,7 \pm 5,7$; $p < 0,05$), **Rys. 6.3 A**. Wielkość efektu, mierzona za pomocą *d* Cohena, była największa w przypadku ściany dolnej (*d* Cohena = 1,79; efekt *duży*). Dla ściany przegrodowej i bocznej wartości *d* Cohena wyniosły odpowiednio: 0,82 (efekt *duży*).

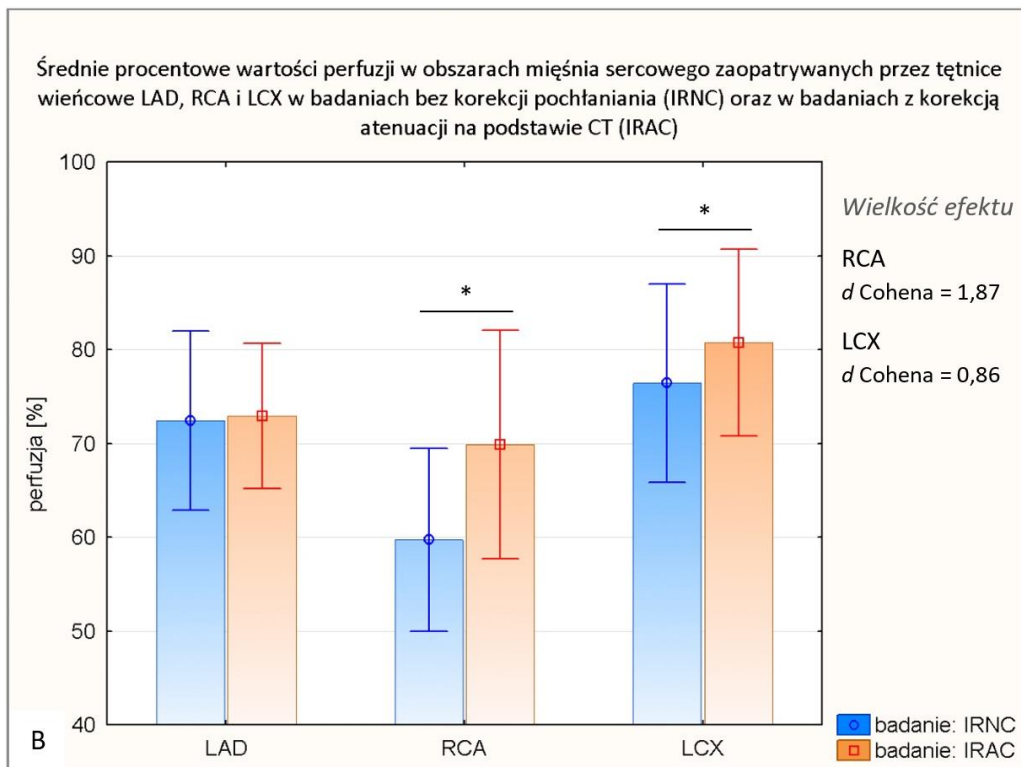
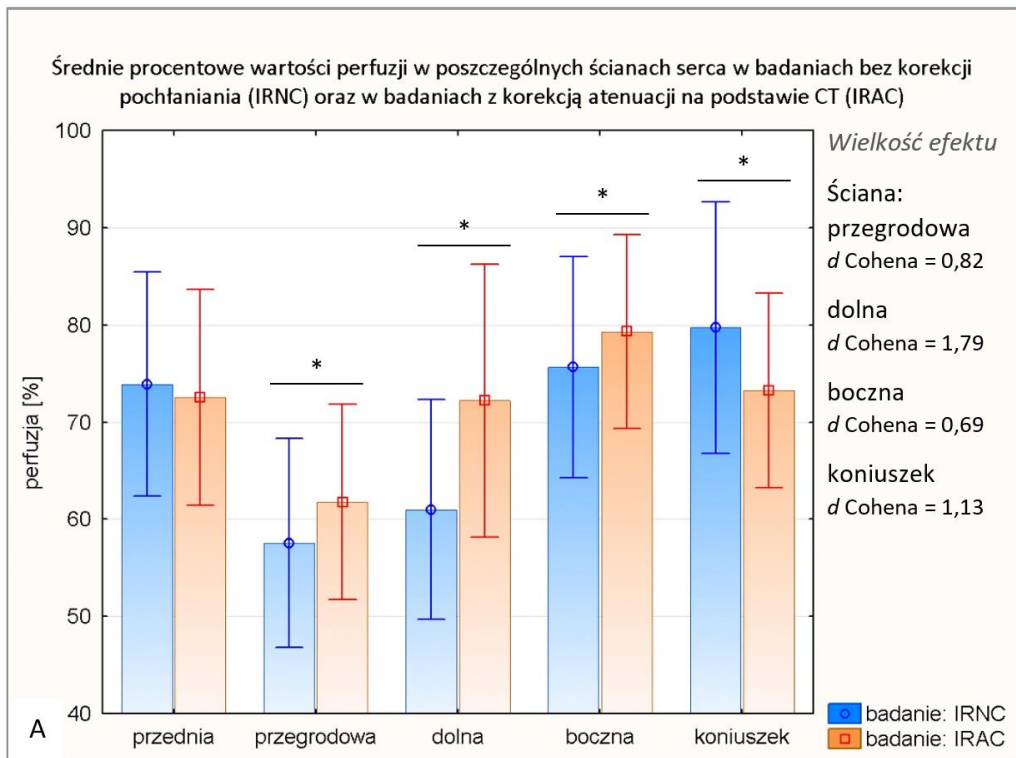
i 0,69 (efekt *przeciętny*). Jednocześnie zaobserwowano istotne zmniejszenie wartości wychwytu radiofarmaceutyku w koniuszku serca ($73,3 \pm 5,0$ vs $79,7 \pm 6,5$; $p < 0,05$), odpowiednio dla badań IRAC i IRNC, **Rys. 6.3 A**. Oszacowana wielkość tego efektu była *duża* (d Cohena = 1,13).

Porównano również średnie procentowe wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w badaniach bez korekcji pochłaniania oraz w badaniach z korekcją atenuacji CT w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez trzy tętnice wieńcowe: LAD, RCA i LCX, **Rys. 6.3 B**. Poprawę perfuzji uzyskano w obszarach RCA ($69,9 \pm 6,1$ vs $59,7 \pm 4,9$ odpowiednio dla badań IRAC oraz IRNC; $p < 0,05$) oraz LCX ($80,8 \pm 5,0$ vs $76,4 \pm 5,3$; $p < 0,05$). Efekt poprawy perfuzji wynikający z zastosowania korekcji atenuacji CT można określić jako *duży* zarówno w obszarze RCA, jak i LCX (d Cohena = 1,87 i d Cohena = 0,86 odpowiednio dla obszaru RCA i LCX), **Rys. 6.3 B**. W obszarze tętnicy LAD nie wykazano różnicy w średnich wartościach perfuzji ($73,0 \pm 3,9$ vs $72,5 \pm 4,8$ odpowiednio dla badań IRAC oraz IRNC; $p = 0,43$).

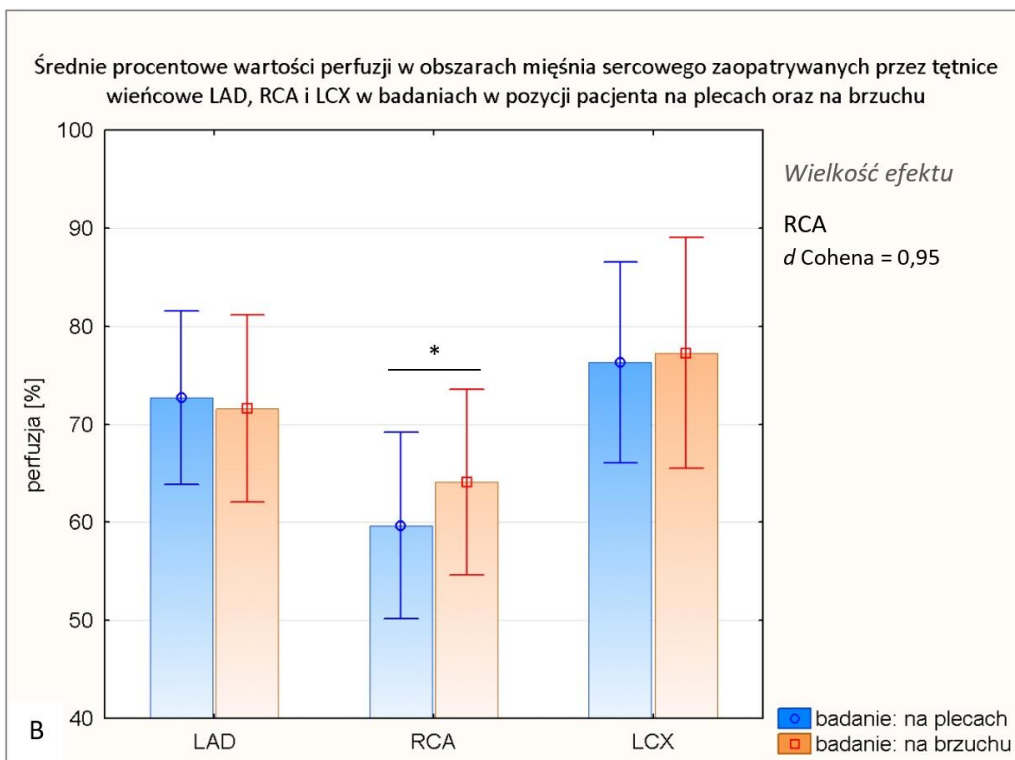
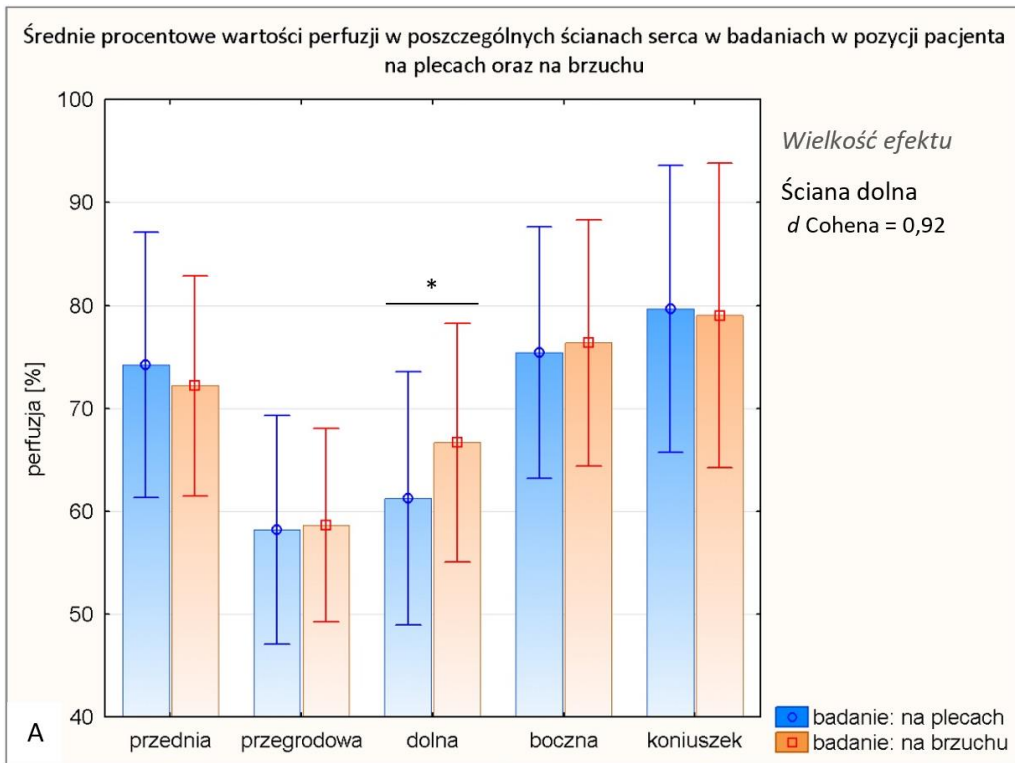
Dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu

Średnia procentowa wartość perfuzji w ścianie dolnej serca w badaniach wykonanych z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu wynosiła $66,7 \pm 5,8$ i była istotnie większa niż w badaniach wykonywanych wg standardowego protokołu akwizycyjnego: $61,2 \pm 6,2$; $p < 0,05$, efekt *duży* (d Cohena = 0,92). W przypadku pozostałych ścian serca nie wykazano różnic w średnich wartościach wychwytu ^{99m}Tc -MIBI (ściana przednia: $72,2 \pm 5,3$ vs $74,2 \pm 6,4$; $p = 0,06$; ściana przegrodowa: $58,7 \pm 4,7$ vs $58,2 \pm 5,5$; $p = 0,62$; ściana boczna: $76,4 \pm 6,0$ vs $75,4 \pm 6,1$; $p = 0,41$ oraz koniuszek: $79,0 \pm 7,4$ vs $79,7 \pm 7,0$; $p = 0,61$), **Rys. 6.4 A**.

Porównanie średnich procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w odniesieniu do obszarów mięśnia sercowego zaopatrywanych przez tętnice wieńcowe LAD, RCA i LCX pokazało, że jedynie w obszarze prawej tętnicy wieńcowej wystąpiły istotne różnice: $64,1 \pm 4,7$ (badanie na brzuchu) vs $59,7 \pm 4,7$ (badanie na plecach); $p < 0,05$, **Rys. 6.4 B**. W pozostałych dwóch obszarach nie wykazano różnic w średnich wartościach perfuzji (LAD: $71,6 \pm 4,8$ vs $72,7 \pm 4,4$ odpowiednio dla badań na brzuchu i na plecach; $p = 0,25$ oraz LCX: $77,3 \pm 5,9$ vs $76,3 \pm 5,1$; $p = 0,36$). Efekt poprawy perfuzji w obszarze RCA mięśnia sercowego w badaniu uzupełniającym, wynikający z innego ułożenia anatomicznego pacjenta (pozycja na brzuchu) można określić jako *duży* (d Cohena = 0,95).



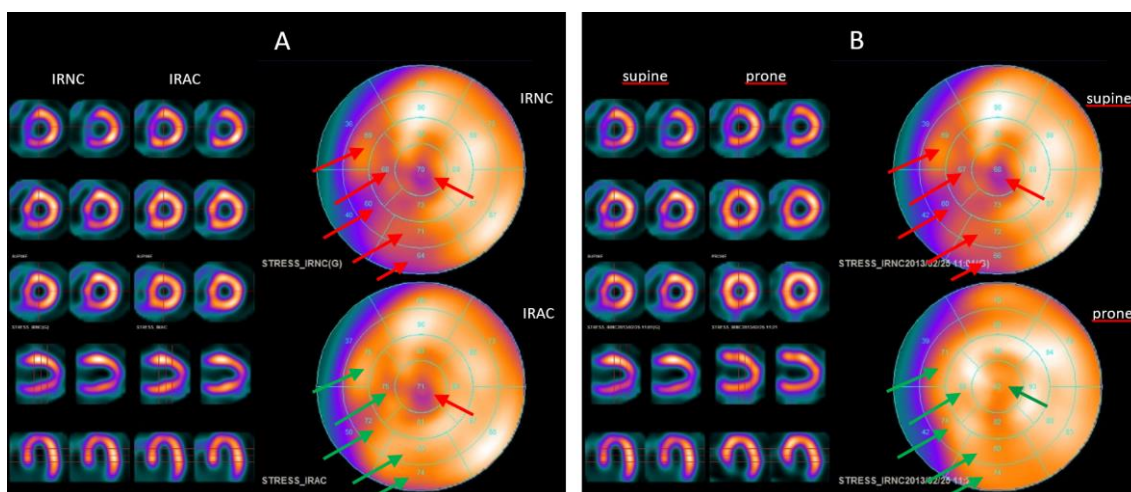
Rys. 6.3 Porównanie średnich procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w badaniach perfuzyjnych serca wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania) oraz w badaniach z korekcją atenuacji na podstawie skanów tomografii komputerowej (CT), **A**) w poszczególnych ścianach serca i **B**) w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez tętnice wieńcowe LAD, RCA i LCX. Dla różnic istotnych statystycznie (oznaczonych za pomocą gwiazdki) wyznaczono wielkość efektu (d Cohena)



Rys. 6.4 Porównanie średnich procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w badaniach perfuzyjnych serca wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c wg standardowego protokołu akwizycyjnego (pacjent w pozycji na plecach) oraz z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu, **A**) w poszczególnych ścianach serca i **B**) w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez tętnice wieńcowe LAD, RCA i LCX. Dla różnic istotnych statystycznie (oznaczonych za pomocą gwiazdki) wyznaczono wielkość efektu (d Cohena)

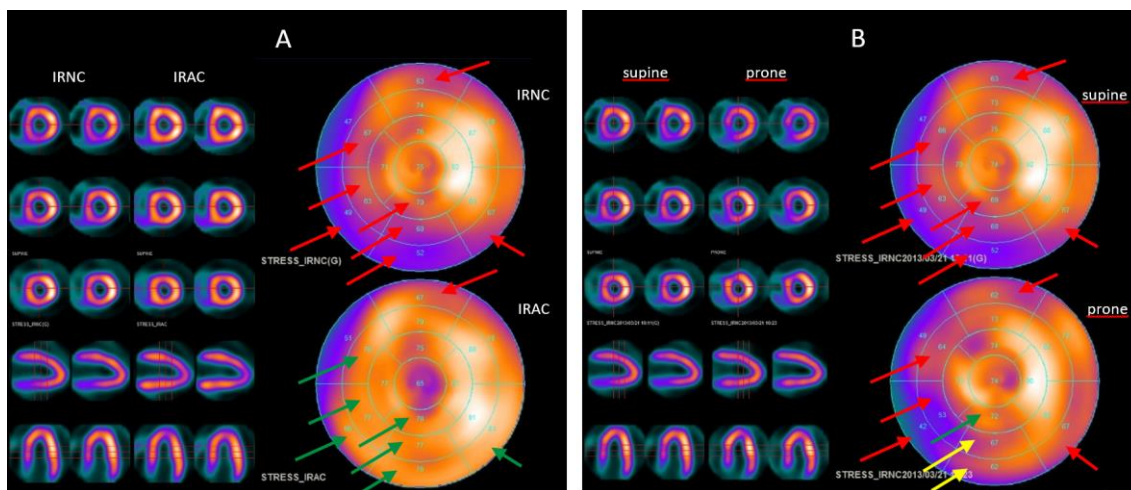
Znaczenie korekcji pochłaniania promieniowania w badaniu scyntygraficznym perfuzji serca oraz rola dodatkowej akwizycji w pozycji pacjenta na brzuchu w interpretacji wyniku badania – przykłady kliniczne

Na **Rys. 6.5** przedstawiono badanie wysiłkowe perfuzji serca, w którym uwidoczniono zmniejszoną perfuzję w koniuszku serca oraz w segmentach środkowych przednio- i dolno-przegrodowych, w segmencie przegrodowym przykoniuszkowym, a także nieznacznie zmniejszoną perfuzję w ścianie dolnej serca (segmenty dolny środkowy i przypodstawny). W badaniu w ułożeniu pacjenta na brzuchu uzyskano normalizację perfuzji w wyżej wymienionych segmentach mięśnia lewej komory (**Rys. 6.5 B**). W badaniu z korekcją pochłaniania wykonaną na podstawie skanów rentgenowskiej tomografii komputerowej również uzyskano poprawę obrazu perfuzji w ścianie dolnej i przegrodzie międzykomorowej (**Rys. 6.5 A**). Obydwa badania: z korekcją pochłaniania, jak i akwizycja na brzuchu, pozwalają na sformułowanie wniosku o braku istotnych zaburzeń perfuzji mięśnia lewej komory serca.



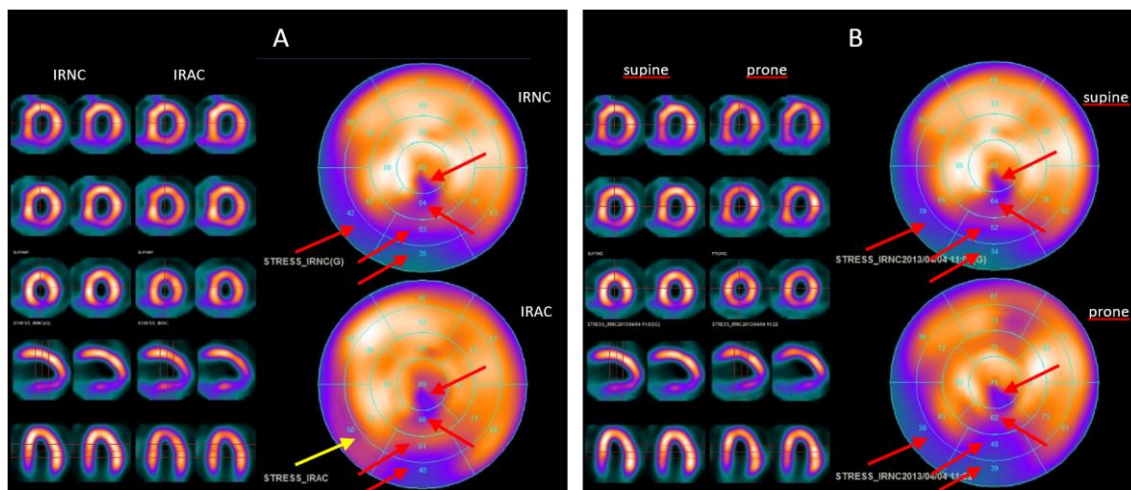
Rys. 6.5 Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 62, BMI = 24 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A**) Badanie bez korekcji pochłaniania (IRNC) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (IRAC); **B**) Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (**prone**); zielone strzałki wskazują segmenty serca, w których uwidoczniono poprawę perfuzji

Na **Rys. 6.6** przedstawiono przykładowe badanie perfuzyjne serca po obciążeniu, w którym uwidoczniono zmniejszoną perfuzję w przypodstawnych, środkowych i częściowo przykoniuszkowych segmentach ściany dolnej, nieznacznie zmniejszoną perfuzję w przypodstawnych segmentach ściany przedniej oraz w środkowym segmencie przegrody międzykomorowej. W badaniu w ułożeniu na brzuchu uzyskano tylko częściową poprawę perfuzji, ograniczoną do segmentów ściany dolnej (**Rys. 6.6 B**). Natomiast w badaniu z korekcją pochłaniania CT uwidoczniono poprawę perfuzji zarówno w zakresie ściany dolnej, jak i w środkowym segmencie przegrody międzykomorowej (**Rys. 6.6 A**). Normalizacja perfuzji w ścianie dolnej wskazuje na atenuację przeponową jako przyczynę zaburzeń.



Rys. 6.6 Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 56, BMI = 27 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A)** Badanie bez korekcji pochłaniania (IRNC) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (IRAC); **B)** Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (**prone**); zielone strzałki wskazują segmenty serca, w których uwidoczniło się poprawę perfuzji, żółte strzałki – segmenty z częściową poprawą perfuzji

Z kolei **Rys. 6.7** przedstawia przykład badania, w którym ubytki perfuzji widoczne w segmentach ściany dolnej i koniuszku serca nie wynikają ze zjawiska pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich pacjenta i w związku z tym stanowią rzeczywiste obszary niedokrwienia mięśnia sercowego. Wykonanie badania spoczynkowego w takim przypadku pozwala wykazać, czy zaburzenia perfuzji obserwowane w badaniu wysiłkowym są odwracalne, co jest podstawą dalszej diagnostyki.



Rys. 6.7 Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 65, BMI = 25 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A)** Badanie bez korekcji pochłaniania (IRNC) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (IRAC); **B)** Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (**prone**); żółta strzałka wskazuje segment serca, w którym uwidoczniło się niewielką poprawę perfuzji w badaniu z korekcją pochłaniania

Spośród analizowanych 30 badań wysiłkowych serca z uwidocznionymi zaburzeniami perfuzji w 16 przypadkach (53%) uzyskano wynik scyntygraficznie ujemny (tzn. bez istotnych zaburzeń perfuzji mięśnia lewej komory serca), co oznacza, że obserwowane ubytki perfuzji były spowodowane pochłanianiem promieniowania w tkankach miękkich pacjenta.

Odróżnienie rzeczywistych (tj. patologicznych) zaburzeń ukrwienia mięśnia sercowego od artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania było możliwe dzięki zastosowaniu korekcji atenuacji CT bądź wykonaniu dodatkowej akwizycji w pozycji pacjenta na brzuchu, przy czym skuteczność obydwóch metod była różna, **Tabela 6.2**. Część ubytków perfuzji uwidocznionych w ścianie dolnej, bocznej i przegrodowej, które na podstawie badania z korekcją atenuacji CT zostały zinterpretowane jako artefakty w obrazie, w badaniu wykonanym na brzuchu pozostały nadal widoczne jako obszary niedokrwione (przykład – **Rys. 6.6**).

W pozostałych 14 spośród 30 analizowanych badań wynik badania wysiłkowego stanowił podstawę do wykonania drugiej części badania – scyntygrafii perfuzyjnej serca w spoczynku.

Tabela 6.2 Wyniki korekcji pochłaniania za pomocą zewnętrznego CT i dodatkowej akwizycji w pozycji na brzuchu dla grupy 16 badań, w których ostatecznie nie stwierdzono istotnych zaburzeń perfuzji mięśnia sercowego.

Liczba badań wysiłkowych bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach, w których były widoczne ubytki w danej lokalizacji		Liczba badań, w których obserwowane ubytki perfuzji zredukowano za pomocą:	
		korekcji atenuacji na podstawie CT	dodatkowej akwizycji na brzuchu
Ściana przednia	2	1	1
Ściana przegrodowa	4	4	3
Ściana dolna	15	15	9
Ściana boczna	5	5	3
Koniuszek	3	2	2

Podsumowanie

Korekcja atenuacji oparta na skanach CT okazała się przydatna w identyfikacji artefaktów w ścianach dolnej i bocznej serca, a także przegrodzie międzykomorowej.

Metoda wykorzystująca dodatkową akwizycję z ułożeniem pacjenta na brzuchu okazała się przydatna w ocenie nieprawidłowości perfuzji w ścianie dolnej serca ze względu na redukcję atenuacji przeponowej.

7. Wpływ artefaktów ruchowych na jakość obrazów – badania fantomowe

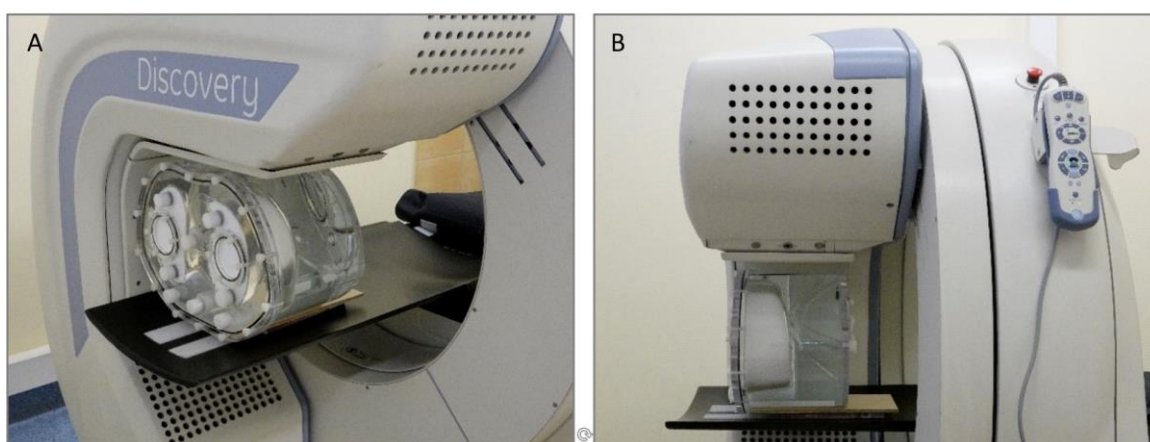
Artefakty ruchowe są czynnikiem mogącym silnie degradować jakość badania. Ich rozpoznanie na etapie analizy obrazów scyntygraficznych ma istotne znaczenie dla wartości diagnostycznej badania. Przeprowadzono symulację różnych przemieszczeń serca w polu widzenia kamery.

7.1. Materiał i metody

Wykonano 31 badań SPECT (**Tabela 7.1**) z wykorzystaniem fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową (**Rys. 7.1**). Aktywność ^{99m}Tc w strukturze odpowiadającej mięśniówce serca w fantomie wynosiła od 0,609 mCi do 0,881 mCi. Uzyskana częstość zliczeń wynosząca od 3,1 kcts/s do 4,7 kcts/s odpowiadała warunkom klinicznym. Nie symulowano ubytków w gromadzeniu izotopu w sercu ani aktywności pozasercowej – wypełnienie fantomu oraz wątroby stanowiła czysta woda.

Tabela 7.1 Liczba wykonanych badań SPECT fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową w celu zasymulowania artefaktów ruchowych oraz liczba badań referencyjnych dla danego rodzaju przemieszczeń.

Rodzaj przemieszczenia fantomu	Liczba akwizycji z symulowanym artefaktem ruchowym	Liczba badań referencyjnych (bez przesunięć)
Przesunięcia w osi <i>x</i>	6	1
Przesunięcia w osi <i>y</i>	6	3
Przesunięcia w osi <i>z</i>	6	1
Rotacje w prawo	4	4
<i>Suma</i>	22	9



Rys. 7.1 A) Ułożenie fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową na stole skanera Discovery NM 530c podczas akwizycji; **B)** Widok z boku. Ze względu na konstrukcję fantomu pod fantom była podłożona podkładka o grubości nieco większej niż szerokość kołnierza

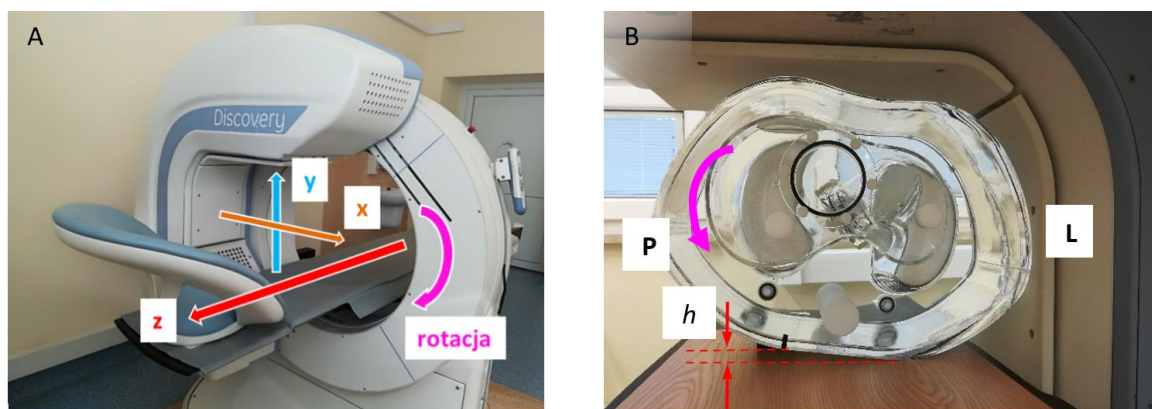
Wykonano również 1 badanie CT fantomu w celu uzyskania informacji na temat pochłaniania promieniowania jonizującego o energii 140 keV w fantomie antropomorficznym.

Badania fantomowe SPECT z włączoną opcją zapisu danych w trybie *list mode* wykonano na skanerze kardiologicznym GE Discovery NM 530c. Zastosowano standardowy protokół kliniczny do badań wysiłkowych perfuzji mięśnia sercowego, z wyłączoną opcją bramkowania sygnałem EKG (**Dodatek II A**). Czas akwizycji wynosił 5 min. Badanie CT fantomu wykonano na gammakamerze hybrydowej GE Infinia VCHWK4 z tomografem rentgenowskim 4-rzędowym.

Wykorzystano następujące oprogramowanie na stacji roboczej Xeleris 3.1:

- Myovation – do przeprowadzania kontroli jakości obrazowania i opracowania badań scyntygraficznych, m.in. generowania map polarnych serca z procentowymi wartościami perfuzji oraz przekrojów w osiach serca,
- Lister – w celu reformatowania danych zebranych w trybie *list mode* do 20-sekundowych projekcji,
- MDC for Alcyone (ang. *Motion Detection and Correction for Alcyone*) – do weryfikacji rzeczywistych wartości przesunięć fantomu w 3 kierunkach i automatycznej korekcji ruchu.

Artefakty ruchowe symulowane były poprzez wykonanie przesunięcia lub rotacji fantomu w chwili rozpoczęcia czwartej minuty akwizycji. Po przemieszczeniu fantom pozostawał w nowym położeniu do końca trwania badania. Wykonano kolejne akwizycje, w trakcie których przesuwano fantom o odpowiednio 10 mm, 15 mm i 20 mm wzdłuż każdej z osi x , y i z zgodnie z orientacją przedstawioną na **Rys. 7.2 A**. Rotację fantomu w prawo zrealizowano poprzez opuszczenie fantomu z jednej strony o wysokość 5 mm, 10 mm, 15 mm i 20 mm (**Rys. 7.2 B**).



Rys. 7.2 A) Orientacja osi w układzie współrzędnych skanera i przyjęty kierunek rotacji fantomu; **B)** Ułożenie fantomu w obszarze pola widzenia detektorów skanera Discovery NM 530c pozwalające na symulację rotacji w czasie akwizycji. Położenie początkowe fantomu opisywane jest poprzez wysokość h klinu, który podpira prawy bok fantomu. Rotację realizowano poprzez usunięcie klinu na początku czwartej minuty akwizycji. Litery L i P oznaczają odpowiednio lewą i prawą stronę fantomu (pacjenta)

Precyzyjne i szybkie przesunięcie fantomu (o wadze 17,45 kg) w czasie akwizycji było możliwe dzięki zastosowaniu odpowiednich plastikowych rolek. Fantom znajdował się na drewnianej cienkiej płycie, pod którą umieszczono rolki. Układ znajdował się na stole skanera. System rolek wykorzystano do przesunięć fantomu zarówno w osi z , jak i x . Przesunięcie fantomu w osi y odbywało się poprzez usunięcie spod fantomu podkładki o grubości odpowiadającej pożądanej wartości przesunięcia. Rotację fantomu zrealizowano z wykorzystaniem drewnianych klinów o wysokości 5 mm, 10 mm, 15 mm i 20 mm (**Rys. 7.2 B**).

Dla każdego typu i wartości przesunięcia wykonywano po 2 akwizycje w celu oceny dokładności zastosowanej metody przemieszczenia fantomu, a tym samym powtarzalności obserwowanych artefaktów na obrazie. Akwizycje podczas których symulowano artefakty wynikające z rotacji, przeprowadzane były bez powtórzeń. Każdorazowo, przed wykonywaniem danej serii badań, wykonana była akwizycja, podczas której fantom pozostawał nieruchomo. Badania te pełniły rolę referencyjnych dla danego typu przemieszczeń. Wykonano po 1 badaniu referencyjnym dla przesunięć w osi x i z . W przypadku przesunięć w osi y oraz rotacji wykonano więcej badań referencyjnych (**Tabela 7.1**), ponieważ początkowe położenie fantomu było inne dla każdej z wartości symulowanych przemieszczeń.

W przypadku badań referencyjnych obrazy scyntygraficzne poddano korekcji atenuacji CT w celu wykazania, że obserwowane na mapach biegunowych i przekrojach ubytki perfuzji wynikają z pochłaniania promieniowania w fantomie.

Natomiast do oceny i porównania artefaktów ruchowych z akwizycjami referencyjnymi wykorzystano obrazy bez korekcji pochłaniania promieniowania.

Wszystkie badania, podczas których dokonywano przesunięć bądź rotacji fantomu, poddano automatycznej korekcji ruchu z wykorzystaniem aplikacji MDC for Alcyone.

Danymi wejściowymi dla programu MDC for Alcyone jest seria dynamicznych projekcji tomograficznych. Przyjęto domyślnie ustawiony przez producenta podział akwizycji na projekcje o czasie trwania 20 s. Taki czas trwania pojedynczej projekcji (20 s) jest odpowiedni do detekcji przesunięć pacjenta. Zastosowana metoda detekcji polega na lokalizacji i śledzeniu „środka masy” intensywności pikseli (liczby zliczeń) na dynamicznych projekcjach. Analiza zmiany położenia „środka masy” w funkcji czasu jest przeprowadzana dla projekcji z pięciu centralnie położonych detektorów. Dla każdego 20-sekundowego przedziału czasowego określone są współrzędne x , y i z „środka masy” fantomu mięśnia sercowego, przy czym program MDC for Alcyone przyjmuje, że w pierwszej projekcji współrzędne „środka masy” wynoszą $x = 0$, $y = 0$ i $z = 0$. To oznacza, że każdy ruch jest wyznaczany względem początkowego położenia obiektu. Czasy projekcji o takich samych przesunięciach są przez program sumowane w przedziały czasowe. Maksymalna liczba przedziałów o określonej kombinacji współrzędnych przesunięć x , y i z , którą MDC for Alcyone akceptuje w celu przeprowadzenia korekcji ruchu, wynosi 7. W przypadku wygenerowania większej liczby przedziałów należy wybrać i odrzucić te o najkrótszym czasie trwania, by dane z tych przedziałów, które nie mogą zostać skorygowane, nie wpływały negatywnie na jakość badania po korekcji.

Korekcja ruchu miała na celu uzyskanie badania równoważnego badaniu referencyjnemu dla danego typu przemieszczenia. Skuteczność zastosowanej metody korekcji zweryfikowano, porównując mapy biegunowe z badań skorygowanych i odpowiadających im badań referencyjnych. Badania po korekcji ruchu można było uznać za równoważne badaniom referencyjnym, jeżeli:

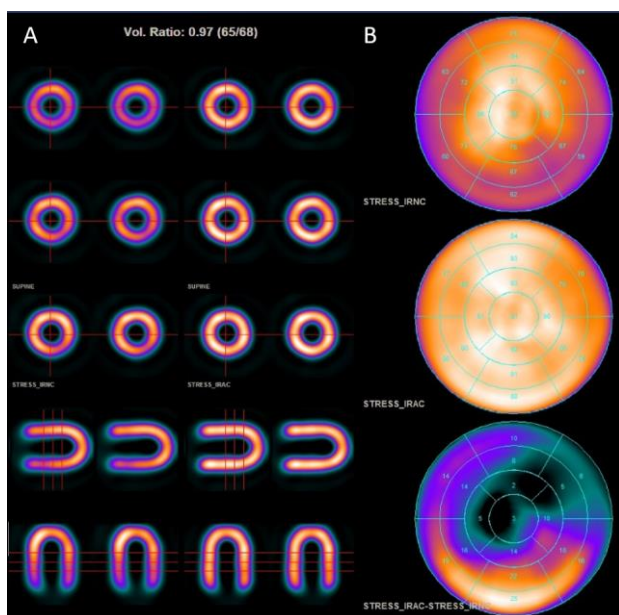
- w ocenie wizualnej wyeliminowany został artefakt związany z przemieszczeniem fantomu w czasie akwizycji,
- różnice w wartościach perfuzji, analizowane oddzielnie dla poszczególnych segmentów serca w badaniu po korekcji ruchu i w badaniu referencyjnym, nie przekraczały 5% (Berman i in., 2004; van Dijk i in., 2018).

7.2. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną wykonano za pomocą oprogramowania StatSoft STATISTICA 12. Do zbadania zależności między zmiennymi wyrażonymi w skali interwałowej wykorzystano współczynniki korelacji Pearsona.

7.3. Wyniki i podsumowanie

W badaniach referencyjnych (tj. bez artefaktów ruchowych) bez korekcji pochłaniania promieniowania uwidoczniło zmniejszenie perfuzji głównie w segmentach środkowym i przypodstawnym dolnym, środkowym i przypodstawnym dolno-bocznym oraz przypodstawnym dolno-przegrodowym. W badaniach po korekcji atenuacji CT uzyskano normalizację perfuzji (powyżej 70%) we wszystkich segmentach o obniżonej wartości wychwytu (**Rys. 7.3**). Wynika z tego, że ubytki perfuzji obserwowane w badaniach bez korekcji atenuacji zarówno na przekrojach serca, jak i na mapach biegunowych spowodowane są pochłanianiem promieniowania w elementach fantomu. Badania z fantomem antropomorficznym z wkładką sercową odzwierciedlają zatem rzeczywiste warunki badania serca u standardowego pacjenta.



Rys. 7.3 A) Wybrane przekroje w osi krótkiej i osiach długich serca w badaniu referencyjnym z sercem umiejscowionym w centrum pola widzenia detektorów skanera, bez korekcji pochłaniania (STRESS_IRNC) oraz w badaniu z korekcją (STRESS_IRAC); **B)** mapa biegunowa w badaniu STRESS_IRNC (górze), w badaniu STRESS_IRAC (środek) oraz mapa różnicowa (dół)

Artefakty ruchowe w obrazie symulowano poprzez mechaniczne przesunięcia bądź rotacje fantomu. **Tabela 7.2** przedstawia zaplanowane i uzyskane wartości przesunięć fantomu w osiach x , y i z dla poszczególnych akwizycji. W przypadku rotacji podana jest wysokość klina podpierającego fantom. Program do detekcji i korekcji ruchu MDC for Alcyone pozwala na wygenerowanie raportów informujących o wartościach przesunięć i przedziałach czasowych, w których te przesunięcia zostały zarejestrowane. We wszystkich akwizycjach całkowity czas, w którym fantom był rejestrowany w nowym położeniu, wynosił 100 s.

Ze względu na to, że wielkość matrycy obrazowej wynosi 4 mm, program raportuje przesunięcia będące wielokrotnościami czwórki: ± 4 mm; ± 8 mm; ± 12 mm; ± 16 mm; ± 20 mm; ± 24 mm itd. Stąd precyzyjne przesunięcie przez operatora fantomu o 15 mm zostanie wykazane jako przesunięcie o 12 mm i 16 mm w danej osi z odpowiednimi przedziałami czasowymi, co pokazuje **Tabela 7.2**.

Na podstawie tych danych dla każdej akwizycji wyznaczono średnie ważone wartości przesunięć \bar{x} , \bar{y} , \bar{z} , gdzie wagą danego przesunięcia był czas jego rejestracji (**Tabela 7.2**). Tak wyznaczone średnie ważone w przypadku prostych przesunięć w osiach x , y i z były miarą rzeczywistego przesunięcia fantomu przez operatora.

Współczynniki korelacji liniowej pomiędzy wartościami przesunięć realizowanymi przez operatora w eksperymencie a przesunięciami zarejestrowanymi przez program wynosiły: 0,9898 (oś x), 0,9807 (oś y) i 0,9945 (oś z); $p < 0,001$, **Rys. 7.4**. Wskazują one na bardzo dużą zgodność rzeczywistych wartości przesunięć fantomu w eksperymencie (\bar{x} , \bar{y} , \bar{z}) z wartościami zaplanowanymi (10 mm, 15 mm i 20 mm) dla danego kierunku przemieszczenia.

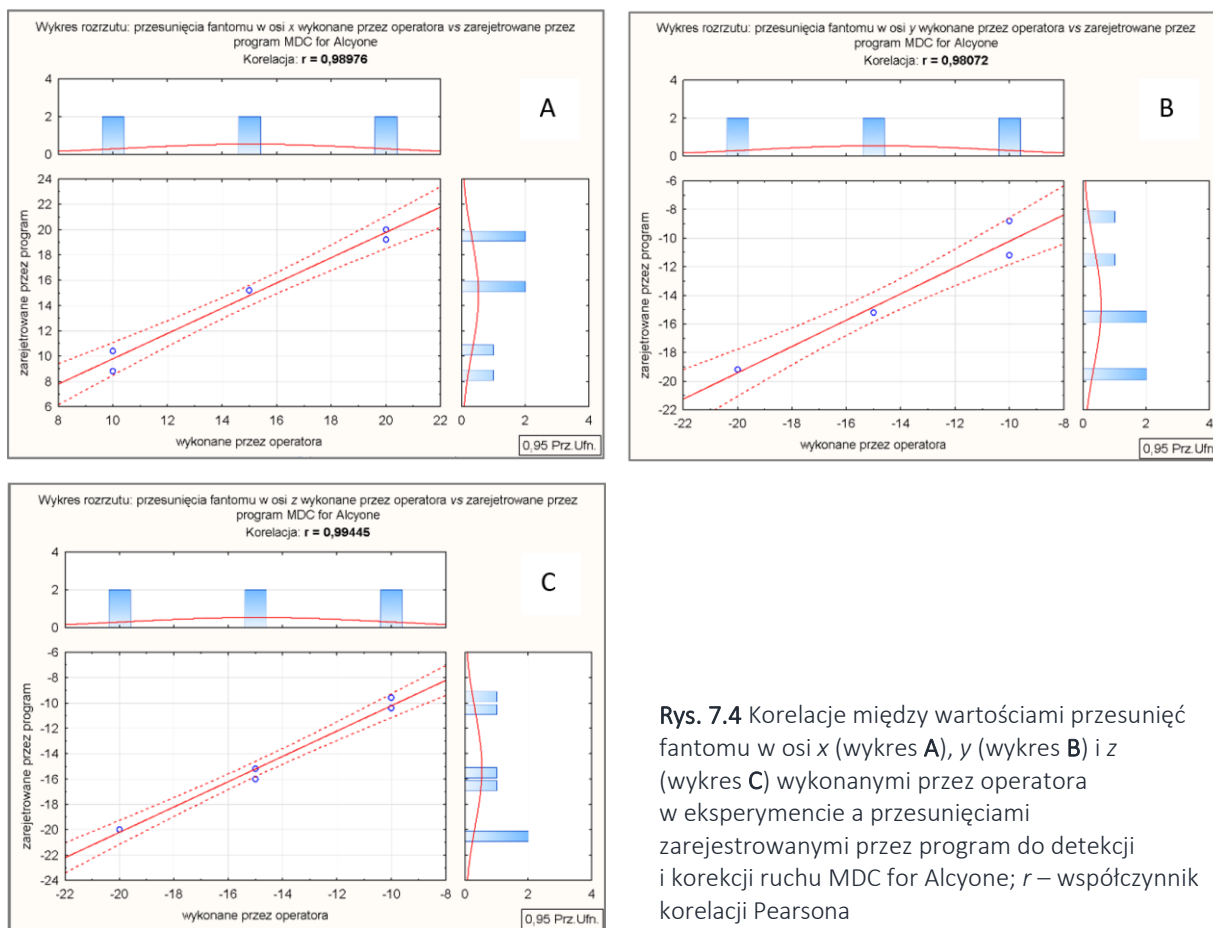
Dla przesunięć większych niż 10 mm w osi y zwracają uwagę niezerowe wartości przesunięć w osi x i z dla kilku przedziałów czasowych (**Tabela 7.2**). Wynikają one z dużo trudniejszego w realizacji precyzyjnego przesunięcia fantomu w kierunku góra–dół w trakcie akwizycji. Wykazane w programie MDC for Alcyone przesunięcia w osi x i z nie przekraczają jednak wielkości 1 piksela i nie zniekształcają wzoru artefaktu dla przesunięć w osi y .

W przypadku rotacji fantomu analiza wygenerowanego przez program raportu dostarcza jedynie informacji o zwiększaniu wartości przemieszczenia fantomu w kolejnych akwizycjach. Rotacje były odnotowywane przez program jako przesunięcia w osi x (od 8 mm do 28 mm) i w przypadku $h = 20$ mm także jako niewielkie – rzędu 1 piksela – przesunięcie w osi y . Na podstawie danych z **Tabela 7.2** widać, że przesunięcia w osi x o 15 mm i rotacje, gdy $h = 10$ mm, program identyfikuje jako tożsame. Jednakże rotacja fantomu serca w rzeczywistości nie jest równoznaczna z prostym przesunięciem w osi x , co potwierdza analiza wizualna artefaktów na mapach biegunowych. Co prawda artefakty na mapach polarnych powstałe dla wspomnianych przesunięć i rotacji co do kształtu wydają się podobne, jednak występują różnice, szczególnie widoczne w segmentach dolno-przegrodowych (**Rys. 7.7** i **Rys. 7.8**, kolumny B i C).

Tabela 7.2 Zaplanowane rodzaje przesunięć i rotacji fantomu w eksperymencie i rzeczywiste wartości przemieszczeń (uzyskane na podstawie raportu z programu MDC for Alcyone).

Rodzaj przemieszczenia	Zaplanowana wartość przemieszczenia fantomu przez eksperymentatora	Wartości przesunięć zareportowanych przez aplikację MDC for Alcyone i przedziały czasowe, w których program odnotował przesunięcia	Średnie ważone wartości przesunięć obliczone na podstawie raportu z programu MDC for Alcyone
przesunięcie w osi x	(+) 10 mm	Akwizycja 1 (x8, y0, z0); t = 80 s (x12, y0, z0); t = 20 s Akwizycja 2 (x12, y0, z0); t = 60 s (x8, y0, z0); t = 40 s	$\bar{x} = 8,8$ mm (akwizycja 1) $\bar{x} = 10,4$ mm (akwizycja 2) $\bar{y} = 0$ (akwizycja 1 i 2) $\bar{z} = 0$ (akwizycja 1 i 2)
	(+) 15 mm	Akwizycja 1 (x16, y0, z0); t = 80 s (x12, y0, z0); t = 20 s Akwizycja 2 (x16, y0, z0); t = 80 s (x12, y0, z0); t = 20 s	$\bar{x} = 15,2$ mm (akwizycja 1 i 2) $\bar{y} = 0$ (akwizycja 1 i 2) $\bar{z} = 0$ (akwizycja 1 i 2)
	(+) 20 mm	Akwizycja 1 (x20, y0, z0); t = 80 s (x16, y0, z0); t = 20 s Akwizycja 2 (x20, y0, z0); t = 100 s	$\bar{x} = 19,2$ mm (akwizycja 1) $\bar{x} = 20,0$ mm (akwizycja 2) $\bar{y} = 0$ (akwizycja 1 i 2) $\bar{z} = 0$ (akwizycja 1 i 2)
przesunięcie w osi y	(-) 10 mm	Akwizycja 1 (x0, y-12, z0); t = 80 s (x0, y-8, z0); t = 20 s Akwizycja 2 (x0, y-8, z0); t = 80 s (x0, y-12, z0); t = 20 s	$\bar{y} = -11,2$ mm (akwizycja 1) $\bar{y} = -8,8$ mm (akwizycja 2) $\bar{x} = 0$ (akwizycja 1 i 2) $\bar{z} = 0$ (akwizycja 1 i 2)
	(-) 15 mm	Akwizycja 1 (x0, y-16, z0); t = 60 s (x0, y-12, z0); t = 20 s (x0, y-16, z4); t = 20 s (Akwizycja 2 (x0, y-16, z0); t = 60 s (x0, y-12, z0); t = 20 s (x0, y-16, z4); t = 20 s	$\bar{y} = -15,2$ mm (akwizycja 1 i 2) $\bar{x} = 0$ (akwizycja 1 i 2) $\bar{z} = 0,8$ mm (akwizycja 1 i 2)
	(-) 20 mm	Akwizycja 1 (x-4, y-20, z0); t = 80 s (x-4, y-16, z0); t = 20 s Akwizycja 2 (x-4, y-20, z0); t = 60 s (x0, y-16, z0); t = 20 s (x0, y-20, z0); t = 20 s	$\bar{y} = -19,2$ mm (akwizycja 1 i 2) $\bar{x} = -4$ mm (akwizycja 1) $\bar{x} = -2,4$ mm (akwizycja 2) $\bar{z} = 0$ (akwizycja 1 i 2)

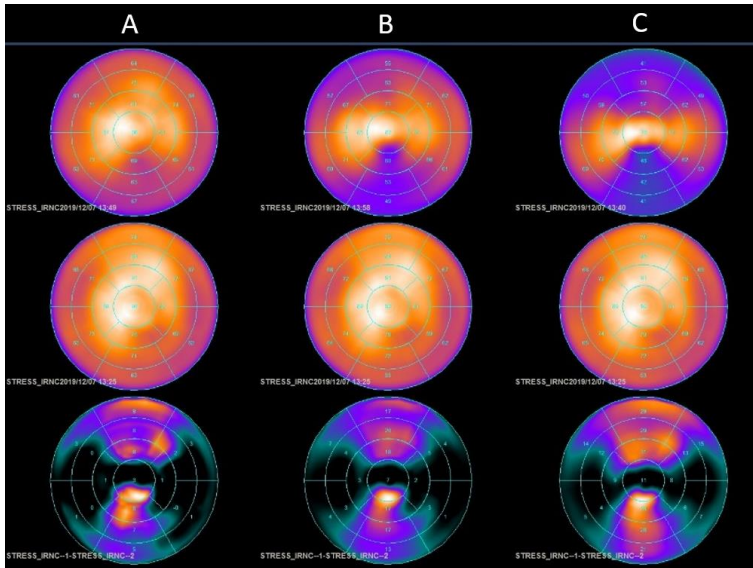
przesunięcie w osi z	(-) 10 mm	Akwizycja 1 (x0, y0, z-8); t = 60 s (x0, y0, z-12); t = 40 s Akwizycja 2 (x0, y0, z-12); t = 60 s (x0, y0, z-8); t = 40 s	$\bar{z} = -9,6$ mm (akwizycja 1) $\bar{z} = -10,4$ mm (akwizycja 2) $\bar{x} = 0$ $\bar{y} = 0$
	(-) 15 mm	Akwizycja 1 (x0, y0, z-16); t = 80 s (x0, y0, z-12); t = 20 s Akwizycja 2 (x0, y0, z-16); t = 100 s	$\bar{z} = -15,2$ mm (akwizycja 1) $\bar{z} = -16,0$ mm (akwizycja 2) $\bar{x} = 0$ $\bar{y} = 0$
	(-) 20 mm	Akwizycja 1 (x0, y0, z-20); t = 100 s Akwizycja 2 (x0, y0, z-20); t = 100 s	$\bar{z} = -20,0$ mm (akwizycja 1 i 2) $\bar{x} = 0$ $\bar{y} = 0$
rotacja w prawo	h = 5 mm	(x8, y0, z0); t = 80 s (x4, y0, z0); t = 20 s	$\bar{x} = 8,8$ mm $\bar{y} = 0$ $\bar{z} = 0$
	h = 10 mm	(x16, y0, z0); t = 80 s (x12, y0, z0); t = 20 s	$\bar{x} = 15,2$ mm $\bar{y} = 0$ $\bar{z} = 0$
	h = 15 mm	(x24, y0, z0); t = 80 s (x20, y0, z0); t = 20 s	$\bar{x} = 23,2$ mm $\bar{y} = 0$ $\bar{z} = 0$
	h = 20 mm	(x28, y-4, z0); t = 60 s (x24, y-4, z0); t = 20 s (x28, y0, z0); t = 20 s	$\bar{x} = 27,2$ mm $\bar{y} = -3,2$ mm $\bar{z} = 0$



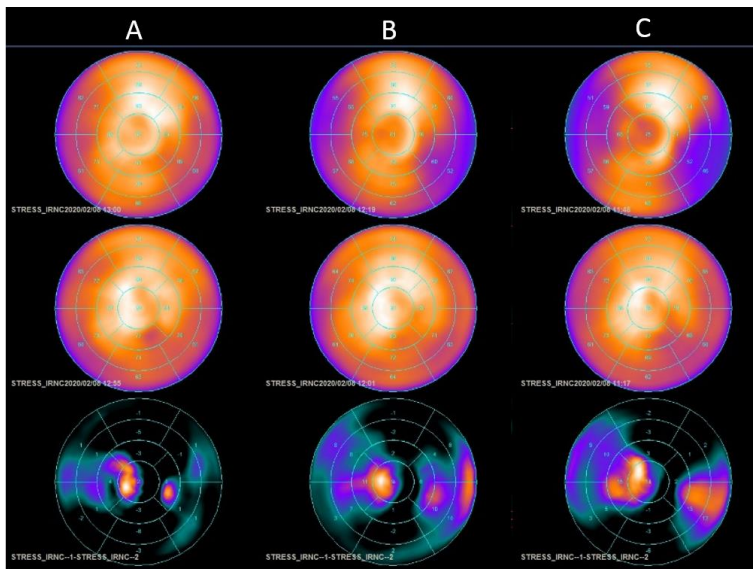
Rys. 7.4 Korelacje między wartościami przesunięć fantomu w osi x (wykres A), y (wykres B) i z (wykres C) wykonanymi przez operatora w eksperymencie a przesunięciami zarejestrowanymi przez program do detekcji i korekcji ruchu MDC for Alcyone; r – współczynnik korelacji Pearsona

Wpływ przesunięć oraz rotacji fantomu w czasie akwizycji na mapę polarną serca z półilościowymi wartościami perfuzji przedstawiają rysunki: **Rys. 7.5**, **Rys. 7.6**, **Rys. 7.7** i **Rys. 7.8**. Obrazy uszeregowano w zależności od rodzaju przesunięcia i stopnia nasilenia efektu.

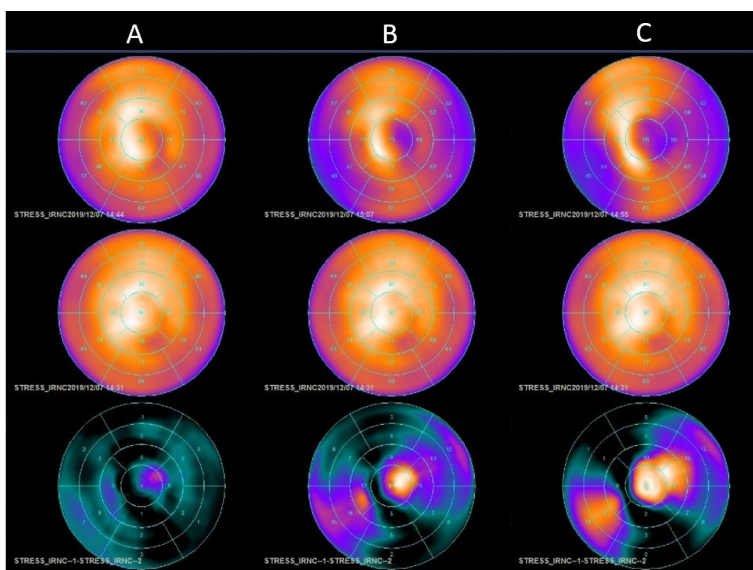
Przesunięcie lub obrót obrazowanego obiektu względem detektorów skanera CZT w czasie akwizycji skutkuje powstaniem artefaktów o charakterystycznym wyglądzie na mapach biegunowych oraz przekrojach (**Rys. 7.5**, **Rys. 7.6**, **Rys. 7.7**, **Rys. 7.8** i **Rys. 7.9**). Widoczne są one jako obszary o obniżonym wysyceniu, które przekładają się na zaburzone wartości półilościowej oceny ukrwienia mięśnia sercowego. Na mapie biegunowej artefakt powstały z przesunięcia fantomu w osi długiej pacjenta przypomina kształtem motyla (**Rys. 7.5**), obszary o zredukowanej wartości wychwytu odpowiadają ścianie przedniej i dolnej serca, co jest widoczne również na przekrojach w osiach SA i VLA (**Rys. 7.9 A**). Przesunięcia w osi y powodują ubytki perfuzji w segmentach dolno-bocznych i przednio-przegrodowych oraz w koniuszku serca (**Rys. 7.6**). Artefakty wynikające z przesunięć w osi x i rotacji fantomu są widoczne jako obszary o obniżonych wartościach perfuzji głównie w koniuszku serca, ale także w segmentach dolno-przegrodowych oraz przednio-bocznych (**Rys. 7.7** i **Rys. 7.8**). Na przekrojach w osiach serca w badaniach z artefaktem ruchowym (**Rys. 7.9**) zwraca dodatkowo uwagę rozmycie i pogorszenie kontrastu w zbiorze krwi lewej komory serca.



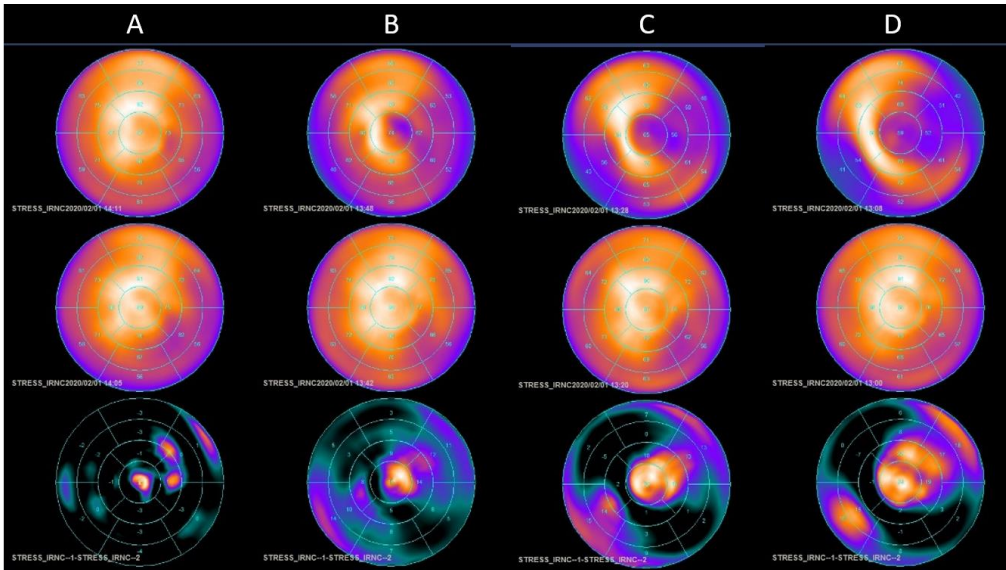
Rys. 7.5 Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi z o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – różnicowa mapa biegunowa



Rys. 7.6 Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi y o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – różnicowa mapa biegunowa

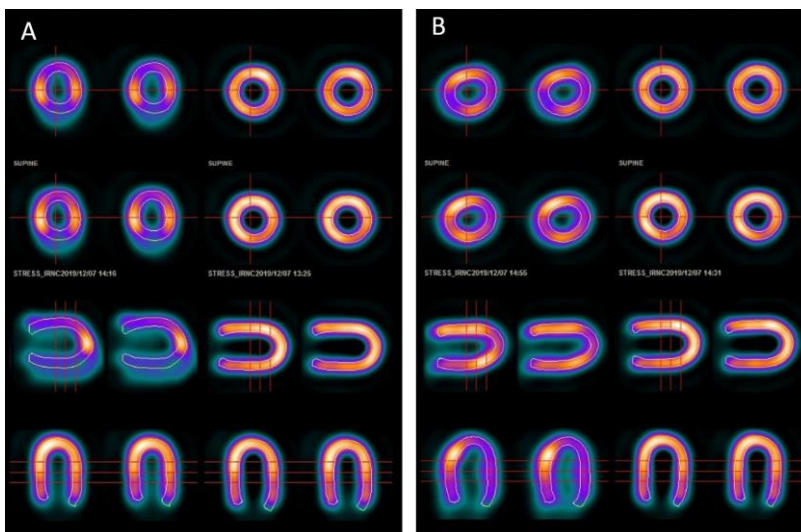


Rys. 7.7 Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi x o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – mapa różnicowa biegunowa



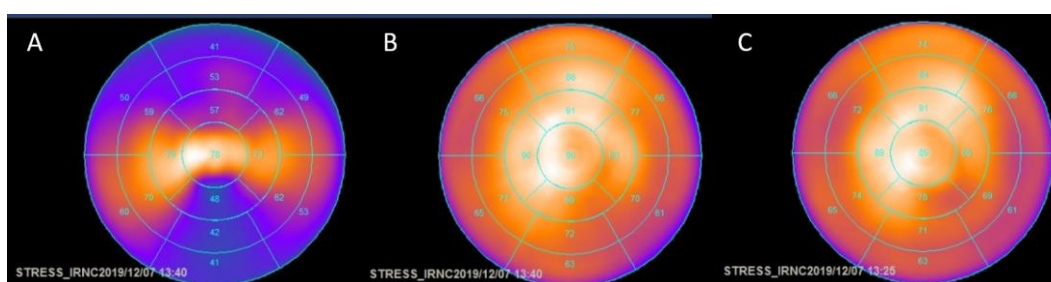
Rys. 7.8 Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane rotacją fantomu w prawo, z opuszczeniem fantomu z prawej strony z wysokości 5 mm (kolumna **A**), 10 mm (kolumna **B**), 15 mm (kolumna **C**), 20 mm (kolumna **D**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – mapa różnicowa biegunowa

Cechą wspólną zobrazowanych artefaktów na mapach biegunowych jest pewna symetria obszarów uwidocznionych jako miejsca zachowanej i zubożonej perfuzji. W pracy pokazano, jak wartość przemieszczenia fantomu wpływa na wielkość efektu, tj. jego wyrazistość, a tym samym rozpoznawalność artefaktu ruchowego. W przypadku rotacji związanej z obniżeniem fantomu z jednej strony o ok. 5 mm lub przesunięcie o wartościach do 10 mm, zwłaszcza w osiach x lub y , artefakt może nie być rozpoznany na mapie biegunowej nawet przy prawidłowej (tj. niespowodowanej atenuacją) perfuzji mięśnia sercowego. Zmniejszenie perfuzji w jakimkolwiek obszarze serca spowodowane rzeczywistymi zaburzeniami ukrwienia dodatkowo wpływa na kształt artefaktu na mapie biegunowej, co w przypadku badań pacjentów może upośledzić rozpoznanie artefaktu nawet przy większych, tj. 15 czy 20 mm, przesunięciach czy rotacjach.



Rys. 7.9 A) Wybrane przekroje w osi krótkiej SA i osiach długich serca VLA i HLA w badaniu referencyjnym (kolumny po prawej stronie) oraz w badaniu z artefaktem ruchowym wynikającym z przesunięcia fantomu w osi z o 20 mm (kolumny po lewej stronie); **B)** Analogiczne przekroje w badaniu z przesunięciem fantomu w osi x o 20 mm i w badaniu referencyjnym

W żadnym z 22 badań po korekcy z wykorzystaniem aplikacji MDC for Alcyone nie zaobserwowano artefaktu ruchowego na mapie biegunowej. Bezpośrednie porównanie w programie Myovation dwóch badań: referencyjnego i po korekcy, pozwoliło na wyznaczenie różnic w procentowych wartościach perfuzji dla każdego segmentu. Maksymalne różnice w wartościach perfuzji wynosiły $\pm 4\%$ (mediana 0, dolny kwartyl -1, górny kwartyl 1). Mimo że metoda korekcy ruchu zastosowana w badaniach z rotacją fantomu nie różniła się od korekcy przesunięć zarejestrowanych w osi x, okazała się ona równie skuteczna jak w badaniach z przesunięciami w osiach x, y i z. Przykładowe badanie przed korekcyą ruchu i po niej przedstawia **Rys. 7.10**. Uzyskane wyniki pozwalają stwierdzić, że badania po korekcy ruchu są równoważne badaniom referencyjnym.



Rys. 7.10 A) Badanie przed korekcyą ruchu, z widocznym na mapie biegunowej artefaktem spowodowanym przesunięciem fantomu w osi z o 20 mm; B) Badanie po korekcy ruchu; C) Badanie referencyjne

Podsumowanie

Artefakty ruchowe powstałe na skutek przesunięć bądź rotacji obrazowanego obiektu w czasie akwizycji przybierają charakterystyczny wygląd na mapach biegunowych i przekrojach serca (np. artefakt powstały w wyniku przesunięcia w osi długiej pacjenta przypomina kształtem motyla), co może ułatwić rozpoznanie artefaktów na etapie wizualnej oceny i zmniejszyć ryzyko błędnej interpretacji wyniku badania.

Artefakty ruchowe mogą być skutecznie zredukowane za pomocą dedykowanej aplikacji do korekcy ruchu.

8. Weryfikacja parametrów czynnościowych lewej komory serca na podstawie badań fantomowych bramkowanych sygnałem EKG

Ze względu na istotną w diagnostyce kardiologicznej rolę parametrów czynnościowych lewej komory mięśnia sercowego, w tym frakcji wyrzutowej, przeprowadzono porównanie i dokonano analizy uzyskiwanych parametrów objętościowych i wartości frakcji wyrzutowej dla dwóch systemów (gammakamera SPECT i skaner CZT). Uzyskane wartości frakcji wyrzutowej odniesiono do wartości referencyjnych ustalonych dzięki zastosowaniu fantomu dynamicznego serca.

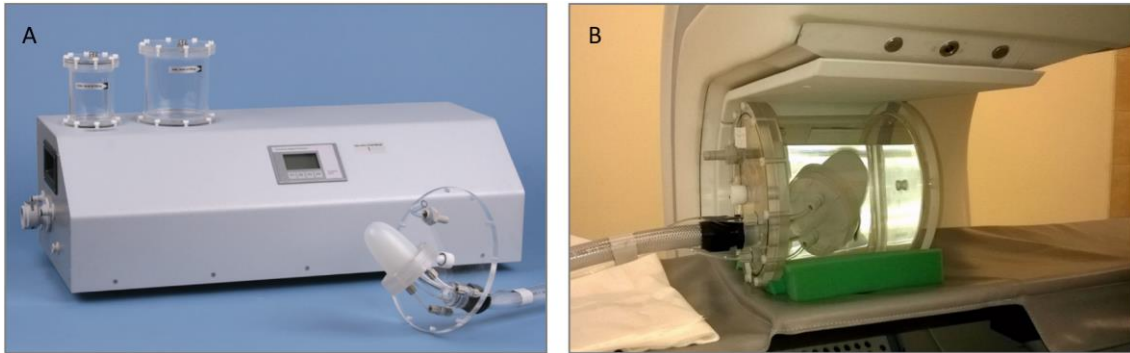
8.1. Materiał i metody

Wykonano 32 badania bramkowane sygnałem EKG (gated SPECT): 26 badań na skanerze Discovery NM 530c i 6 badań na gammakamerze Infinia 3/8" HWK (**Tabela 8.1**) z wykorzystaniem fantomu dynamicznego serca z automatycznym zespołem aplikacyjnym (producent BS Industrieelektronik & Medizintechnik), **Rys. 8.1**. Fantom umożliwiał zarówno wybór wartości frakcji wyrzutowej z zakresu od 45% do 70% ze skokiem co 5%, jak i częstotliwości pompowania z zakresu od 40 bpm do 80 bpm ze skokiem co 10 bpm (ang. *beats per minute*). Powodem przeprowadzenia niekompletnej liczby akwizycji zarówno na skanerze CZT, jak i gammakamerze Infinia (na której zarejestrowano tylko jedną serię badań dla 50 bpm) była awaria fantomu.

Aktywność ^{99m}Tc w fantomie serca wynosiła od 0,32 mCi do 0,46 mCi podczas badań wykonywanych na skanerze CZT oraz od 0,59 mCi do 0,76 mCi w przypadku akwizycji przeprowadzanych na Infinii. Nie symulowano aktywności pozasercowej – wypełnienie fantomu stanowiła czysta woda.

Tabela 8.1 Liczba wykonanych badań bramkowanych SPECT z wykorzystaniem fantomu dynamicznego serca.

Częstotliwość pompowania [bpm]	Liczba wykonanych akwizycji oraz zakres ustawień frakcji wyrzutowej EF	
	Discovery NM 530c	Infinia 3/8" HWK
40	6 (pełny zakres wartości EF)	-
50	6 (pełny zakres wartości EF)	6 (pełny zakres wartości EF)
60	4 (zakres EF od 45% do 60%)	-
70	6 (pełny zakres wartości EF)	-
80	4 (zakres EF od 45% do 60%)	-
<i>Suma</i>	26	6



Rys. 8.1 A) Fantom dynamiczny serca – pompa i zespół sterowania oraz zespół membran wraz z płytą montażową, umożliwiającą mocowanie fantomu serca w fantomie IEC Body lub fantomie klatki piersiowej BSI SPECT (BS Industrieelektronik & Medizintechnik, b.d.); **B)** Ułożenie fantomu na stole skanera Discovery NM 530c podczas akwizycji

Akwizycje przeprowadzono z wykorzystaniem standardowych dwudniowych protokołów klinicznych do badań wysiłkowych perfuzji mięśnia sercowego z włączoną opcją bramkowania sygnałem EKG (**Dodatek II A, Dodatek III**). Zastosowano standardowe parametry rekonstrukcji dla badań wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c (**Dodatek IV**). W przypadku badań wykonywanych na Infinii 3/8" HWK analizę parametrów czynnościowych lewej komory serca przeprowadzono zarówno dla obrazów zrekonstruowanych metodą iteracyjną (ozn. IR) OSEM/MLEM, jak i metodą analityczną FBP (**Dodatek V**). Badania bramkowane SPECT fantomu serca opracowywane były za pomocą dwóch aplikacji: Myovation (GE) oraz QGS (Quantitative Gated SPECT, Cedars-Sinai Medical Center).

Sprawdzono zgodność wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowych EF z rzeczywistymi wartościami EF, tj. ustawionymi za pomocą programatora pracy fantomu.

Dla każdego badania bramkowanego SPECT fantomu wyznaczono również następujące parametry funkcji lewej komory serca: objętość późnorozkurczową EDV (ang. *end-diastolic volume*), objętość późnoskurczową ESV (ang. *end-systolic volume*) oraz objętość wyrzutową SV (ang. *stroke volume*). Wszystkie parametry czynnościowe były wyznaczane za pomocą obydwóch aplikacji.

Sprawdzono, czy wartości parametrów czynnościowych wyznaczone w programach Myovation i QGS różnią się od siebie; analizę przeprowadzono oddzielnie dla badań ze skanera CZT i gammakamery Infinia.

Sprawdzono również korelację między wartościami EF, EDV, ESV i SV wyznaczonymi dla badań ze skanera CZT i z gammakamery Infinia i oceniono rzetelność pomiaru. Analizę przeprowadzono na podstawie jednej tylko serii badań – dla częstotliwości pompowania 50 bpm.

8.2. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną wykonano z wykorzystaniem oprogramowania StatSoft STATISTICA 12 oraz pakietu Real Statistics Resource Pack dla programu Excel 2019.

Analizę zgodności wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowych EF z wartościami rzeczywistymi EF (wartości referencyjne) przeprowadzono za pomocą współczynnika zgodności korelacyjnej Lina (Lin's CCC) oraz na podstawie wykresów Blanda–Altmana. Wartości współczynnika Lin's CCC interpretowano zgodnie z kryterium wprowadzonym przez McBride (2005): wartości poniżej 0,9 – zgodność słaba; wartości z przedziału $<0,9-0,95$ – zgodność umiarkowana, wartości z przedziału $<0,95-0,99$ – zgodność wysoka, wartości powyżej 0,99 – zgodność korelacyjna niemal idealna.

W celu sprawdzenia istotności różnic między wartościami EF, EDV, ESV i SV wyznaczonymi dla danego urządzenia za pomocą dwóch różnych aplikacji posłużono się testem t-Studenta (w przypadku normalności rozkładu różnic) lub testem Wilcoxon. Do zbadania normalności rozkładu wykorzystano test W Shapiro–Wilka. W przypadku wystąpienia istotnych różnic pomiędzy średnimi (test t-Studenta) lub medianami (test Wilcoxon) wyznaczono wielkość efektu odpowiednio za pomocą d Cohena lub rangowego współczynnika korelacji dwuseryjnej r_c dla par dopasowanych. W pracy przyjęto interpretację d Cohena zaproponowaną przez Fritz i in. (2012): (0,2 – efekt słaby; 0,5 – efekt przeciętny; 0,8 – efekt duży) oraz współczynnika r_c (0,1 – efekt mały; 0,3 – efekt przeciętny; 0,5 – efekt duży).

Korelację między wartościami EF, EDV, ESV i SV dla badań ze skanera CZT i Infini wyznaczono za pomocą współczynników korelacji Pearsona i Spearmana, a rzetelność pomiaru oceniono za pomocą współczynnika korelacji wewnątrzklasowej spójności ICC (Moczko, 2013). Przyjęto zaproponowaną przez Koo, Li (2016) interpretację współczynnika ICC: wartości $< 0,5$ – rzetelność pomiaru słaba; od 0,5 do 0,75 – umiarkowana, od 0,75 do 0,9 – dobra, wartości $> 0,9$ – rzetelność znakomita.

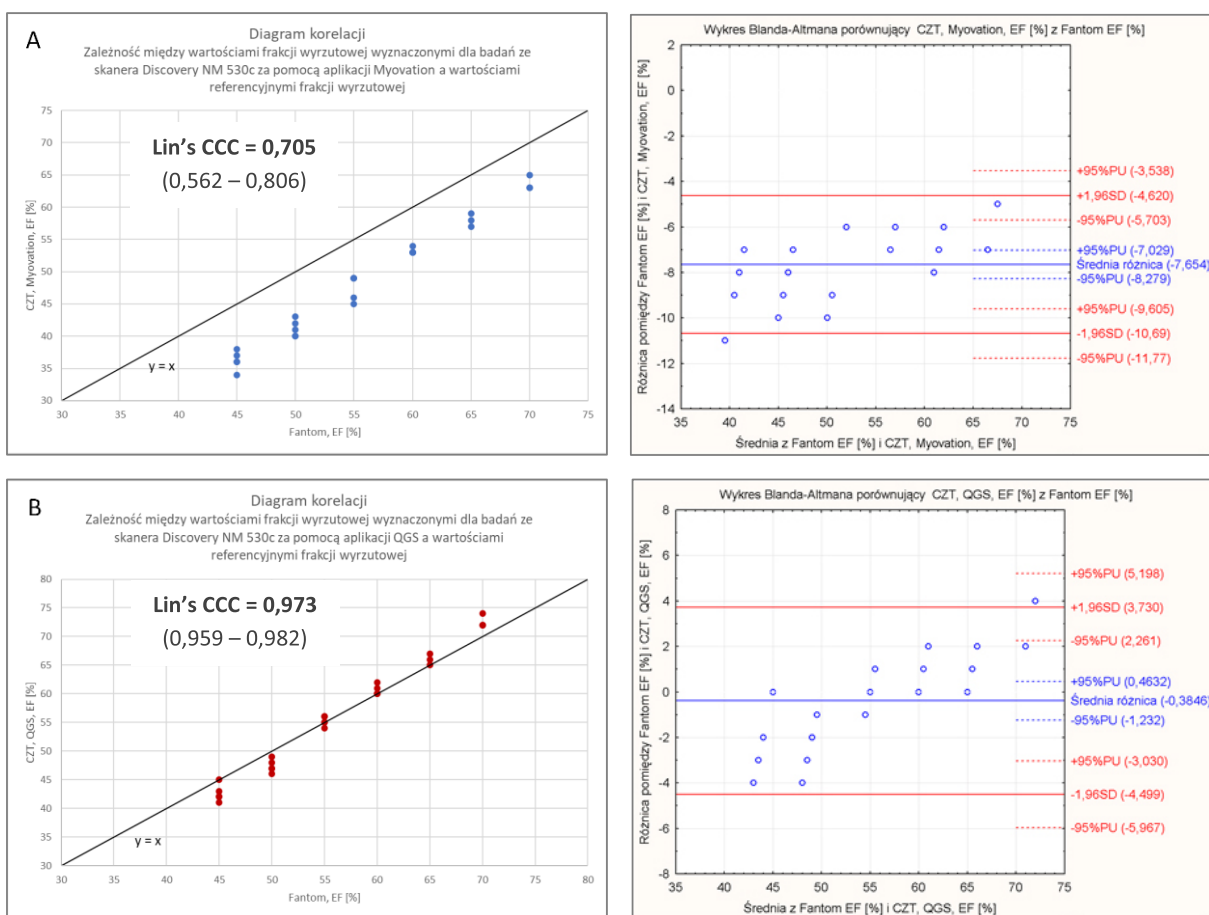
W pracy przyjęto następującą interpretację wartości współczynnika korelacji Pearsona lub Spearmana: powyżej 0,9 – korelacja bardzo silna; od 0,7 do 0,9 – silna; od 0,5 do 0,7 – umiarkowana; od 0,3 do 0,5 – słaba; poniżej 0,3 – nieistotna (Hinkle i in., 2003).

W każdym teście statystycznym przyjęto poziom istotności statystycznej równy 5% ($p = 0,05$).

8.3. Wyniki i podsumowanie

Analiza zgodności wyznaczonych wartości EF z wartościami rzeczywistymi EF

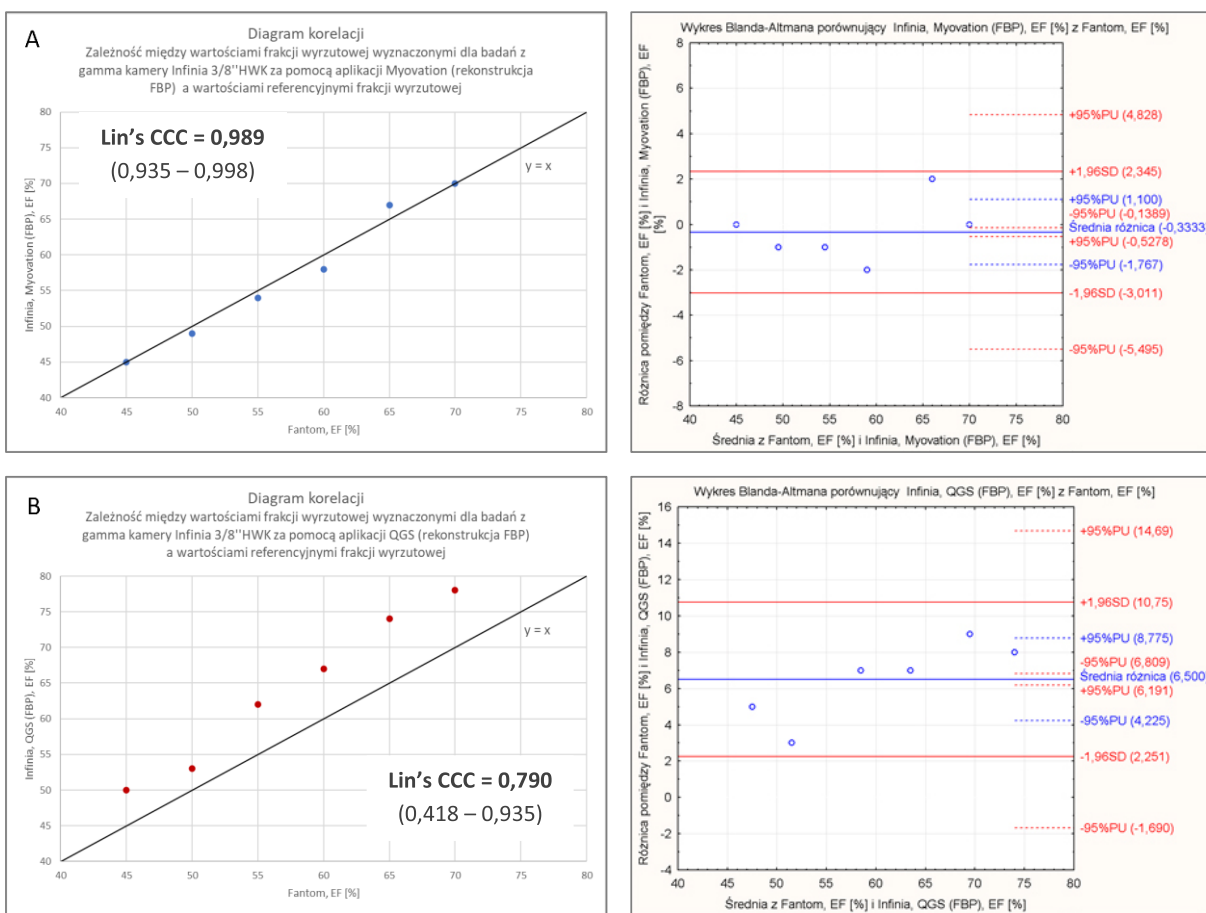
Dla badań ze skanera Discovery NM 530c uzyskana wartość współczynnika Lin's CCC = 0,705 oraz 95% PU: 0,562–0,806 wykazały *slabą* zgodność wartości frakcji wyrzutowej EF wyznaczonej za pomocą programu Myovation z wartościami referencyjnymi EF (**Rys. 8.2 A**). Jak pokazują diagram korelacji i wykres Blanda–Altmana, wartości EF wyznaczone w Myovation były niższe niż wartości rzeczywiste EF ustawione dla fantomu (średnio o 7,65%). Natomiast wartości EF wyznaczone za pomocą programu QGS były *wysoce* zgodne z wartościami referencyjnymi EF: Lin's CCC = 0,973 (0,959–0,982), przy czym dla wartości referencyjnych EF > 55% program QGS nieznacznie zawyżał wartości rzeczywiste EF, a dla EF < 55% je zaniżał (**Rys. 8.2 B**). Średnia różnica między wartościami referencyjnymi EF i wartościami EF wyznaczonymi w programie QGS była mniejsza niż 0,4%, a rozpiętość przedziału zgodności wynosiła 8,23%.



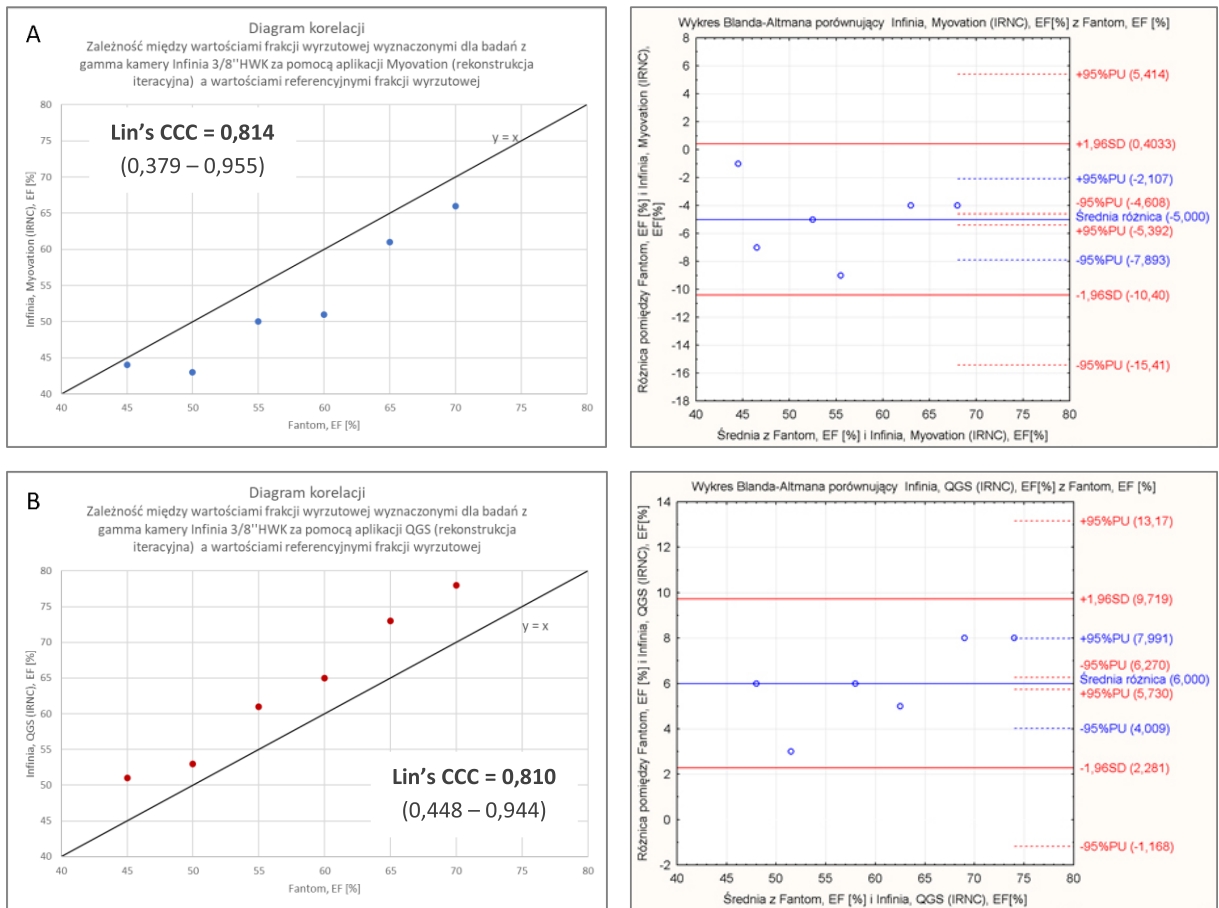
Rys. 8.2 Diagram korelacji między wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań ze skanera Discovery NM 530c (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres **A**) oraz w programie QGS (wykres **B**)

Analiza badań bramkowanych fantomu serca wykonanych na gammakamerze Infinia 3/8" HWK wykazała, że wartości EF wyznaczone za pomocą programu Myovation (i przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP) były *wysoce* zgodne z wartościami referencyjnymi EF (średnia różnica wynosiła 0,33%, a rozpiętość przedziału zgodności była równa 5,36%), **Rys. 8.3 A**. Obrazuje to dobrze zarówno rozrzut wartości EF na diagramie korelacji i na wykresie Blanda–Altmana, jak i wartość Lin’s CCC = 0,989. Zakres 95% PU wskazuje na możliwość szerszej interpretacji zgodności korelacyjnej – od *umiarkowanej* (0,935) do niemal *perfekcyjnej* (0,998).

We wszystkich pozostałych przypadkach (QGS/rekonstrukcja FBP, Myovation/rekonstrukcja IR oraz QGS/rekonstrukcja IR) uzyskana zgodność była *słaba* – Lin’s CCC wyniósł odpowiednio 0,790; 0,814 i 0,810 (**Rys. 8.3 B** i **Rys. 8.4**). Zwracają uwagę szerokie zakresy 95% przedziałów ufności wskazujące na brak możliwości jednoznacznej interpretacji uzyskanych wartości liczbowych współczynników zgodności korelacyjnej Lina.



Rys. 8.3 Diagram korelacji pomiędzy wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres A) oraz w programie QGS (wykres B)



Rys. 8.4 Diagram korelacji między wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu rekonstrukcji iteracyjnej (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres A) oraz w programie QGS (wykres B)

Porównanie wartości EF, EDV, ESV i SV uzyskanych w wyniku opracowywania badań za pomocą dwóch różnych aplikacji kardiologicznych

Średnie wartości EF wyznaczone w programie QGS były istotnie wyższe niż w Myovation, zarówno dla badań ze skanera CZT, jak i gammakamery Infinia (**Tabela 8.2**). Natomiast uzyskane wartości *d* Cohena wskazują, że efekt jest *duży* w przypadku badań z konwencjonalnej gammakamery i przy zastosowaniu rekonstrukcji iteracyjnej, w pozostałych przypadkach wielkość efektu była *przeciętna* (**Tabela 8.2**).

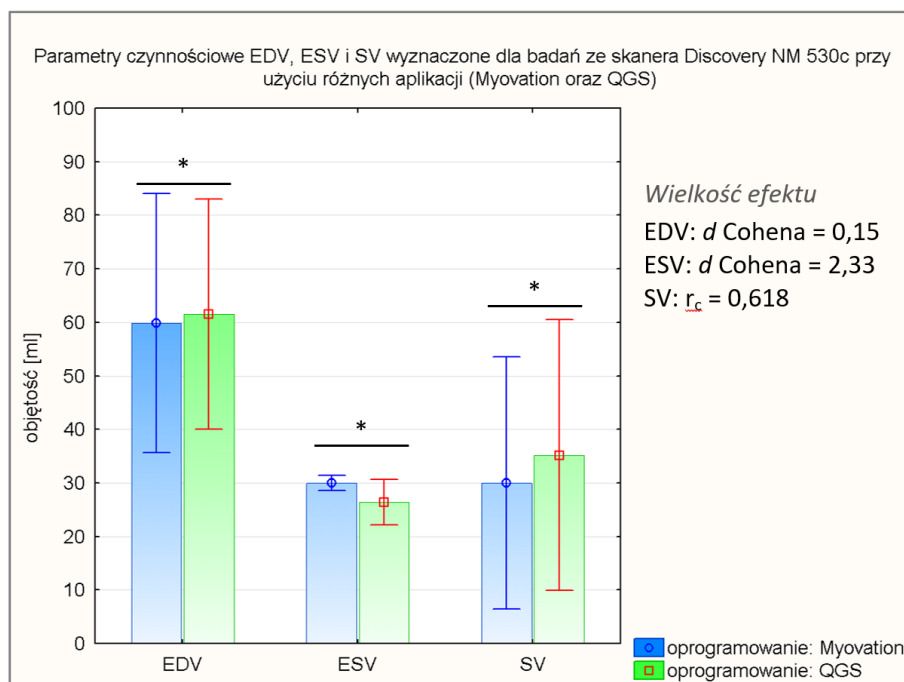
Tabela 8.2 Średnie wartości frakcji wyrzutowej wyznaczone za pomocą dwóch aplikacji dla badań wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i gammakamerze Infinia 3/8" HWK oraz wartości i interpretacja współczynnika *d* Cohena.

Discovery NM 530 c ^a		Infinia 3/8" HWK ^b			
Myovation, EF [%]	QGS, EF [%]	Myovation (FBP), EF [%]	QGS (FBP), EF [%]	Myovation (IR), EF [%]	QGS (IR), EF [%]
48,31	55,58	57,17	64,00	52,50	63,50
$p < 0,05$		$p < 0,05$		$p < 0,05$	
<i>d</i> Cohena = 0,77 (efekt <i>przeciętny</i>)		<i>d</i> Cohena = 0,71 (efekt <i>przeciętny</i>)		<i>d</i> Cohena = 1,20 (efekt <i>duży</i>)	

^a średnia wartość frakcji wyrzutowej dla fantomu serca wynosiła 55,96%

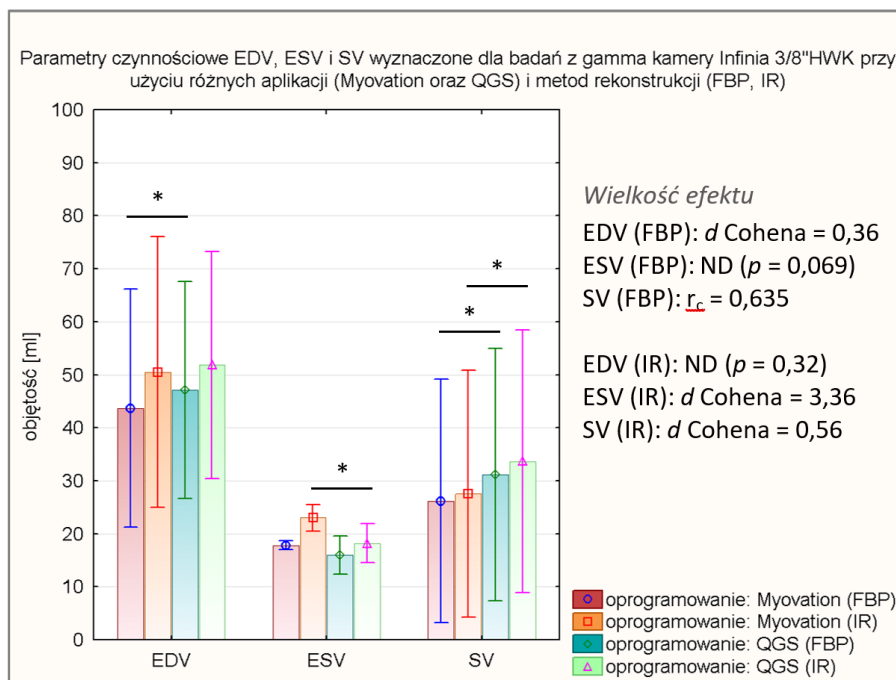
^b średnia wartość frakcji wyrzutowej dla fantomu serca wynosiła 57,50%

W przypadku akwizycji wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c średnia wartość EDV dla badań opracowywanych w QGS była większa niż w Myovation ($p < 0,05$), jednakże *d* Cohena = 0,15 wskazuje, że efekt jest pomijalnie mały. Średnia wartość ESV była istotnie większa dla badań opracowywanych w Myovation (efekt *duży*), a średnia wartość SV była z kolei istotnie większa dla badań opracowywanych w QGS (efekt *duży*) (**Rys. 8.5**).



Rys. 8.5 Porównanie parametrów czynnościowych lewej komory serca EDV, ESV i SV wyznaczonych dla badań ze skanera Discovery NM 530c przy zastosowaniu programów Myovation i QGS, wraz z analizą wielkości efektu (*d* Cohena i r_c). Za pomocą gwiazdki oznaczono istotność statystyczną

Dla badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK średnie wartości EDV przy zastosowaniu programu QGS były również większe niż w przypadku Myovation, przy czym istotność statystyczną wykazano tylko przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP (wielkość efektu była *przeciętna*). Podobnie jak w przypadku akwizycji wykonanych na skanerze CZT średnie wartości ESV były większe dla badań opracowywanych w Myovation (różnica istotna statystycznie dla rekonstrukcji IR – efekt *duży*), a średnie wartości SV były większe dla badań opracowywanych w QGS (efekt *duży* i efekt *przeciętny* odpowiednio dla rekonstrukcji FBP i IR) (**Rys. 8.6**).



Rys. 8.6 Porównanie parametrów czynnościowych lewej komory serca EDV, ESV i SV wyznaczonych dla badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu programów Myovation i QGS oraz różnych metod rekonstrukcji obrazu, wraz z analizą wielkości efektu (d Cohena i r_c). Za pomocą gwiazdki oznaczono istotność statystyczną

Analiza korelacji pomiędzy wartościami EF, EDV, ESV i SV wyznaczonymi dla badań ze skanera CZT i konwencjonalnej gammakamery wraz z oceną rzetelności pomiaru

Otrzymane wartości współczynników korelacji liniowej i monotonicznej wskazują na *bardzo silną* zależność pomiędzy wartościami frakcji wyrzutowej zarówno w przypadku rekonstrukcji obrazów z Infinii metodą FBP (r Pearsona = 0,993; R Spearmana = 0,998; $p < 0,05$), jak i metodą iteracyjną (r Pearsona = 0,956; R Spearmana = 0,947; $p < 0,05$), **Rys. 8.7 A**. Diagramy korelacji pokazują również trend w kierunku wyższych wartości EF wyznaczanych dla badań z gammakamery SPECT w porównaniu z badaniami ze skanera kardiologicznego CZT.

Otrzymane wartości współczynników r Pearsona oraz R Spearmana wskazują również na *bardzo silną* korelację między objętościami EDV i SV (**Rys. 8.7 B** i **Rys. 8.7 D**) oraz na co najmniej *dość silną* korelację między parametrem ESV: r Pearsona = 0,862; R Spearmana = 0,869 (Infinia: rekonstrukcja FBP) oraz r Pearsona = 0,928; R Spearmana = 0,948 (Infinia: rekonstrukcja iteracyjna); $p < 0,05$, **Rys. 8.7 C**.

Tabela 8.3 zawiera wyniki oceny rzetelności pomiarowej dla parametrów czynnościowych lewej komory serca, wyznaczanych na podstawie badań fantomowych wykonywanych za pomocą dwóch różnych urządzeń diagnostycznych (skaner półprzewodnikowy i konwencjonalna gammakamera).

Otrzymane wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej ICC(3,1) i ich 95% PU wskazują na:

- *znakomitą* spójność wyznaczonych wartości EF,
- *dobrą* spójność wielkości oszacowanych objętości EDV i SV

w przypadku, gdy badania były opracowywane za pomocą programu QGS

oraz na:

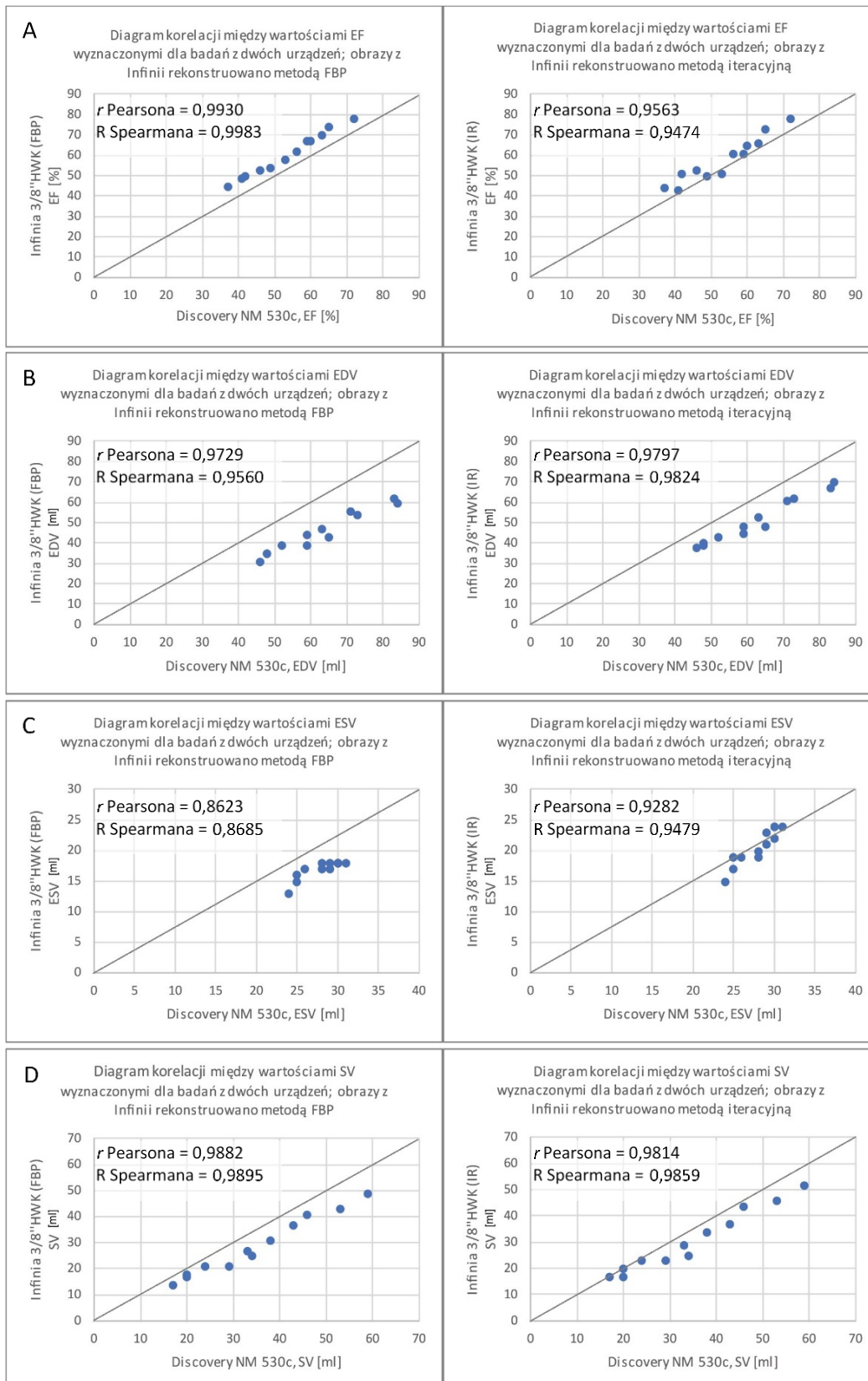
- *dobrą* (przy zastosowaniu rekonstrukcji IR) i *znakomitą* (rekonstrukcja FBP) spójność wyznaczonych wartości EF,
- *umiarkowaną* (rekonstrukcja FBP) i *dobrą* (rekonstrukcja IR) spójność wielkości oszacowanych objętości EDV,
- *dobrą* spójność wielkości oszacowanych objętości SV

w sytuacji, gdy badania były opracowywane za pomocą aplikacji Myovation.

Natomiast niezależnie od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów z konwencjonalnej gammakamery czy od użytego oprogramowania do opracowywania badań, otrzymane wartości współczynników ICC i ich 95% PU wskazują na *slabą* spójność pomiarów w odniesieniu do mierzonego parametru ESV.

Tabela 8.3 Współczynniki korelacji wewnątrzklasowej ICC(3,1) dla analizowanych parametrów czynnościowych EF, EDV, ESV i SV dla badań ze skanera Discovery NM 530c i gammakamery Infinia 3/8" HWK, opracowywanych za pomocą programów Myovation oraz QGS. Wartości ICC wyznaczono z uwzględnieniem różnych metod rekonstrukcji obrazów dla badań z konwencjonalnej gammakamery. W nawiasach podano zakres 95% przedziału ufności.

Parametr czynnościowy	Myovation		QGS	
	rekonstrukcja FBP	rekonstrukcja IR	rekonstrukcja FBP	rekonstrukcja IR
EF	0,989 (0,925–0,998)	0,954 (0,713–0,993)	0,995 (0,962–0,999)	0,989 (0,924–0,998)
EDV	0,949 (0,685–0,993)	0,965 (0,775–0,995)	0,968 (0,790–0,995)	0,975 (0,835–0,996)
ESV	0,455 (–0,457–0,900)	0,554 (–0,345–0,923)	0,867 (0,324–0,980)	0,778 (0,058–0,966)
SV	0,972 (0,813–0,996)	0,969 (0,796–0,996)	0,976 (0,842–0,997)	0,982 (0,880–0,997)



Rys. 8.7 Diagramy korelacji między wartościami EF (wykresy **A**), EDV (wykresy **B**), ESV (wykresy **C**) i SV (wykresy **D**) wyznaczonymi dla badań fantomowych z gammakamery Infinia 3/8'' HWK i skanera Discovery NM 530c wraz z wartościami współczynników korelacji liniowej r Pearsona oraz korelacji R Spearmana. Dla wszystkich wartości współczynników korelacji $p < 0,05$. Obrazy scyntygraficzne z gammakamery Infinia 3/8'' HWK rekonstruowano metodą FBP (wykresy po lewej) oraz metodą iteracyjną OSEM/MLEM (wykresy po prawej)

Podsumowanie

Największą zgodność wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowych z wartościami referencyjnymi uzyskano stosując oprogramowanie QGS w przypadku badań ze skanera CZT oraz Myovation w przypadku badań wykonywanych na gammakamerze Infinia (i przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP).

Wyniki pracy wskazują na bardzo silną korelację między wartościami frakcji wyrzutowej wyznaczonymi dla badań ze skanera CZT i gammakamery Infinia oraz na silną korelację wartości parametrów objętościowych lewej komory serca między badaniami z obydwu urządzeń.

Zaobserwowano trend w kierunku niższych wartości frakcji wyrzutowej uzyskiwanych w badaniach na skanerze CZT.

Wartości mierzonych parametrów czynnościowych lewej komory serca zależą zarówno od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów, jak i użytego oprogramowania do analizy badań bramkowanych SPECT.

9. Porównanie jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych w technologii półprzewodnikowej CZT i za pomocą gammakamery SPECT/CT z detektorami scyntylacyjnymi

Skaner CZT, dzięki połączeniu zalet wynikających z zastosowania detektorów półprzewodnikowych oraz kardiocentrycznego układu kolimującego, ma lepsze parametry fizyczne (czułość, rozdzielczość przestrzenna, rozdzielczość energetyczna) niż konwencjonalne gammakamery, co pozwoliło m.in. na skrócenie czasu akwizycji i podanie pacjentowi mniejszej ilości radiofarmaceutyku. Dokonano porównania jakości obrazowania obu systemów poprzez analizę ocen jakości obrazów przeprowadzonych przez niezależnych sędziów.

9.1. Materiał i metody

Materiał stanowiła baza pacjentów Zakładu Medycyny Nuklearnej WIM, którzy na podstawie skierowania lekarskiego mieli wykonywane badanie scyntygraficzne perfuzji mięśnia sercowego.

Wykorzystano 72 badania scyntygraficzne serca wykonane u 58 pacjentów (53,45% wszystkich pacjentów stanowili mężczyźni), **Tabela 9.1**. Zebrany materiał został podzielony na 3 grupy w zależności od aktywności podanego radiofarmaceutyku ^{99m}Tc -MIBI: grupa 1 – 8 mCi; grupa 2 – 16 mCi i grupa 3 – 25 mCi. W grupie 3 wyodrębniono grupę 3a i grupę 3b. Do grup 1, 2 i 3a pacjenci byli przydzielani losowo. Grupę 3b stanowiło 8 badań pacjentów, których BMI $\geq 40 \text{ kg/m}^2$. Pacjenci, których BMI wskazywało na III stopień otyłości wg WHO (Wąsowski i in., 2013), otrzymywali 25 mCi ^{99m}Tc -MIBI na drodze decyzji lekarza, zatem ich przydział do grupy nie był losowy.

Tabela 9.1 Charakterystyka materiału badawczego wykorzystanego do oceny jakości badań perfuzyjnych serca (grupa 1, grupa 2 i grupa 3).

Aktywność ^{99m}Tc -MIBI	8 mCi	16 mCi	25 mCi	
Nr grupy	grupa 1	grupa 2	grupa 3	
			grupa 3a	grupa 3b
			badania pacjentów z BMI < 40 kg/m ²	badania pacjentów z BMI $\geq 40 \text{ kg/m}^2$
Liczba badań (w nawiasie podano liczbę badań wysiłkowych)	22 (17)	22 (16)	20 (14)	8 (4)
Liczba pacjentów	19 (11 M)	19 (7 M)	16 (11 M)	4 (2)
BMI pacjentów [kg/m²] mediana (w nawiasie podano dolny i górny kwartył)	26,9 (25,8; 29,3)	28,7 (22,8; 33,6)	26,6 (24,6; 32,0)	41,5 (40,9; 42,5)

Wszyscy pacjenci mieli wykonywane badanie scyntygraficzne perfuzji mięśnia sercowego na dwóch kamerach:

- skanerze kardiologicznym GE Discovery NM 530c z detektorami półprzewodnikowymi CZT,
- gammakamerze hybrydowej SPECT/CT GE Infinia 3/8" HWK.

Do opracowania badań wykorzystano oprogramowanie Myovation na stacji roboczej Xeleris 3.0.

Porównano jakość obrazów scyntygraficznych ze skanera CZT i gammakamery SPECT/CT dla danej aktywności radiofarmaceutyku ^{99m}Tc -MIBI, tj. z podziałem na grupy: 1, 2 i 3. Ze względu na wyodrębnioną grupę 3b, do której należały badania pacjentów z III stopniem otyłości, dokonano również porównania jakości badań pomiędzy grupami 3a i 3b.

Jakość otrzymanych obrazów scyntygraficznych, po uprzedniej anonimizacji, oceniana była przez czterech niezależnych sędziów (lekarze specjaliści medycyny nuklearnej) w 5-punktowej skali (0–4), gdzie 0 oznaczało obrazy niediagnostyczne, a 4 – obrazy bardzo dobrej jakości.

Każdy lekarz dokonywał oceny na podstawie tego samego zestawu materiałów dla danego badania: wydrukowanych obrazów przekrojów serca w osiach SA, VLA i HLA, map biegunowych serca (17 segmentowych) oraz rzutu ekranu przedstawiającego surowe projekcje AP (przednia) i LAT (boczna) z zaznaczonym obszarem do rekonstrukcji. Zgodnie z przygotowaną instrukcją oceny jakości lekarz uwzględniał m.in. obecność artefaktów w obrazie, poziom szumu, kontrast, obecność aktywności pozasercowej i jej wpływ na ocenę diagnostyczną niedokrwienia odpowiedniej ściany serca.

Przeprowadzono analizę zgodności ocen wystawionych przez specjalistów.

9.2. Analiza statystyczna

Analizę statystyczną wykonano z wykorzystaniem oprogramowania StatSoft STATISTICA 12.

Do zbadania normalności rozkładu zmiennej BMI w grupach 1, 2, 3 i grupie 3a wykorzystano test W Shapiro–Wilka. Do oceny zróżnicowania przeciętnych wartości BMI zastosowano test Kruskala–Wallisa oraz test mediany.

Do badania istotności różnic w medianach z ocen jakości badań wykorzystano test Wilcoxon.

Zgodność specjalistów w ocenie jakości badań wyznaczono dwoma metodami:

- za pomocą wskaźnika procentowego, czyli odsetka zgodnych kategoryzacji, obliczanego jako liczba identycznych decyzji klasyfikacyjnych na tle wszystkich możliwych decyzji,
- za pomocą współczynnika zgodności α Krippendorfa.

Przyjęte przedziały wartości współczynnika α Krippendorfa oraz oceny odpowiadające przyjętym przedziałom zawiera **Tabela 9.2**.

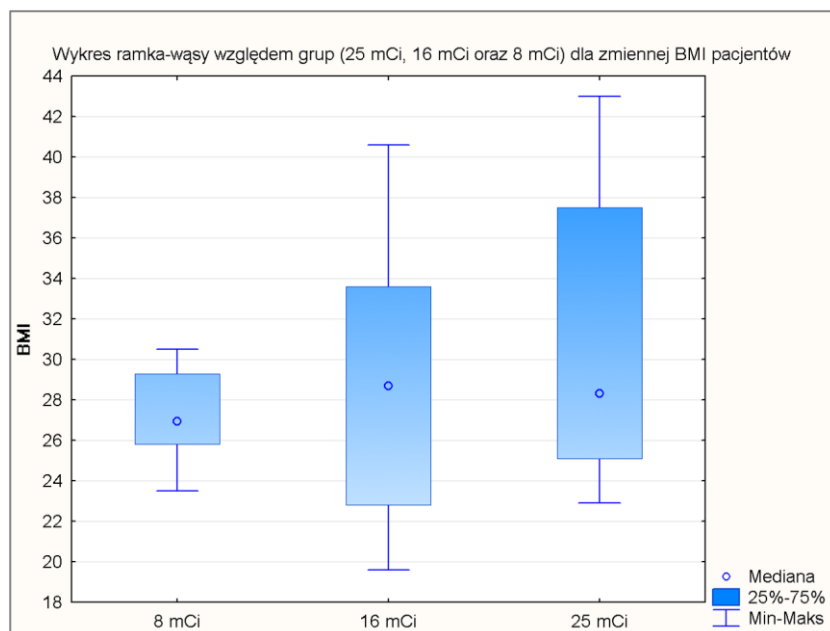
Tabela 9.2 Ocena stopnia zgodności sędziów na podstawie wartości współczynnika α Krippendorfa (Gorbaniuk, 2016).

Współczynnik	Ocena zgodności
> 0,80	<i>bardzo dobra</i>
0,60–0,80	<i>dobra</i>
0,40–0,59	<i>zadowalająca</i>
< 0,40	<i>niewystarczająca</i>

W każdym teście statystycznym przyjęto poziom istotności statystycznej równy 5% ($p = 0,05$).

9.3. Wyniki i podsumowanie

Rozkład zmiennej BMI w grupie 1 i grupie 2 nie odbiegał od rozkładu normalnego ($p = 0,51$ i $p = 0,32$, odpowiednio). W grupie 3 rozkład BMI nie był zgodny z rozkładem normalnym ($p = 0,013$), co było zgodne z oczekiwaniami ze względu na wysokie wartości BMI w grupie 3b. W grupie 3a, do której należeli pacjenci z BMI < 40 kg/m² i do której przydział pacjentów był losowy, rozkład BMI również odbiegał od rozkładu normalnego ($p = 0,03$). Otrzymane wyniki testów normalności zdecydowały, że do oceny zróżnicowania przeciętnych wartości BMI w grupach: 1, 2 i 3 zastosowano test Kruskala–Wallisa oraz test mediany. Wyniki obydwu testów: Kruskala–Wallisa ($p = 0,36$) i testu mediany ($p = 0,51$) pozwoliły na stwierdzenie, że przeciętna wartość BMI w tych trzech grupach jest jednakowa (**Rys. 9.1**). Stanowiło to również uzasadnienie przeprowadzonych porównań jakości obrazu między grupami 1, 2 i 3.



Rys. 9.1 Przeciętne wartości BMI pacjentów w trzech grupach podanych aktywności ^{99m}Tc-MIBI: grupa 1 – 8 mCi, grupa 2 – 16 mCi, grupa 3 – 25 mCi

Ocena jakości obrazów scyntygraficznych

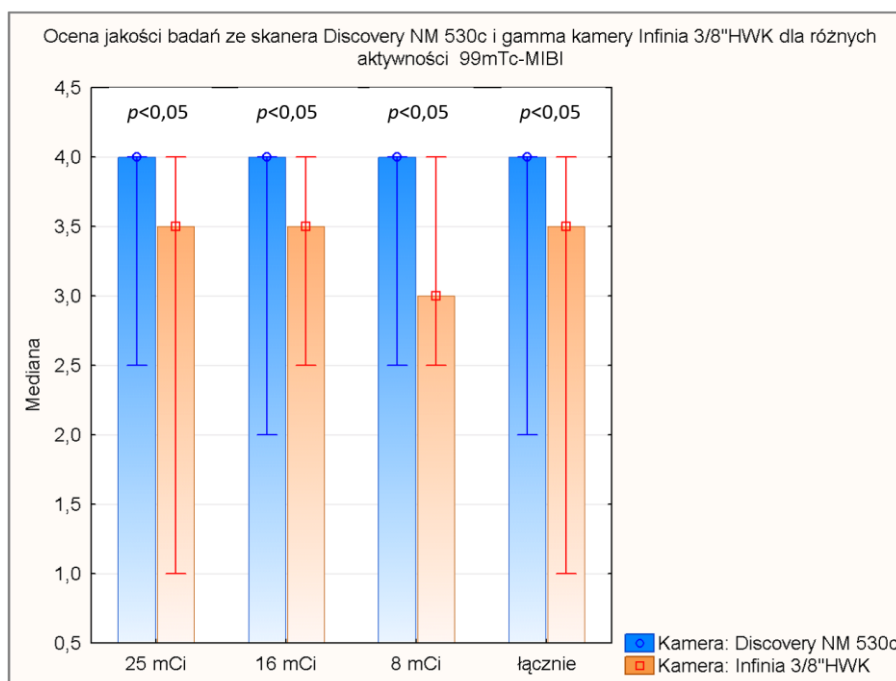
Wszystkie oceniane przez lekarzy badania perfuzyjne serca były diagnostyczne. Najniższa ocena jakości badań wykonanych na skanerze CZT wynosiła 2 („obrazy średniej jakości”); ocena ta pojawiła się w każdej grupie badań: 8 mCi, 16 mCi oraz 25 mCi. W przypadku badań pochodzących z gammakamery Infinia najniższa ocena wynosiła 1 („obrazy akceptowalne – marnej jakości, ale diagnostyczne”) – dla 8 mCi i 25 mCi, natomiast dla badań wykonanych po podaniu 16 mCi ^{99m}Tc-MIBI najniższa ocena wynosiła 2.

W przypadku badań wykonanych po podaniu pacjentom 16 mCi oraz 25 mCi radiofarmaceutyku dwóch spośród czterech specjalistów wykazało, że badania wykonane na skanerze CZT są lepszej jakości niż badania wykonane na Infinii (**Tabela 9.3**). Mediana z ocen wystawionych przez pozostałych specjalistów wynosiła 4 niezależnie od urządzenia, na którym badania były wykonywane. Natomiast w przypadku badań scyntygraficznych wykonywanych po podaniu najniższej aktywności (8 mCi) wszyscy specjaliści wykazali różnicę w jakości badań, na korzyść badań pochodzących ze skanera CZT. W jednym przypadku wskazana przez specjalistę różnica (4 vs 3) nie była istotna statystycznie ($p = 0,09$).

Tabela 9.3 Mediany z ocen jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c (ozn. CZT) i gammakamerze Infinia 3/8" HWK (ozn. Infinia), dla różnych aktywności radiofarmaceutyku ^{99m}Tc-MIBI oraz wartości p (w przypadku wystąpienia różnic między ocenami ze skanera CZT a kamerą Infinia).

Aktywność ^{99m} Tc-MIBI	Specjalista 1		Specjalista 2		Specjalista 3		Specjalista 4	
	CZT	Infinia	CZT	Infinia	CZT	Infinia	CZT	Infinia
25 mCi (grupa 3)	4	4	4	3	4	3	4	4
			$p < 0,05$		$p < 0,05$			
16 mCi (grupa 2)	4	4	4	3	4	3,5	4	4
			$p < 0,05$		$p < 0,05$			
8 mCi (grupa 1)	4	3	4	3	4	3	4	3
	$p = 0,09$		$p < 0,05$		$p < 0,05$		$p < 0,05$	

Wyznaczenie dla każdego badania (oddzielnie dla badań ze skanera CZT i kamery Infinia) mediany z czterech ocen pozwoliło na uzyskanie uśrednionych ocen jakości obrazowania, z podziałem i bez podziału na aktywność podanego radiofarmaceutyku (**Rys. 9.2**). Wykazano, że badania ze skanera CZT są lepszej jakości niż z Infinii zarówno w grupie 8 mCi (4 vs 3; $p < 0,05$), jak i w przypadku większych aktywności ^{99m}Tc-MIBI (4 vs 3,5; $p < 0,05$). Taki sam wynik (4 vs 3,5; $p < 0,05$) otrzymano przy porównaniu median z wszystkich badań, bez podziału na zastosowaną dawkę radiofarmaceutyku.



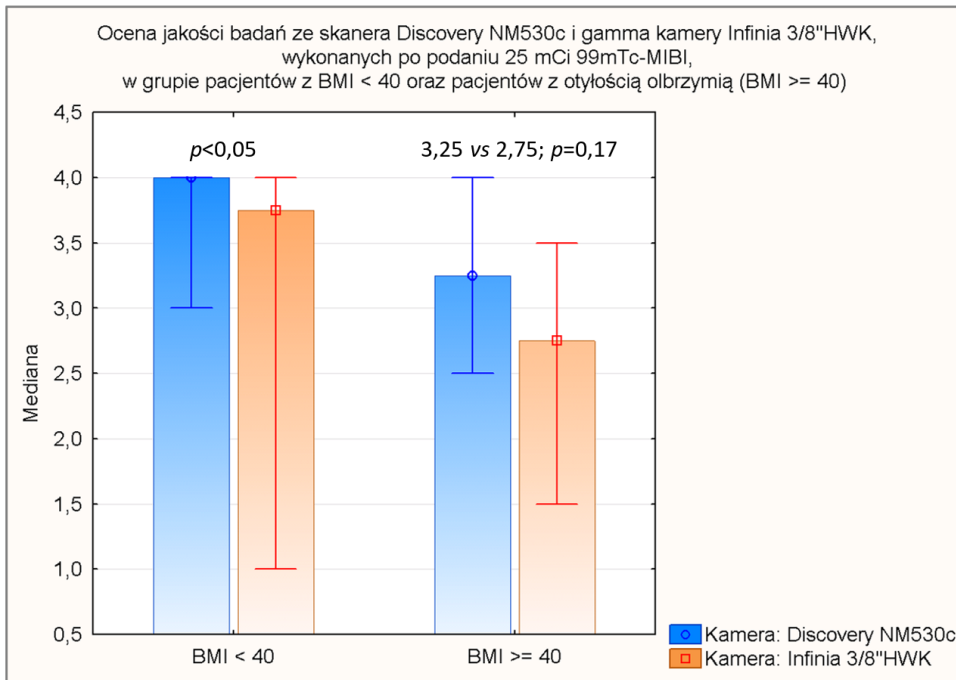
Rys. 9.2 Ocena jakości badań scyntygrafii perfuzyjnej serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i gammakamerze Infinia 3/8\"/>

Porównanie jakości badań wykonanych po padaniu 25 mCi ^{99m}Tc-MIBI wśród pacjentów z BMI < 40 kg/m² (grupa 3a) i pacjentów z III stopniem otyłości (grupa 3b) dało wyniki również wskazujące na lepszą jakość badań wykonanych na skanerze CZT niż na gammakamerze Infinia (**Rys. 9.3**). Wyłączenie z analizy porównawczej badań pacjentów skrajnie otyłych zmniejszyło różnicę w średniej ocenie jakości obrazów z tych dwóch urządzeń: z (4 vs 3,5; $p < 0,05$) dla grupy 3 na (4 vs 3,75; $p < 0,05$) dla grupy 3a. W grupie 3b (pacjenci z BMI ≥ 40 kg/m²) mediana z ocen jakości obrazów wynosiła 3,25 i 2,75 odpowiednio dla badań ze skanera CZT i Infinii, przy czym różnica w jakości badań nie była istotna statystycznie. Brak istotności wynikał z małej wielkości analizowanej próby (8 badań w grupie 3b).

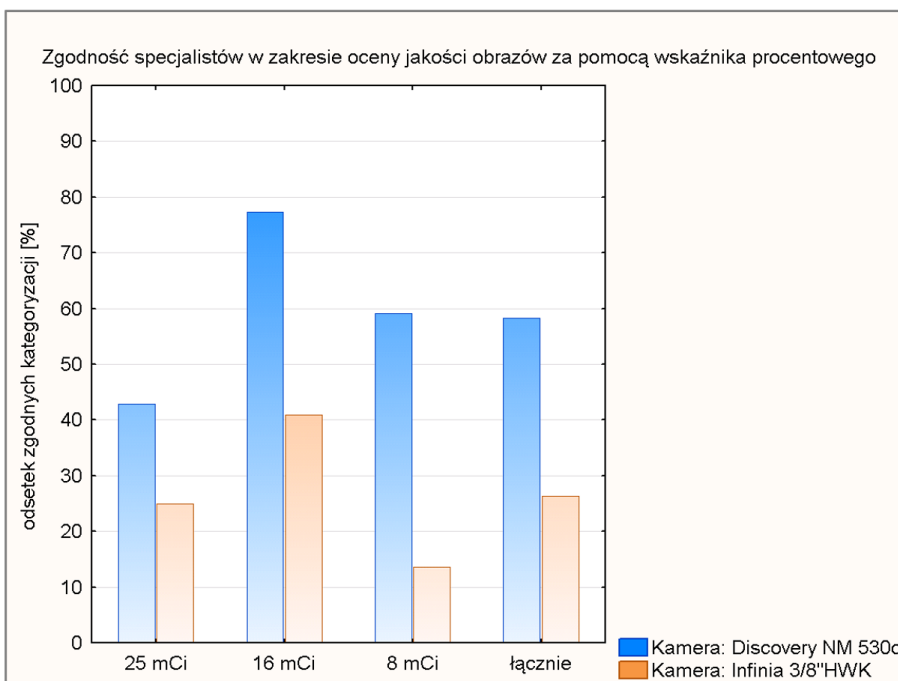
Ocena zgodności opinii sędziów

Zgodność specjalistów w ocenie jakości obrazów była wyznaczana dla badań z podziałem (grupa 3, grupa 2 i grupa 1) i bez podziału na aktywność radiofarmaceutyku. Nie badano zgodności dla grup 3a i 3b wyodrębnionych z grupy 3.

Zgodność opinii specjalistów, mierzona za pomocą wskaźnika procentowego, była większa w przypadku badań ze skanera Discovery NM 530c w każdej grupie badań, **Rys. 9.4**. Największy odsetek zgodnych kategoryzacji odnotowano dla badań wykonanych po podaniu 16 mCi ^{99m}Tc-MIBI i to zarówno dla badań ze skanera CZT, jak i Infinii (odpowiednio 77,27% i 40,91%). Największa różnica w wyznaczonych wskaźnikach procentowych wystąpiła dla 8 mCi (45,45%).



Rys. 9.3 Ocena jakości badań scyntygrafii perfuzyjnej serca wykonanych po podaniu 25 mCi ^{99m}Tc-MIBI, w grupie pacjentów z BMI < 40 kg/m² (grupa 3a) oraz w grupie pacjentów z otyłością III stopnia (grupa 3b). Wyniki zaprezentowano dla skanera Discovery NM 530c oraz gammakamery Infinia 3/8" HWK. Na osi pionowej odłożona jest mediana z ocen wystawionych przez wszystkich specjalistów



Rys. 9.4 Wskaźnik procentowy jako miara zgodności opinii specjalistów w ocenie jakości badań wykonanych na dwóch urządzeniach: skanerze Discovery NM 530c oraz gammakamerze Infinia 3/8" HWK. Zgodność oceniono oddzielnie dla każdej grupy badań (wykonanych odpowiednio po podaniu 25 mCi, 16 mCi i 8 mCi ^{99m}Tc-MIBI)

Zgodność specjalistów mierzona za pomocą współczynnika α Krippendorfa dla badań bez podziału na aktywność zastosowanego radiofarmaceutyku była *zadowalająca* i bardzo zbliżona dla badań z obydwóch urządzeń (**Tabela 9.4**). W analizie z podziałem na grupy zgodność specjalistów w ocenie jakości obrazów ze skanera Discovery NM 530c była największa dla badań wykonanych po podaniu 16 mCi (zgodność *dobra*), dla badań z aktywnością 8 mCi zgodność była *zadowalająca*, a dla badań z aktywnością 25 mCi zgodność była *niewystarczająca* (**Tabela 9.4**). W przypadku badań z Infinii 3/8" HWK akceptowalną (*dobrą*) zgodność uzyskano tylko dla badań z największą aktywnością radiofarmaceutyku (**Tabela 9.4**). Uzyskane wyniki pokazują, że wysoka jakość obrazów scyntygraficznych, której miarą jest mediana z ocen, nie musi oznaczać równocześnie dobrej zgodności specjalistów w zakresie wystawionych ocen.

Tabela 9.4 Współczynnik α Krippendorfa jako miara zgodności opinii specjalistów w ocenie jakości badań wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i na gammakamerze Infinia 3/8" HWK. Współczynnik zgodności wyznaczono dla badań z podziałem i bez podziału na aktywność ^{99m}Tc -MIBI. Dla każdej wartości współczynnika α Krippendorfa podano jego interpretację („sięg” zgodności) (Gorbaniuk, 2016).

Aktywność ^{99m}Tc -MIBI	Discovery NM 530c		Infinia 3/8" HWK	
	α Krippendorfa	zgodność	α Krippendorfa	zgodność
25 mCi (grupa 3)	0,33	<i>niewystarczająca</i>	0,60	<i>dobra</i>
16 mCi (grupa 2)	0,71	<i>dobra</i>	0,34	<i>niewystarczająca</i>
8 mCi (grupa 1)	0,52	<i>zadowalająca</i>	0,38	<i>niewystarczająca</i>
Łącznie	0,49	<i>zadowalająca</i>	0,51	<i>zadowalająca</i>

Podsumowanie

Wykazano, że badania scyntygraficzne perfuzji serca wykonywane na skanerze Discovery NM 530c są lepszej jakości niż badania wykonywane na gammakamerze Infinia 3/8" HWK. Mediany z ocen jakości obrazów odpowiednio dla skanera CZT i gammakamery Infinia wynosiły 4 vs 3,5 dla aktywności 25 mCi i 16 mCi oraz 4 vs 3 dla 8 mCi; $p < 0,05$.

Zgodność opinii lekarzy w ocenie jakości badań perfuzyjnych serca mierzona za pomocą wskaźnika procentowego była większa w przypadku badań ze skanera CZT w każdej grupie badań (25 mCi, 16 mCi i 8 mCi jak również bez podziału na grupy). Zgodność opinii lekarzy mierzona za pomocą współczynnika α Krippendorfa w analizie bez podziału na aktywność radiofarmaceutyku była przeciętna (*zadowalająca*) dla badań zarówno ze skanera CZT, jak i kamery Infinia. W analizie z podziałem na grupy akceptowalną zgodność uzyskano dla badań z aktywnością 16 mCi i 8 mCi w przypadku skanera CZT, natomiast dla badań z Infinii akceptowalną zgodność uzyskano jedynie dla badań z 25 mCi.

10. Dyskusja

Ograniczenia kamery CZT w diagnostyce pacjentów otyłych

Wyniki niniejszej pracy pokazują, że problem polegający na nieprawidłowym ułożeniu serca w polu widzenia detektorów skanera Discovery NM 530c, skutkujący otrzymaniem niediagnostycznych skanów perfuzji serca, dotyczy mniej niż 1% wszystkich wykonywanych na nim badań pacjentów z BMI < 40 kg/m². W przypadku badań pacjentów z otyłością stopnia III odsetek ten wyniósł ok. 33% (Budzyńska i in., 2019).

Odmienne wyniki uzyskali Fiechter i in. (2012). Wykazali oni, że w przypadku pacjentów z BMI ≥ 40 kg/m² aż 81% badań perfuzyjnych serca wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c jest niediagnostycznych, głównie z powodu ułożenia serca poza centrum pola widzenia detektorów i artefaktów wynikających z przycięcia lewej komory serca. Wartość BMI czy obwód klatki piersiowej są tylko orientacyjnymi wskaźnikami pozwalającym przewidzieć, czy badanie u bardzo otyłego pacjenta będzie technicznie wykonalne. Duże znaczenie mają także cechy anatomiczne danej osoby, takie jak wielkość serca i jego położenie w klatce piersiowej, o czym świadczy fakt, że problemy z zapewnieniem optymalnego położenia serca w polu widzenia skanera zdarzają się również u osób z I czy II stopniem otyłości (wyniki niniejszej pracy dotyczące grupy kontrolnej). Bardzo duże znaczenie wydają się mieć doświadczenie i umiejętności osób pozycjonujących pacjenta do badania na skanerze Discovery NM 530c, co może w pewnym stopniu tłumaczyć rozbieżności wyników naszego ośrodka i ośrodka w Zurychu.

Gimelli i in. (2012) w swojej pracy *Evaluation of ischaemia in obese patients: Feasibility and accuracy of a low-dose protocol with a cadmium-zinc telluride camera* podkreślają, że chociaż rozmiar gantry może stanowić rzeczywiście fizyczne ograniczenie dla otyłych pacjentów, to jednak wszystkich pacjentów z BMI > 35 kg/m² obrazowanych w ich ośrodku zdołano prawidłowo ułożyć względem łuku detektorów. Doświadczenia zespołu włoskiego są zatem bliższe obserwacjom poczynionym w niniejszej pracy niż doświadczenia badaczy z Zurychu.

Gimelli i in. (2012) zwracają uwagę na aspekt wysokiej jakości badań uzyskiwanych na kamerze GE Discovery NM 530c w grupie pacjentów z wysokim BMI. Oczekiwanie lepszej jakości obrazów ze skanera CZT u pacjentów bardzo otyłych jest jak najbardziej uzasadnione, gdyż geometria detektora z kolimacją *pinhole* powinna w znaczącym stopniu pomóc uniknąć degradacji jakości obrazowania spowodowanej atenuacją w tkankach (Fiechter i in., 2012). W niniejszej pracy, w rozdziale 9. *Porównanie jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych w technologii półprzewodnikowej CZT i za pomocą gammakamery SPECT/CT z detektorami scyntylacyjnymi* przedstawiono wyniki wizualnej oceny jakości badań w grupie pacjentów z BMI ≥ 40 kg/m². Mediany ocen jakości obrazów wynosiły 3,25 (dla skanera CZT) i 2,75 (dla gammakamery Infinia); ze względu na małą liczebność próby (8 badań) różnice nie były istotnie statystycznie, **Rys. 9.3**. Całkiem odmienne wyniki uzyskali Fiechter i in. (2012) – wykazali oni, że jakość obrazów uzyskanych za pomocą konwencjonalnej gammakamery była istotnie wyższa niż ze skanera CZT (porównanie przeprowadzono tylko w grupie pacjentów z BMI ≥ 45 kg/m²).

W swojej pracy Fiechter i in. (2012) napisali również, że w wyniku zastosowania korekcji pochłaniania wskaźnik określający odsetek badań niediagnostycznych znacząco spadł z 81% do 55%. Jednakże zastosowanie korekcji pochłaniania na podstawie CT w badaniu, które nie przeszło pozytywnie kontroli jakości skanowania, jest z zasady błędne, gdyż w żadnym stopniu nie eliminuje przyczyny artefaktu przycięcia serca wynikającego z nieprawidłowego ułożenia serca w polu widzenia detektora. W niniejszej pracy nie analizowano obrazów z korekcją pochłaniania, ponieważ korekcja atenuacji nie rozwiązuje problemu niediagnostyczności badania wynikającego ze wspomnianych względów technicznych. Zastosowanie korekcji pochłaniania może tylko poprawić wartość diagnostyczną badania pod warunkiem uzyskania wcześniej pozytywnego wyniku Scan QC. Rola korekcji pochłaniania promieniowania została omówiona w rozdziale 6.

Ograniczeniem niniejszej pracy jest to, że na 14 badań z negatywnym wynikiem Scan QC tylko w 4 przypadkach podjęto próbę repozycjonowania pacjenta na skanerze CZT w celu uzyskania optymalnego położenia serca w polu widzenia. W jednym przypadku repozycjonowanie pozwoliło uzyskać badanie diagnostyczne. Pozostałych 10 pacjentów zostało od razu przekierowanych na badanie perfuzyjne serca na gammakamerę Infinia 3/8" HWK (Budzyńska i in., 2019).

Fiechter i in. (2012) wiążą artefakt o kształcie banana uwidaczniający się na mapach polarnych i przekrojach w osi krótkiej serca bezpośrednio z otyłością pacjentów, stąd jego inna nazwa *obesity artifact*. Z jednej strony, doświadczenia naszego ośrodka potwierdzają tę tezę, gdyż dotychczas nie zaobserwowano takiego artefaktu u osób z prawidłowym BMI czy chociażby z nadwagą. I choć – jak pokazują wyniki niniejszej pracy – przeciętna wartość BMI w badanej grupie pacjentów otyłych, u których charakterystyczny artefakt wystąpił, była równa $49,0 \text{ kg/m}^2$, to jednak artefakt ten został również zidentyfikowany w badaniach pacjentów z $\text{BMI} < 40 \text{ kg/m}^2$. Z drugiej strony, opisywany artefakt nawet u tego samego pacjenta raz może być widoczny, a innym razem nie, co potwierdza analiza badań oryginalnych i powtórzonych. Przykład badania, w którym repozycjonowanie pacjenta pozwoliło uzyskać prawidłowy wynik kontroli jakości skanowania, i tym samym wyeliminować artefakt *banana shape*, przedstawiono na **Rys. 5.2**.

Podstawowe znaczenie w powstawaniu artefaktu *banana shape* ma ułożenie serca poza centralnym obszarem pola widzenia detektorów. We wszystkich przypadkach, w których został on uwidoczniiony na zrekonstruowanych obrazach, na skanach kontroli jakości serce było przycięte na niektórych surowych projekcjach z detektorów (**Rys. 5.1**, **Rys. 5.2**). Z kolei przycięcie serca obserwowane na surowych projekcjach w Scan QC nie zawsze generuje artefakt *banana shape* (Budzyńska i in., 2019).

Na podstawie uzyskanych wyników można stwierdzić, że z występowaniem artefaktu *banana shape* zawsze wiąże się negatywny wynik kontroli jakości skanowania, co zarazem przekreśla wartość diagnostyczną takiego badania. Wyniki niniejszej pracy wskazują również na to, jak duże znaczenie w rutynowej praktyce klinicznej ma przeprowadzenie kontroli jakości obrazowania dla każdego badania wykonanego na skanerze Discovery NM 530c (Budzyńska i in., 2019).

Artefakty wynikające z pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich oraz metody redukcji artefaktów

W niniejszej pracy porównano rozkład wychwytu radiofarmaceutyku na obrazach scyntygraficznych oraz przeanalizowano półilościowe wartości perfuzji na podstawie map biegunowych w badaniach wysiłkowych perfuzji serca wykonanych wg standardowego protokołu akwizycyjnego (na plecach, bez korekcji pochłaniania), w badaniach z korekcją atenuacji na podstawie skanów rentgenowskiej tomografii komputerowej oraz w badaniach wykonanych w pozycji na brzuchu. U znacznej liczby pacjentów w badaniach z korekcją atenuacji oraz w badaniach na brzuchu uzyskano istotną i znaczącą poprawę obrazu perfuzji przede wszystkim w ścianie dolnej serca (**Rys. 6.3 A** i **Rys. 6.4 A**) oraz – jeśli zastosować podział mięśnia lewej komory serca w zależności od unaczynienia – w obszarze zaopatrywanym przez prawą tętnicę wieńcową RCA (**Rys. 6.3 B** i **Rys. 6.4 B**). Ponadto w badaniach z korekcją pochłaniania CT uzyskano zwiększenie procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI również w ścianie bocznej serca i przegrodzie międzykomorowej (podział na ściany serca, **Rys. 6.3 A**) oraz w obszarze zaopatrywanym przez tętnicę okalającą LCX (podział wg unaczynienia, **Rys. 6.3 B**).

Ocena przydatności korekcji pochłaniania obrazów SPECT na podstawie skanów tomografii transmisyjnej z zewnętrznego urządzenia CT była przedmiotem kilku doniesień naukowych (Caobelli i in., 2016; Esteves i in., 2014; Herzog i in., 2010; Oddstig i in., 2019). Caobelli i in. (2016) stwierdzili, że efekty korekcji pochłaniania w obrazach scyntygraficznych perfuzji serca były najbardziej widoczne w obszarze RCA i – w mniejszym stopniu – na terytorium LCX, ale nie miały znaczącego wpływu na obszar LAD. Również wg obserwacji Herzoga i in. (2010) artefakty wynikające z pochłaniania najczęściej zlokalizowane są na terytorium RCA. Esteves i in. (2014) porównywali obrazy scyntygraficzne perfuzji serca bez korekcji i z korekcją pochłaniania CT w grupie pacjentów z bardzo niskim prawdopodobieństwem (< 5%) choroby wieńcowej. Obrazy z korekcją atenuacji prezentowały bardziej jednorodny rozkład zliczeń, zwłaszcza w obrębie ściany dolnej serca. Zmniejszony wychwyty radioznacznika w tym obszarze w obrazach bez korekcji spowodowany był atenuacją przeponową. W tym zakresie wyniki zespołów badaczy: Caobelli i in. (2016), Esteves i in. (2014), Herzog i in. (2010) są ze sobą zgodne i są zgodne z obserwacjami poczynionymi w niniejszej pracy. Esteves i in. (2014) zwrócili dodatkowo uwagę na poprawę obrazu perfuzji w środkowym segmencie przegrody międzykomorowej w badaniu z korekcją pochłaniania. W niniejszej pracy również wykazano istotne zwiększenie wychwytu radiofarmaceutyku w ścianie przegrodowej po zastosowaniu korekcji pochłaniania CT (**Rys. 6.3 A**).

Jak już wspomniano, Caobelli i in. (2016) zaobserwowali poprawę perfuzji również w obszarze LCX jako efekt korekcji pochłaniania. Obszar LCX w dużym stopniu pokrywa się ze ścianą boczną. Wyniki niniejszej pracy są zgodne z obserwacjami zespołu z Hanoweru, jednakże nie znajdują potwierdzenia w innych doniesieniach. Jest to tym bardziej zastanawiające dlatego, że Oddstig i in. (2019) na łamach *Journal of Nuclear Cardiology* przedstawili wyniki badań fantomowych i klinicznych, wskazujące na ścianę boczną jako główny obszar lokalizacji artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania w przypadku akwizycji wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c. Autorzy zwrócili uwagę na różnice

w stosunku do badań z konwencjonalnych gammakamer, gdzie artefakty obejmowały najczęściej obszar ściany dolno-bocznej. W niniejszej pracy w rozdziale 7. *Wpływ artefaktów ruchowych na jakość obrazów – badania fantomowe* pokazano, że zmniejszenie perfuzji w badaniach bez korekcji pochłaniania promieniowania uwidocznia się głównie w ścianie dolnej i w mniejszym stopniu w ścianie bocznej (oraz przegrodzie) (**Rys. 7.3**).

Z klinicznego punktu widzenia korzyść wynikająca z zastosowania korekcji atenuacji CT przejawia się w poprawie dokładności diagnostycznej badań ze skanera Discovery NM 530c (podobnie jak w przypadku badań SPECT z konwencjonalnej gammakamerą) głównie poprzez zwiększenie swoistości, bez istotnego wpływu na czułość w wykrywaniu choroby wieńcowej (Caobelli i in., 2016; Esteves i in., 2014; Hyafil i in., 2019). Zastosowanie korekcji pochłaniania CT podczas rekonstrukcji obrazów SPECT perfuzji mięśnia sercowego ze skanera CZT pomaga zmniejszyć odsetek badań fałszywie pozytywnych (Caobelli i in., 2016; Herzog i in., 2010; Hyafil i in., 2019).

Rozszerzenie procedury izotopowego badania perfuzyjnego o badanie CT dla celów korekcji atenuacji wiąże się jednak z dodatkową ekspozycją pacjenta na promieniowanie jonizujące. Mimo że w kardiologii nuklearnej stosowane są niskodawkowe protokoły CT i dawka skuteczna, jaką otrzymuje pacjent, jest niewielka (wynosi około 0,5–1 mSv w pojedynczym skanowaniu CT klatki piersiowej), to jednak każda dodatkowa ekspozycja musi być uzasadniona klinicznie (Genovesi i in., 2011; Kuśmierk, Płachcińska, 2012; Verberne i in., 2015). Warto zwrócić uwagę na to, że w przypadku badań ze skanera kardiologicznego CZT, w przeciwieństwie do badań z konwencjonalnych gammakamer hybrydowych, do korekcji atenuacji obrazów scyntygraficznych otrzymywanych zarówno po obciążeniu, jak i w spoczynku wykorzystywane jest jedno badanie CT z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego, co znacząco obniża dawkę dla pacjenta.

W niniejszej pracy oceniono przydatność również drugiej metody pozwalającej na identyfikację artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich pacjenta. Metoda polegała na wykonaniu dodatkowej 5-minutowej akwizycji w pozycji na brzuchu i porównaniu obrazów perfuzji w obydwóch badaniach: na plecach i na brzuchu. W wyniku wykonania dodatkowego obrazowania na brzuchu uzyskano istotne i znaczące zwiększenie ilościowych wartości perfuzji na mapach biegunowych serca w obszarze odpowiadającym ścianie dolnej ($66,7 \pm 5,8$ vs $61,2 \pm 6,2$ odpowiednio dla badania na brzuchu i na plecach; $p < 0,05$; efekt *duży*). Poprawę perfuzji w ścianie dolnej w badaniu na brzuchu uwidocznilo w 9 z 28 badań (32,1%), **Tabela 6.2**. Normalizacja perfuzji w ścianie dolnej wskazywała na atenuację przeponową jako przyczynę zaburzeń obserwowanych w obrazie scyntygraficznym. Zjawisko redukcji atenuacji w pozycji ułożeniowej na brzuchu wyjaśnić można przemieszczeniem w dół przepony oraz narządów takich jak wątroba czy jelito przy równoczesnym przesunięciu mięśnia sercowego do góry, dzięki czemu zwiększa się dystans między ścianą dolną lewej komory serca oraz przeponą (DePuey, 1994; Nishina i in., 2006).

Uzyskane wyniki są zgodne z wcześniejszymi doniesieniami zespołu lekarzy z naszego Zakładu. W swojej pracy *The diagnostic efficacy and safety of stress-only supine and prone myocardial perfusion imaging with a dedicated cardiac gamma camera in patients with suspected or known coronary artery disease* Piszczek i in. (2018) wykazali,

że w 26 z 72 (36,1%) analizowanych badań wysiłkowych wykonanych na plecach na obrazach scyntygraficznych uwidocznione były ubytki perfuzji, natomiast w badaniu na brzuchu perfuzja była prawidłowa. Uzyskany wynik wpłynął tym samym na dalsze postępowanie diagnostyczne u tych pacjentów, gdyż dzięki informacjom, jakie wniosło badanie na brzuchu, można było odstąpić od badania spoczynkowego. Możliwość rezygnacji z izotopowego badania perfuzyjnego serca w spoczynku jest istotne z dwóch powodów: ogranicza się narażenie pacjenta na promieniowanie jonizujące oraz skraca czas całej procedury badania (Piszczek i in., 2018; Słomka i in., 2012).

Przydatność kliniczna dodatkowej akwizycji w pozycji ułożeniowej na brzuchu na skanerze Discovery NM 530c została potwierdzona również przez Goto i in. (2014) oraz Nishiyama i in. (2014). U znacznej liczby pacjentów badanie w pozycji na brzuchu pozwoliło zmniejszyć negatywny wpływ atenuacji na obraz scyntygrafii perfuzyjnej serca. W badaniu przeprowadzonym przez Goto i in. (2014) na 124 pacjentów z zaburzeniami perfuzji w segmentach ściany dolno-bocznej w badaniu na plecach aż 63 pacjentów (50,8%) miało prawidłowy obraz perfuzji w badaniu na brzuchu. Nishiyama i in. (2014) wykazali, że w 7 spośród 76 badań wykonanych na brzuchu nie uwidoczniono żadnych istotnych zaburzeń perfuzji, podczas gdy w obrazach scyntygraficznych uzyskanych w badaniu na plecach w ścianie dolnej serca występowały obszary z upośledzonym wychwytem radiofarmaceutyku. Autorzy nie podali jednak informacji, ilu spośród 76 pacjentów w badanej grupie miało ubytki perfuzji widoczne w ścianie dolnej w badaniu na plecach. Niemniej jednak wnioski autorów powyższych prac są ze sobą spójne i można je sformułować w następujący sposób: kombinacja badań w pozycji ułożeniowej na plecach i na brzuchu poprawia dokładność diagnostyczną obrazowania perfuzji mięśnia sercowego w ocenie niedokrwienia ściany dolnej (Nishiyama i in., 2014) i dolno-bocznej (Goto i in., 2014).

Nishiyama i in. (2014) wykazali ponadto, że jakość obrazów perfuzyjnych uzyskiwanych w badaniu na brzuchu nie odbiega od jakości obrazowania w położeniu na plecach mimo że odległość pomiędzy detektorami a ścianą klatki piersiowej pacjenta jest większa, a stół podtrzymujący pacjenta dodatkowo przyczynia się do osłabienia sygnału (rozpraszanie i pochłanianie fotonów). Autorzy zwrócili również uwagę na to, że w badaniach na brzuchu zarówno wysiłkowych, jak i spoczynkowych problem aktywności pozasercowej był mniej powszechny. Zaletą pozycji ułożeniowej na brzuchu jest bowiem fizyczne oddalenie od mięśnia sercowego narządów (również wykazujących gromadzenie radiofarmaceutyku) w przestrzeni podprzeponowej.

Obrazowanie w położeniu pacjenta na brzuchu może pomóc zidentyfikować artefakty wynikające z atenuacji, a tym samym zredukować liczbę wyników fałszywie pozytywnych (Hyafil i in., 2019; Nishiyama i in., 2014).

Zastosowanie korekcji CT do badań SPECT serca pozwala na identyfikację większej liczby artefaktów wynikających z pochłaniania niż dodatkowa akwizycja na brzuchu, jednakże rozszerzenie procedury badania perfuzji mięśnia sercowego na skanerze Discovery NM 530c o dodatkową akwizycję w pozycji na brzuchu jest stosunkowo proste do wdrożenia w rutynowej praktyce klinicznej. Badanie to nie wymaga równoczesnej rejestracji EKG, czas akwizycji wynosi 5 min i – co ważne – akwizycja na plecach i na brzuchu jest wykonywana jedna

po drugiej (na tym samym aparacie, przez ten sam personel). W przeciwieństwie do tego wykonanie dodatkowej tomografii komputerowej (CT) do celów korekcji atenuacji często wiąże się z dość długim oczekiwaniem pacjenta na dostęp do urządzenia hybrydowego, wykorzystywanego do innych badań diagnostycznych. Wreszcie dodatkowe badanie w pozycji na brzuchu ma tę zasadniczą przewagę nad korekcją atenuacji na podstawie skanów CT, że nie zwiększa narażenia radiologicznego pacjenta (Nishiyama i in., 2014).

Ograniczeniem niniejszej pracy jest niewielka liczba kobiet w badanej grupie chorych (6/30), z czym wiąże się brak możliwości przeprowadzenia analizy porównawczej obrazów perfuzyjnych z podziałem na płeć. Nie przeprowadzono również podobnej analizy dla podgrupy pacjentów z dużym BMI (liczebność badanej grupy wynosiła jedynie 30 osób, a zakres wartości BMI wynosił od 24 do 39 kg/m²). Obydwa czynniki: płeć i BMI w sposób istotny mogły zwiększyć wartość pracy w ocenie skuteczności zastosowanych metod korekcji atenuacji (Esteves i in., 2014; Fiechter i in., 2012; Herzog i in., 2010; Liu i in., 2015; Nishiyama i in., 2014).

Wpływ artefaktów ruchowych na jakość obrazów

W pracy pokazano, że przesunięcie obrazowanego obiektu w czasie akwizycji może powodować znaczące artefakty na obrazach scyntygraficznych: przekrojach serca i mapach polarnych, mogące prowadzić do błędnego rozpoznania klinicznego. Symulacja przesunięć osiowych o różnych wartościach oraz rotacji z różnymi kątami pozwoliła na zobrazowanie artefaktów o różnym stopniu nasilenia. Wydaje się, że artefakty wynikające z przesunięć do 1 cm (zwłaszcza w osiach x i y) mogą być trudne do rozpoznania w ocenie wizualnej na podstawie obrazów scyntygraficznych. Natomiast przesunięcie w osi dłuższej (z) o 1 cm powoduje powstanie artefaktu, który można dosyć łatwo zidentyfikować. Uzyskane wyniki są w dużym stopniu zbieżne z wynikami innych badaczy (Kennedy, Strauss, 2017; Ko i in., 2015; Redgate i in., 2016). Kennedy, Strauss (2017) symulowali artefakty, wykonując przesunięcia fantomu w 3 osiach, ale 6 kierunkach, w zakresie od 5 mm do 20 mm, ze skokiem co 5 mm. Uzyskane artefakty, zwłaszcza przy przesunięciach w osi z i y , są bardzo zbliżone do prezentowanych w niniejszej pracy, choć w pracy Kennedy'ego, Straussa (2017) artefakty mają wyraźniejsze kontury. Wynikać to może z dwóch powodów. Badania Kennedy'ego, Straussa (2017) przeprowadzone były z wykorzystaniem fantomu serca (dokładnie – wkładki sercowej) bez fantomu antropomorficznego tułowia. Przeprowadzenie akwizycji z fantomem antropomorficznym jest na pewno dużo trudniejsze technicznie (na co zwracają uwagę autorzy przytaczanej pracy), ale pozwala uzyskać efekty bardziej zbliżone do tych, jakie mogą pojawić się w przypadku badań pacjentów. Ukazanie wpływu ośrodka pochłaniającego i rozpraszającego promieniowanie na obrazy scyntygraficzne serca było również częścią niniejszej pracy (**Rys. 7.3**). Ubytki perfuzji obserwowane w badaniach referencyjnych bez korekcji atenuacji spowodowane były pochłanianiem promieniowania w elementach fantomu. Na uzyskanie przez zespół Kennedy'ego, Straussa (2017) wyraźniejszych artefaktów mógł mieć wpływ fakt, że przesunięcie fantomu następowało w połowie 5-minutowej akwizycji, tj. 30 s wcześniej niż w niniejszej pracy, co mogło nasilić efekt symulacji.

Artefakt uzyskany na skutek przesunięć w osi x autorzy opisują jako istotne zmniejszenie perfuzji jedynie w koniuszku serca. Nie jest to do końca zgodne ani z wynikami Redgate i in. (2016) – którzy artefakt w osi x opisali jako znaczące zmniejszenie perfuzji w ścianie bocznej i przegrodzie – ani z wynikami eksperymentów z niniejszej pracy. Oprócz wyraźnych ubytków perfuzji w koniuszku, w niniejszej pracy uwidoczniono również zmniejszenie wychwytu izotopu w segmentach dolno-przegrodowych oraz przednio-bocznych (**Rys. 7.7**). W niniejszej pracy, dzięki aplikacji do detekcji ruchu MDC for Alcyone, wykazano zarówno dobrą powtarzalność przeprowadzonych eksperymentów, jak i wysoką precyzję w uzyskiwanych wartościach przesunięć. Różnica w kształcie otrzymanego artefaktu w osi x nie może zatem wynikać z niedokładnego przesunięcia fantomu bądź innych błędów, jak np. czasu, po którym fantom został przesunięty.

Kennedy, Strauss (2017) w swojej pracy nie stwierdzili, by w danej osi przesunięcia w przeciwną stronę („+” vs „-”) dały inne rezultaty, tj. inny obraz symulowanych artefaktów – istotne jest względne położenie fantomu przed przesunięciem i po nim.

Ko i in. (2015) badali artefakty ruchowe wynikające z ruchów oddechowych. Symulacje przeprowadzili z wykorzystaniem fantomu – wkładki sercowej, umieszczonej na specjalnie skonstruowanej platformie z napędem umożliwiającym wykonywanie przez fantom sercowy ruchów oscylacyjnych o częstotliwości 12 cykli na minutę. Cykliczne przesunięcia fantomu symulowano wyłącznie w kierunku czaszkowo-ogonowym (osi z), gdyż średnie przemieszczenia serca w czasie ruchów oddechowych w kierunkach przednio-tylnym (y) i brzuszno-grzbietowym (x) są od 4 do 5 razy mniejsze niż w kierunku osi długiej (Kowalski i in., 2007). Mimo że przesunięcia w osi z wynikały z realizacji odmiennych zadań i były przeprowadzane w zupełnie inny sposób, artefakty zaprezentowane przez Ko i in. (2015) dla przesunięć (amplitud) 15 mm, 20 mm i 25 mm są bardzo podobne do uzyskanych w niniejszej pracy (**Rys. 7.5**). W przeciwieństwie do wyników, jakie uzyskali Kennedy, Strauss (2017), obszary zubożonej i prawidłowej perfuzji na mapach biegunowych są bardziej rozmyte, co wynika z cyklicznych przemieszczeń fantomu. Skutkiem tego jest również to, że w przypadku jednokrotnego przesunięcia fantomu w czasie akwizycji artefakt może być rozpoznany w ocenie wizualnej przy przesunięciu w osi z dużo mniejszym niż wartość amplitudy w ruchu oscylacyjnym.

Redgate i in. (2016), podobnie Kennedy, Strauss (2017), na podstawie przeprowadzonych badań fantomowych na skanerze Discovery NM 530c próbowali określić wielkość przesunięcia powodującego artefakt zmieniający w istotny sposób wynik badania scyntygrafii perfuzyjnej serca. Zakresy przesunięć fantomu oraz proporcje czasu, kiedy fantom był przesunięty, i czasu, w którym fantom znajdował się w początkowym położeniu, były takie same. Obydwa zespoły badawcze przeprowadziły analizę ilościową badań z artefaktami ruchowymi wykorzystując jako miarę nieprawidłowej perfuzji wskaźnik całkowitego ubytku perfuzji TPD (ang. *total perfusion deficit*). Obydwa zespoły korzystały z programu do ilościowej oceny perfuzji QPS (Cedars-Sinai Medical Center, Los Angeles, CA), ale miały wbudowane do programu własne normatywne bazy danych. Kennedy, Strauss (2017) przyjęli progową wartość TPD $> 5\%$, a Redgate i in. (2016) TPD $\geq 5,5\%$. Wyniki uzyskane przez obydwie zespoły są takie same: w przypadku przesunięć jednokrotnych (skoku o zadaną wartość) wykonanych w połowie akwizycji, przesunięcie fantomu o więcej niż 10 mm wzdłuż jednej z 3 ortogonalnych osi powoduje

powstanie artefaktów przekładających się na wzrost TPD powyżej przyjętego progu, uznanego za istotny klinicznie. Redgate i in. (2016) zagęścili pomiary w przedziale od 10 mm do 15 mm, wykonując również symulacje przesunięć skokowych w osi z o wartościach 11 mm, 12 mm, 13 mm i 14 mm. Wyniki pokazały, że dla przesunięć ≥ 11 mm wskaźnik TPD $> 5\%$. Ten ostatni wynik pokazuje, że przesunięcia fantomu w przedziale 10–11 mm w osi z powodują przekroczenie wartości progowej TPD. Warto zwrócić uwagę, że różnica 1 mm jest w granicach niepewności pomiarowej przesunięć fantomu w niniejszej pracy. Ograniczeniem niniejszej pracy jest brak możliwości ilościowej oceny ubytków perfuzji za pomocą wskaźnika TPD. Należy jednak zwrócić uwagę, że celem w tej pracy było zidentyfikowanie artefaktu, co – jak się okazuje – jest już możliwe dla przesunięć 10 mm w osi z. W sytuacji rozpoznania artefaktu, zamiast rozpatrywać, czy przesunięcia są istotne klinicznie, można wykonać korekcję ruchu.

Metody detekcji ruchu w obrazowaniu 3D wymagają zapisu danych w trybie *list mode*, a następnie przekształcenia ich w dyskretne przedziały czasowe. Czas trwania pojedynczej projekcji był dobierany różnie przez różnych badaczy – do detekcji ruchów oddechowych wykorzystywano projekcje 0,5 s (Ko i in., 2015) lub 1 s (van Dijk i in., 2018), natomiast do detekcji przesunięć pacjenta (fantomu) wykorzystywano projekcje 10 s (Kennedy, Strauss, 2017), 20 s (van Dijk i in., 2018) oraz 30 s (Redgate i in., 2016). W niniejszej pracy do detekcji przesunięć fantomu wykorzystano 20-sekundowe przedziały czasowe. Zgodnie z zaleceniami *EANM procedural guidelines for myocardial perfusion scintigraphy using cardiac-centered gamma cameras* z lipca 2019 r., do detekcji ruchów oddechowych powinno się stosować podział na 1-sekundowe dynamiczne projekcje, a do detekcji przesunięć pacjenta 5-sekundowe projekcje (Hyafil i in., 2019). To, czy skrócenie czasu trwania pojedynczej projekcji do 5 s przekłada się na większą czułość bądź dokładność rejestrowanych przesunięć, wymaga przeprowadzenia dalszych analiz z wykorzystaniem bazy badań fantomowych, ale także badań pacjentów.

We wszystkich pracach metody detekcji opierały się na lokalizacji i śledzeniu środka masy intensywności pikseli na dynamicznych projekcjach tomograficznych (Kennedy, Strauss, 2017; Ko i in., 2015; Redgate i in., 2016; van Dijk i in., 2018). Najprostszą metodę poprawy jakości obrazów w przypadku zidentyfikowanych przesunięć pacjenta podczas akwizycji na skanerze Discovery NM 530c jest odrzucenie danych tworzących projekcje z zarejestrowanymi przesunięciami. Kennedy, Strauss (2017) wykazali skuteczność tej metody w uzyskiwaniu diagnostycznych obrazów, niemniej jednak zwracają uwagę na podstawowy warunek, jaki musi być spełniony, tj. zapewnienie wymaganej statystyki zliczeń w obrazie.

Dużo większe znaczenie w praktyce mają metody uwzględniające w procesie korekcji obrazów dane dotyczące wielkości przesunięć w każdym kierunku dla różnych przedziałów czasowych (Ko i in., 2015; Redgate i in., 2016; van Dijk i in., 2018).

W niniejszej pracy wykazano, że korekcja ruchu wykonywana z użyciem aplikacji MDC for Alcyone jest skuteczna i wiarygodna, o czym świadczy fakt, że różnice w wartościach perfuzji dla każdego segmentu dla każdej pary analizowanych badań (badanie po korekcji vs badanie referencyjne) były mniejsze niż 5%. Skuteczność metod korekcji, które nie prowadzą do utraty danych, została również potwierdzona przez autorów innych prac, stosujących różne parametry w analizie ilościowej badań fantomowych przed korekcją ruchu i po niej. Redgate i in. (2016)

wykazali, że wartości TPD przed korekcją wahały się od 0% do 32% (w zależności od rodzaju i wielkości przesunięcia), a po korekcji były mniejsze niż 5% w 98% symulacji. Pozytywne rezultaty uzyskali również Ko i in. (2015), którzy za wyznacznik skuteczności zastosowanej metody kompensacji ruchu oddechowego przyjęli m.in. normalizację perfuzji w segmencie środkowo-przednim oraz uzyskanie poprawy objętości lewej komory w badaniach po korekcji.

Nie udało się dotrzeć do publikacji, w której podjęty byłby temat rotacji pacjenta w czasie akwizycji i wpływu tego rodzaju przemieszczeń nieosiowych na jakość obrazów scyntygraficznych. Kennedy, Strauss (2017) stwierdzili, że metoda polegająca na lokalizacji i śledzeniu środka masy intensywności pikseli jest ograniczona w przypadku detekcji rotacji. Nawet jeśli metody detekcji czy korekcji ruchu byłyby zawodne dla tego typu przemieszczeń, znajomość kształtu artefaktów wywołanych rotacją pacjenta może być ważna z uwagi na interpretację wyniku badania. W sytuacji, kiedy zachodzi podejrzenie, że pacjent poruszył się w czasie badania, można powtórzyć akwizycję. W niniejszej pracy zaprezentowano artefakty powstałe w wyniku rotacji (**Rys. 7.8**) oraz spróbowano wykorzystać program MDC for Alcyone do detekcji i korekcji ruchu. Korekcja okazała się równie skuteczna jak w przypadku przesunięć osiowych. Wniosek sformułowany na podstawie uzyskanych wyników nie musi być słuszny dla rotacji, w których jest inne umiejscowienie osi obrotu. Z tego powodu w niniejszej pracy dużą wagę przyłożono do tego, by jak najdokładniej przedstawić sposób, w jaki fantom był przemieszczany w czasie akwizycji (**Rys. 7.2**). Położenie początkowe fantomu i umiejscowienie osi obrotu miało jak najlepiej odzwierciedlić realne warunki dla obrotu pacjenta na stole od skanera. W przypadku metod opartych na śledzeniu „środka masy” nie bez znaczenia wydaje się również rozkład radioaktywności w mięśniu sercowym. Można przypuszczać, że nawet w przypadku identycznych rotacji przesunięcia wyznaczone na podstawie położenia „środka masy” intensywności pikseli będą nieco inne dla jednorodnego rozkładu radioaktywności i inne dla rozkładu niejednorodnego, zaburzonego np. przez patologiczne ubytki perfuzji (Kennedy, Strauss, 2017).

Zastosowanie skutecznych metod korekcji ruchu wiąże się z brakiem konieczności powtarzania akwizycji w przypadku wykrycia przesunięć pacjenta w czasie akwizycji. Przekłada się to przede wszystkim na poprawę komfortu pacjenta, brak opóźnień w badaniach kolejnych pacjentów oraz zwiększenie przepustowości pacjentów. Pozwala również uzyskać wynik diagnostyczny w sytuacjach, gdy poruszenie pacjenta nie było zauważone w trakcie badania, ale zostało stwierdzone później, dopiero w trakcie oceny obrazu scyntygraficznego.

Weryfikacja parametrów czynnościowych lewej komory serca na podstawie badań fantomowych bramkowanych sygnałem EKG

Przeprowadzenie badań bramkowanych SPECT z wykorzystaniem fantomu dynamicznego serca pozwoliło określić stopień, w jakim wyznaczone wartości frakcji wyrzutowej były zgodne z wartościami referencyjnymi pracy fantomu.

Największą zgodność wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowych z wartościami referencyjnymi uzyskano, stosując oprogramowanie QGS w przypadku badań ze skanera CZT (Lin's CCC = 0,973; 95% PU: 0,959–0,982) oraz Myometrix w przypadku badań

wykonywanych na gammakamerze Infinia i przy zastosowaniu rekonstrukcji obrazów FBP (Lin's CCC = 0,989; 95% PU: 0,935–0,998).

W niniejszej pracy wykazano, że wartości EF oraz objętości EDV i SV wyznaczone dla badań ze skanera CZT i konwencjonalnej gammakamery są wysoce spójne, na co wskazują wartości współczynników korelacji wewnątrzklasowej ICC wraz z zakresami 95% PU. Odmienne wyniki uzyskano dla parametru ESV (niskie wartości współczynników ICC i szerokie, 95-procentowe przedziały ufności). Wynika to jednak z bardzo niskiej zmienności wartości objętości późnoskurczowej w analizowanej grupie badań, co jest oczywiste z uwagi na to, że badania przeprowadzono z użyciem określonego fantomu serca, dla którego objętość ESV powinna być stała. Uzyskany wynik braku akceptowalnej rzetelności nie powinien mieć przełożenia na badania kliniczne.

W różnych ośrodkach były prowadzone badania porównawcze tego typu, a ich zakres częściowo był wspólny z zakresem badań wykonanych na potrzeby niniejszej pracy (zgodność wykorzystanego oprogramowania, rodzajów skanerów i fantomów).

Esteves i in. (2009) w badaniu wieloośrodkowym porównali parametry czynnościowe lewej komory serca (EF, EDV i ESV) w badaniach spoczynkowych i wysiłkowych perfuzji mięśnia sercowego wykonanych zarówno na skanerze Discovery NM 530c, jak i konwencjonalnej dwugłowicowej gammakamerze SPECT. Badaniami objęto 168 pacjentów. Zastosowano protokół jednodniowy badania. Do rekonstrukcji obrazów z konwencjonalnej gammakamery wykorzystano metodę iteracyjną, a badania opracowywano za pomocą oprogramowania Emory Cardiac Toolbox (ECTb). Badacze wykazali *dość silną* korelację pomiędzy wartościami EF z dwóch urządzeń (R Spearmana o wartościach 0,87 i 0,90 odpowiednio dla badań spoczynkowych i wysiłkowych; $p < 0,01$), czyli nieco słabszą niż w niniejszej pracy (R Spearmana $> 0,9$; $p < 0,05$). Podobnie jak w niniejszej pracy, Esteves i in. (2009) również zwrócili również uwagę na niewielki trend w kierunku wyższych wartości frakcji wyrzutowych na gammakamerze SPECT w porównaniu z CZT (zarówno w badaniach spoczynkowych, jak i wysiłkowych). Uzyskane przez Estevesa i in. (2009) wyniki potwierdziły ponadto *bardzo silną* korelację pomiędzy objętościami EDV i ESV. W niniejszej pracy równie silną zależność między wartościami EDV i ESV dla badań z dwóch urządzeń otrzymano przy zastosowaniu iteracyjnej metody rekonstrukcji obrazów z konwencjonalnej gammakamery (przy zastosowaniu metody FBP korelacja była nieco mniejsza).

Porównanie wartości frakcji wyrzutowych wyznaczonych na podstawie badań ze skanera Discovery NM 530c oraz gammakamery SPECT było również przedmiotem pracy Buechel i in. (2010). Analizie poddano badania scyntygrafii perfuzyjnej serca spoczynkowe i wysiłkowe wykonane u 75 pacjentów. Badania wykonane były protokołem jednodniowym. Rekonstrukcję obrazów z konwencjonalnej gammakamery wykonano metodą iteracyjną, a badania opracowywano za pomocą oprogramowania Myovation. Autorzy wykazali bardzo silną korelację wartości EF dla dwóch urządzeń, z przedziałem zgodności od $-5,6\%$ do $10,6\%$ na wykresie Blanda–Altmana i średnią różnicą pomiędzy wartościami EF z kamery SPECT i skanera CZT wynoszącą $2,55\%$. Otrzymane wyniki były zatem zgodne z obserwacjami Estevesa i in. (2009).

Bailliez i in. (2016) przeprowadzili porównanie parametrów czynnościowych lewej komory serca na podstawie badań fantomowych na dwóch dostępnych modelach skanerów z detektorami półprzewodnikowymi (Discovery NM 530c oraz D-SPECT) oraz na konwencjonalnej gammakamerze IQ•SPECT z kolimatorami SmartZOOM zogniskowanymi na sercu. Analizę przeprowadzono dla 3 wartości referencyjnych frakcji wyrzutowej (33%, 45% i 60%) pracy fantomu i stałej częstotliwości pompowania. Zastosowano fantom dynamiczny serca AGATE (Vanderwilt Techniques). Badania opracowywane były w programie QGS. Dla każdej wartości referencyjnej frakcji wyrzutowej objętości EDV i ESV w badaniach ze skanerów CZT były wyższe, czego skutkiem były niższe – choć bardziej trafne (*zgodne z referencyjnymi*) – wartości EF w porównaniu do badań z konwencjonalnej gammakamery. Wyniki niniejszej pracy są zgodne z wnioskami autorów, co więcej – powyższe spostrzeżenia są słuszne niezależnie od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów z gammakamery Infinia 3/8" HWK. Wyniki nie zależą również od użytego oprogramowania (QGS, Myovation). U Baillieza i in. (2016) zastanawiająca jest jednak bardzo słaba zgodność wyznaczonych wartości frakcji wyrzutowych z wartościami referencyjnymi, zwłaszcza w przypadku konwencjonalnej gammakamery. Autorzy nie analizowali tej zgodności w sposób ilościowy, jednak zaprezentowane dane pokazują, że dla skanera Discovery NM 530c różnice wynosiły ok. 6%, a w przypadku kamery IQ•SPECT nawet 15% (Bailliez i in., 2016). W niniejszej pracy w przypadku skanera CZT uzyskana zgodność była *wysoka* (Lin's CCC = 0,973), a średnia różnica w porównaniu do wartości referencyjnych EF wynosiła zaledwie -0,4% (dotyczy to sytuacji, gdy badania były opracowywane, podobnie jak przez Baillieza i in. (2016), w programie QGS). Uzyskane rozbieżności w wynikach nie wynikają na pewno z różnic na poziomie rekonstrukcji obrazów, gdyż w obydwu przypadkach stosowany był dedykowany algorytm rekonstrukcyjny GE z takimi samymi wartościami parametrów filtru postprocessingowego Butterworth. Wydaje się, że przyczyną może być inny model fantomu użyty w badaniach. Podczas gdy bezpośrednie porównanie wyników uzyskanych w niniejszej pracy i pracy Baillieza i in. (2016) jest jak najbardziej zasadne w odniesieniu do skanera Discovery NM 530c, to w przypadku dwugłowicowej gammakamery takie porównanie nie jest do końca właściwe z uwagi na różnice pomiędzy obydwoma systemami obrazującymi – konwencjonalną gammakamerą SPECT z kolimatorami LEHR a systemem IQ•SPECT, wyposażonym w kolimatory wieloogniskowe SmartZOOM oraz zaimplementowanym algorytmem rekonstrukcyjnym Flash-3D, zoptymalizowanym pod kątem geometrii kolimatorów i kardiocentrycznej orbity dla ruchu detektorów.

Tenże zespół dokonał również porównania parametrów funkcji lewej komory serca na podstawie badań scyntygrafii perfuzyjnej serca u 120 pacjentów wykazujących niskie prawdopodobieństwo wystąpienia choroby wieńcowej i prawidłową perfuzję w badaniu wysiłkowym. Dobór materiału badawczego umożliwił również określenie zakresów referencyjnych prawidłowej funkcji regionalnej i globalnej lewej komory serca. Wyniki badaczy potwierdziły to, co wcześniej zaobserwowali Esteves i in. (2009) oraz Buechel i in. (2010): objętości EDV i ESV były większe w badaniach ze skanerów z detektorami półprzewodnikowymi (40,5 ml ± 9,2 ml vs 35,8 ml ± 6,8 ml oraz 12,5 ml ± 5,3 ml vs 8,3 ml ± 4,4 ml odpowiednio dla EDV i ESV; $p < 0,001$), a wartości EF mniejsze

w porównaniu do badań z konwencjonalnej gammakamery ($70,3\% \pm 9,1\%$ vs $77,8\% \pm 9,3\%$ odpowiednio dla CZT i gammakamery IQ•SPECT; $p < 0,001$) (Bailliez i in., 2016).

Wyniki niniejszej pracy w części porównującej wartości parametrów EF, EDV i ESV wyznaczone dla badań ze skanera CZT i gammakamery Infinia są zgodne z wnioskami autorów przytoczonych prac, a poczynione obserwacje okazały się słuszne niezależnie od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów z konwencjonalnej gammakamery (**Rys. 8.7 A**, **Rys. 8.7 B** i **Rys. 8.7 C**).

Głównym powodem, dla którego mierzone objętości lewej komory serca były większe w przypadku skanera Discovery NM 530c, jest wyższa rozdzielczość przestrzenna detektorów CZT w porównaniu do NaI(Tl). Lepsza rozdzielczość przestrzenna powoduje zmniejszenie efektu częściowej utraty objętości (PVE – ang. *partial volume effect*) i umożliwia dokładniejsze rozgraniczenie ścian mięśnia sercowego (Agostini i in., 2016; Bailliez i in., 2016). Niedooszacowanie objętości w przypadku konwencjonalnych gammakamer przekłada się na przeszacowanie wartości mierzonych frakcji wyrzutowych.

Wyniki niniejszej pracy jednoznacznie wskazują, że wartości mierzonych parametrów czynnościowych lewej komory zależą zarówno od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów, jak i użytego oprogramowania do analizy badań bramkowanych SPECT (**Rys. 8.5**, **Rys. 8.6**). Co prawda niepełny materiał badawczy z gammakamery Infinia 3/8" HWK (1 seria pomiarowa vs 5 serii na skanerze CZT, **Tabela 8.1**) ogranicza bardzo możliwości wnioskowania, niemniej jednak poczynione obserwacje pokazują pewne trendy, które można zweryfikować z wynikami badań innych autorów.

Określenie wpływu użytego oprogramowania do analizy badań bramkowanych SPECT perfuzji mięśnia sercowego na uzyskiwane wartości frakcji wyrzutowej w przypadku badań wykonywanych z użyciem konwencjonalnych gammakamer było tematem wielu wcześniejszych prac (Ballal i in., 2012; Dostbil i in., 2011; Van Der Veen i in., 2010). Pomimo wykazania silnych korelacji pomiędzy parametrami czynnościowymi serca, wyznaczanymi za pomocą różnych programów kardiologicznych (ECTb, QGS, 4D-MSPECT and Myovation), autorzy zwracają uwagę, że uzyskiwane wartości objętości i frakcji wyrzutowej różnią się istotnie między sobą. Z punktu widzenia niniejszej pracy interesujące są wyniki zaprezentowane przez Ballal i in. (2012) oraz van der Veen i in. (2010). Pierwszy z zespołów wykazał, że wartości frakcji wyrzutowych wyznaczone za pomocą QGS były wyższe niż z użyciem programu Myovation i przeszacowane w stosunku do wartości referencyjnych EF, tj. otrzymanych na podstawie badań wentrykulografii radioizotopowej metodą bramkowanej scyntygrafii zbioru krwi MUGA. Jednocześnie wartości EF mierzone za pomocą Myovation nie różniły się istotnie od wartości referencyjnych EF. Badania były przeprowadzone na grupie ponad 100 chorych z rozpozną lub podejrzaną chorobą wieńcową (Ballal i in., 2012). Z kolei van der Veen i in. (2010) również doszli do wniosku, że program QGS zawyża wartości EF, przy czym wartościami referencyjnymi były wartości EF ustawione dla fantomu dynamicznego serca (fanom AGATE). Van der Veen i in. (2010) wykazali również, że średnia różnica pomiędzy wartościami EF mierzonymi za pomocą dwóch programów: 4D-MSPECT i QGS wyniosła aż $9,61\% \pm 4,35\%$ ($p < 0,001$).

W niniejszej pracy, w odniesieniu do badań wykonanych na konwencjonalnej gammakamerze Infinia, również zaobserwowano, że po pierwsze: program QGS przeszacowuje wartości frakcji wyrzutowej (co skutkuje uzyskaniem *slabej* zgodności z wartościami referencyjnymi; Lin's CCC < 0,9), po drugie: wartości EF wyznaczone za pomocą programu Myovation są mniejsze niż uzyskane w QGS (**Rys. 8.3** i **Rys. 8.4**). Obydwa spostrzeżenia nie zależą ponadto od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów, choć w przypadku metody iteracyjnej różnica między średnimi wartościami EF wyznaczonymi za pomocą QGS i Myovation jest większa (efekt *duży*), **Tabela 8.2**.

W konsekwencji, z uwagi na istniejące różnice w wartościach frakcji wyrzutowej raportowanych przez indywidualne oprogramowanie, dostępne w danym ośrodku pakiety kardiologiczne nie powinny być stosowane zamiennie (Dostbil i in., 2011; van der Veen i in., 2010), a istnienie rozbieżności w uzyskiwanych wynikach może ograniczyć dokładność porównań międzyinstytucjonalnych i badań wieloośrodkowych (Havel i in., 2014).

Wyniki uzyskane w niniejszej pracy są zgodne z wynikami uzyskanymi przez inne ośrodki. Ograniczeniem niniejszej pracy jest analiza jedynie badań fantomowych. W kolejnym kroku należy przeprowadzić analizę badań pacjentów i jeśli wyniki będą takie jak dla badań fantomowych, należy uwzględnić znajomość oprogramowania przy wyznaczaniu parametrów czynnościowych serca i (o ile nie występują inne ograniczenia) zastosować jego odpowiedni dobór w zależności od typu wykorzystanego urządzenia.

Porównanie jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych w technologii półprzewodnikowej CZT i za pomocą gammakamery SPECT/CT z detektorami scyntylicyjnymi

W pracy wykazano, że badania scyntygraficzne perfuzji mięśnia sercowego wykonywane na skanerze kardiologicznym Discovery NM 530c są lepszej jakości niż badania wykonywane na gammakamerze Infinia 3/8" HWK.

W przypadku badań ze skanera kardiologicznego CZT mediana z ocen jakości obrazów scyntygraficznych wynosiła 4 (obrazy bardzo dobrej jakości) i była niezależna od aktywności radiofarmaceutyku. Zgodnie z wytycznymi *EANM procedural guidelines for myocardial perfusion scintigraphy using cardiac-centered gamma cameras* aktywność ^{99m}Tc-MIBI powinna wynosić od 3 MBq/kg (0,081 mCi/kg) do 5 MBq/kg (0,135 mCi/kg) dla protokołu dwudniowego, jednak nie więcej niż 500 MBq (13,5 mCi) na iniekcję (Hyafil i in., 2019). W pracy oceniana była jakość obrazów scyntygraficznych uzyskanych po podaniu 25 mCi, 16 mCi i 8 mCi ^{99m}Tc-MIBI. Aktywność 8 mCi wg zaleceń EANM odpowiada średniej aktywności radiofarmaceutyku dla standardowego dorosłego pacjenta o wadze 70 kg. Aktywność 25 mCi jest prawie dwukrotnie większa od górnej granicy zakresu obecnie rekomendowanych aktywności ^{99m}Tc-MIBI do badań perfuzyjnych serca wykonywanych za pomocą skanerów z detektorami półprzewodnikowymi. Jednocześnie aktywności z zakresu od 20 mCi do 25 mCi są rutynowo stosowane w badaniach perfuzyjnych serca wykonywanych za pomocą uniwersalnych gammakamer SPECT. Stąd najwyższa aktywność ^{99m}Tc-MIBI, dla której przeprowadzona była analiza porównawcza jakości badań pochodzących z tych dwóch urządzeń, wynosiła 25 mCi.

Obrazy scyntygraficzne otrzymane za pomocą konwencjonalnej gammakamery Infinia 3/8" HWK były gorszej jakości niż ze skanera CZT nawet w przypadku badań wykonanych po podaniu 25 mCi i 16 mCi ^{99m}Tc -MIBI, tj. aktywności z zakresu wartości rekomendowanych dla badań scyntygrafii perfuzyjnej serca wykonywanych z użyciem konwencjonalnych gammakamer wg protokołu dwudniowego (Hyafil i in., 2019; Obwieszczenie MZ, 2017). W przypadku badań z najniższą aktywnością radiofarmaceutyku (8 mCi) mediana z ocen jakości obrazów wynosiła 3 i była niższa niż w badaniach z użyciem większych aktywności (mediana 3,5). Należy jednak podkreślić, że aktywność 8 mCi leży poza przedziałem aktywności rekomendowanych do wykonywania badań serca u standardowego dorosłego pacjenta ($\text{BMI} < 25$) i przy użyciu gammakamer takich jak Infinia.

Podobne wyniki wskazujące na lepszą jakość badań ze skanera CZT niż z konwencjonalnej gammakamery SPECT/CT uzyskali autorzy innych prac na podstawie badań albo fantomowych (Liu i in., 2015; Zoccarato i in., 2016), albo fantomowych i klinicznych (Imbert i in., 2012). Autorzy porównywali jakość obrazów m.in. na podstawie parametrów ilościowych takie jak: czułość tomograficzna (*tomographic count sensitivity*), stosunek kontrastu do szumu (CNR – ang. *contrast to noise ratio*), rozdzielczość przestrzenna i wskaźnik ostrości konturów serca (*sharpness index*). Głównym powodem zdecydowanej poprawy jakości obrazów scyntygraficznych otrzymywanych z wykorzystaniem nowej technologii jest niemal dwukrotnie lepsza rozdzielczość energetyczna detektorów półprzewodnikowych niż kryształów NaI(Tl), przekładająca się na mniejszy udział w oknie energetycznym fotonów z rozpraszania Comptona (Hyafil i in., 2019; Imbert i in., 2012). Ponieważ celem niniejszej pracy była subiektywna ocena obrazów przez lekarzy, a nie techniczna ocena parametrów fizycznych jakości obrazów, nie wykonywano analizy na podstawie parametrów ilościowych. Niemniej jednak wyniki z analizy jakościowej są zbieżne z wynikami prezentowanymi w przywołanych pracach.

W wyodrębnionej w niniejszej pracy grupie pacjentów z otyłością III stopnia mediana z ocen jakości obrazów uzyskanych za pomocą gammakamery Infinia wyniosła 2,75. W przypadku badań ze skanera Discovery NM 530c również wykazano niższą jakość obrazów scyntygraficznych (mediana 3,25) w tej grupie pacjentów. Autorzy pracy *Cadmium-zinc-telluride myocardial perfusion imaging in obese patients* zwrócili uwagę na zjawisko pogorszenia stosunku kontrastu do szumu i ostrości konturów lewej komory serca, wynikające z istotnego pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich u otyłych pacjentów (Fiechter i in., 2012). Inną przyczyną pogorszenia jakości badań jest stosunkowo częste położenie serca na granicy pola widzenia detektorów skanera (Fiechter i in., 2012; Hyafil i in., 2019). W skrajnych sytuacjach, kiedy na skutek ograniczeń fizycznych (*pacjent jest za duży*) nie jest możliwe umiejscowienie serca w polu widzenia skanera, wynik badania może być niediagnostyczny (efekt „przycięcia” serca). Szerzej problem obrazowania pacjentów otyłych z użyciem skanera Discovery NM 530c został omówiony w rozdziale 5. niniejszej pracy.

W niniejszej pracy wyznaczono również zgodność opinii sędziów – lekarzy specjalistów medycyny nuklearnej w ocenie jakości badań scyntygraficznych perfuzji serca wykonywanych na dwóch różnych urządzeniach.

Zgodność opinii specjalistów mierzona za pomocą wskaźnika procentowego była większa w przypadku badań ze skanera Discovery NM 530c w każdej grupie badań (25 mCi, 16 mCi

i 8 mCi), jak również bez podziału na grupy. Odsetek zgodnych kategoryzacji jest najprostszym, ale mało doskonałym wskaźnikiem zgodności opinii sędziów. Wskaźnik ten nie uwzględnia prawdopodobieństwa przypadkowej zbieżności decyzji sędziów (Gorbaniuk, 2016). Ponadto ocena zgodności sędziów za pomocą wskaźnika procentowego jest słabą metodą zwłaszcza w sytuacjach, kiedy istnieje możliwość uporządkowania (zhierarchizowania) decyzji klasyfikacyjnych, tak jak w przypadku oceny jakości obrazów dokonywanej w skali od 0 do 4.

Oprócz wskaźnika procentowego do oceny zgodności wykorzystano również współczynnik α Krippendorfa. W analizie bez podziału na aktywność radiofarmaceutyku wykazano przeciętną (*zadowalającą*) zgodność opinii specjalistów dla badań zarówno ze skanera CZT, jak i z kamery Infinia. W analizie z podziałem na grupy akceptowalną zgodność uzyskano dla badań z aktywnością 16 mCi (zgodność *dobra*) oraz dla badań z 8 mCi (zgodność *zadowalająca*) w przypadku skanera CZT. Natomiast w przypadku badań z Infinii akceptowalną (*dobrą*) zgodność uzyskano jedynie dla badań z największą aktywnością radiofarmaceutyku. Nie zaobserwowano jednak związku pomiędzy jakością badań a wartością α Krippendorfa, będącego miarą zgodności opinii specjalistów. Uzyskane wyniki pokazują również, że proces oceny jakości obrazów jest wysoce subiektywny i trudno jest o jednomyślność w tym zakresie. W niniejszej pracy miarą jakości była mediana z ocen specjalistów dla danego badania, a zatem w przypadku wystąpienia rozbieżności w ocenach wystawionych przez lekarzy nie było potrzeby podejmowania wspólnej decyzji na drodze konsensusu.

11. Wnioski

- 1. Nie stwierdzono, by ograniczenia skanera Discovery NM 530c wynikające z zastosowanych rozwiązań konstrukcyjno-technologicznych stanowiły podstawę do wykluczenia pacjentów z otyłością olbrzymią z badań na tym urządzeniu.**

Rozwiązania konstrukcyjne i technologiczne, zastosowane w skanerze CZT w celu zapewnienia dużej efektywności detekcji i wysokiej jakości obrazowania perfuzji serca (niewielkie pole widzenia detektorów skanera, kolimacja zogniskowana na sercu, stacjonarna akwizycja), są również przyczyną ograniczeń skanera w badaniach u bardzo wąskiej grupy pacjentów, których fizyczne rozmiary uniemożliwiają uzyskanie optymalnego ustawienia detektorów względem obrazowanego obiektu (mięśnia sercowego).

Na podstawie wyników uzyskanych w niniejszej pracy wydaje się, że odsetek badań niediagnostycznych u pacjentów z $BMI \geq 40 \text{ kg/m}^2$ może być znacznie mniejszy, niż wynika z doniesień literaturowych. Ważnymi czynnikami są niewątpliwie doświadczenie personelu i staranne pozycjonowanie pacjenta. Wykazano, że przy zachowaniu dbałości o procedury nawet wśród pacjentów z otyłością olbrzymią odsetek badań diagnostycznych jest wysoki i wynosi 67%. Zaleca się zatem, aby nie rezygnować z obrazowania tych pacjentów na skanerze kardiologicznym – badanie na uniwersalnej gammakamerze powinno być wykonywane tylko wtedy, gdy okaże się, że fizyczne uwarunkowania pacjenta uniemożliwią przeprowadzenie badania na skanerze CZT.

- 2. Istnieje możliwość redukcji artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania za pomocą dwóch metod: wykorzystania zewnętrznej tomografii komputerowej lub dodatkowego obrazowania w pozycji na brzuchu.**

Rozpoznanie w obrazie scyntygraficznym artefaktów, zarówno tych wynikających z pochłaniania promieniowania, jak i tych spowodowanych ruchem pacjenta podczas akwizycji, jest niezwykle ważne, gdyż obszary mięśnia sercowego o zmniejszonej wartości wychwytu (odpowiadające artefaktom), które mogłyby być zinterpretowane jako niedokrwione, w rzeczywistości nie odzwierciedlają ubytków perfuzji.

W niniejszej pracy wykazano, że artefakty wynikające z braku korekcji pochłaniania w badaniach ze skanera CZT można skutecznie zredukować dwiema metodami. Metoda oparta na skanach CT z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego okazała się przydatna w identyfikowaniu artefaktów głównie w ścianie dolnej serca, a także w ścianie bocznej serca i przegrodzie międzykomorowej. Druga metoda polegająca na wykonaniu dodatkowej akwizycji z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu jest przydatna w ocenie nieprawidłowości perfuzji w ścianie dolnej serca ze względu na redukcję atenuacji przeponowej. Mimo że pod względem skuteczności metoda ta ustępuje korekcji atenuacji opartej na CT, to posiada dwie ważne zalety: jest stosunkowo prosta do wdrożenia w rutynowej praktyce klinicznej i – w odróżnieniu od badania CT – nie zwiększa narażenia radiologicznego pacjenta.

3. Artefakty ruchowe mają charakterystyczny wzór na mapie biegunowej serca, co umożliwia identyfikację ruchu pacjenta i stanowi podstawę do powtórzenia akwizycji lub zastosowania korekcji ruchu na etapie postprocessingu.

Artefakty wynikające z poruszeń obrazowanego obiektu w trakcie akwizycji (przesunięcia osiowe, rotacje) przybierają charakterystyczny wygląd na mapach biegunowych i przekrojach serca. Znajomość wzorów artefaktów może ułatwić ich rozpoznanie na etapie wizualnej oceny i zredukować ryzyko błędnej interpretacji wyniku badania. W pracy wykazano, że artefakty ruchowe mogą być skutecznie zredukowane za pomocą dedykowanej aplikacji do korekcji ruchu (MDC for Alcyone). Dzięki temu eliminuje się konieczność powtarzania badania, co przekłada się na poprawę komfortu pacjenta, brak opóźnień w badaniach kolejnych osób oraz zwiększenie przepustowości pacjentów.

4. Skaner CZT pozwala w sposób miarodajny określić frakcję wyrzutową lewej komory mięśnia sercowego.

Wykazano bardzo silną korelację między wartościami frakcji wyrzutowej wyznaczonymi dla badań ze skanera CZT i gammakamery Infinia, z niewielkim trendem w kierunku niższych wartości frakcji wyrzutowej uzyskiwanych w badaniach na skanerze kardiologicznym. Wykazano również silną korelację wartości parametrów objętościowych lewej komory serca między badaniami z obydwu urządzeń. Wartości mierzonych parametrów zależą zarówno od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów, jak i użytego oprogramowania do analizy badań bramkowanych SPECT perfuzji serca; największą i wysoką zgodność między wyznaczonymi wartościami frakcji wyrzutowych a wartościami referencyjnymi (tj. dla fantomu dynamicznego) uzyskano przy użyciu oprogramowania QGS – w przypadku badań ze skanera CZT oraz aplikacji Myovation dla badań wykonywanych na Infinii (i przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP). Zatem rodzaj użytego oprogramowania powinien być brany pod uwagę przy ocenie frakcji wyrzutowej na podstawie badań z danego typu urządzenia.

5. Skaner Discovery NM 530c z detektorami półprzewodnikowymi CZT pozwala na uzyskanie znacząco lepszych obrazów perfuzji mięśnia sercowego w porównaniu do badań z konwencjonalnych gammakamer SPECT z kryształami NaI(Tl).

W niniejszej pracy wykazano, że mimo 3-krotnie krótszej akwizycji SPECT na skanerze CZT i ok. 50-procentowej redukcji dawki w badaniu radioizotopowym uzyskiwane obrazy scyntygraficzne są bardzo dobrej jakości. Znajduje to potwierdzenie w wysokiej ocenie jakości badań przeprowadzonej przez niezależnych sędziów (mimo że postrzeganie jakości obrazów w badaniach scyntygraficznych serca jest wysoce subiektywne, o czym świadczą uzyskane wyniki oceny zgodności opinii specjalistów zarówno dla badań ze skanera CZT, jak i gammakamery Infinia).

12. Streszczenie

Wprowadzenie

Na przestrzeni ostatnich kilkunastu lat w kardiologii nuklearnej obserwuje się odchodzenie od gammakamer SPECT ogólnego zastosowania na rzecz wyspecjalizowanych urządzeń, tzw. kamer kardiocentrycznych, zapewniających przede wszystkim dużo większą efektywność obrazowania. Przełomem było zastąpienie kryształów scyntylicyjnych NaI(Tl) detektorami półprzewodnikowymi CZT (tellurek kadmowo-cynkowy). Pierwsza w Europie Środkowo-Wschodniej instalacja skanera kardiologicznego z detektorami CZT, kolimacją zogniskowaną na sercu i układem detektorów pozwalających na przeprowadzenie stacjonarnej akwizycji 3D, miała miejsce w Warszawie, w Wojskowym Instytucie Medycznym (WIM).

Cele pracy

1. Analiza ograniczeń skanera CZT, wynikających z zastosowanych rozwiązań konstrukcyjnych i technologicznych, w obrazowaniu pacjentów otyłych.
2. Ocena przydatności stosowania różnych metod pozwalających na redukcję artefaktów wynikających z pochłaniania promieniowania w tkankach miękkich pacjenta: korekcja atenuacji wykorzystująca tomografię komputerową CT z zewnętrznego urządzenia diagnostycznego oraz dodatkowa akwizycja SPECT perfuzji mięśnia sercowego w pozycji na brzuchu.
3. Przeprowadzenie symulacji artefaktów ruchowych i zweryfikowanie możliwości identyfikacji artefaktów na etapie oceny wizualnej oraz możliwości redukcji tych artefaktów.
4. Weryfikacja parametrów czynnościowych lewej komory serca na podstawie badań bramkowanych sygnałem EKG.
5. Ocena jakości badań perfuzyjnych SPECT mięśnia sercowego wykonanych w technologii półprzewodnikowej.

Materiał i metody

W celu realizacji powyższych zadań wykorzystano bazę badań pacjentów Zakładu Medycyny Nuklearnej WIM (Cele pracy, punkty 1., 2. i 5.), a także przeprowadzono badania z użyciem fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową (pkt 3.) oraz fantomu dynamicznego serca, umożliwiającego ustalenie wartości referencyjnych dla frakcji wyrzutowej (pkt 4.).

Badania perfuzyjne mięśnia sercowego były opracowywane z wykorzystaniem oprogramowania Myovation (GE) na stacji Xeleris 3.0 lub 3.1. Badania bramkowane SPECT były dodatkowo opracowywane za pomocą aplikacji QGS (Quantitative Gated SPECT, Cedars-Sinai Medical Center).

W celu realizacji punktu 3. wykorzystano również oprogramowanie Lister (GE) oraz MDC for Alcyone (Motion Detection and Correction for Alcyone, GE) na stacji Xeleris 3.1.

W celu realizacji punktów 1., 2., 3., 5. analizowano badania perfuzyjne serca na podstawie 17-segmentowych map biegunowych z procentowymi wartościami perfuzji oraz przekroje w 3 osiach serca. Dodatkowo, w punkcie 2., analizowano mapy biegunowe z podziałem na ściany serca.

Jakość badań perfuzyjnych mięśnia sercowego oceniana była przez czterech niezależnych sędziów (lekarze specjaliści medycyny nuklearnej) w 5-punktowej skali (0–4), gdzie 0 oznaczało obrazy niediagnostyczne, a 4 – obrazy bardzo dobrej jakości.

Opracowanie każdego badania z kamery CZT poprzedzone było przeprowadzeniem kontroli jakości skanowania w celu oceny poprawności ułożenia serca w polu widzenia detektorów.

Badania na skanerze CZT były wykonywane wg standardowego protokołu klinicznego (badanie na plecach, bez korekcji pochłaniania). W celu realizacji punktu 2. analizowano również badania perfuzyjne wykonane w pozycji pacjenta na brzuchu oraz badania z zastosowaniem korekcji atenuacji na podstawie CT.

Do realizacji celów zdefiniowanych w punktach 4. i 5. wykorzystano również badania perfuzyjne SPECT mięśnia sercowego wykonane na konwencjonalnej dwugłowicowej gammakamerze (zarówno bez korekcji, jak i z korekcją pochłaniania promieniowania).

Wyniki

1. W niniejszej pracy wykazano, że odsetek badań diagnostycznych wśród pacjentów z otyłością olbrzymią ($BMI \geq 40 \text{ kg/m}^2$) wynosi 67% i jest dużo większy, niż to wynika z niektórych doniesień literaturowych.
2. Wykazano przydatność obydwu metod w redukcji artefaktów wynikających z braku korekcji pochłaniania promieniowania w badaniach ze skanera CZT: korekcja atenuacji oparta na skanach CT okazała się przydatna w identyfikacji artefaktów w ścianach dolnej i bocznej serca, a także przegrodzie międzykomorowej; metoda wykorzystująca dodatkową akwizycję z ułożeniem pacjenta na brzuchu okazała się pomocna w ocenie nieprawidłowości perfuzji w ścianie dolnej serca ze względu na redukcję atenuacji przeponowej.
3. W pracy zasymulowano artefakty wynikające z przesunięć i rotacji obrazowanego obiektu w czasie akwizycji. Pokazano, że artefakty ruchowe przybierają charakterystyczny wygląd na mapach biegunowych (np. artefakt powstały w wyniku przesunięcia w osi długiej pacjenta przypomina kształtem motyla) i przekrojach serca, co może ułatwić rozpoznanie artefaktów na etapie wizualnej oceny i zmniejszyć ryzyko błędnej interpretacji wyniku badania. Wykazano, że artefakty ruchowe mogą być skutecznie zredukowane za pomocą dedykowanej aplikacji do korekcji ruchu.
4. W pracy wykazano silną korelację między parametrami czynnościowymi lewej komory serca wyznaczonymi dla badań ze skanera CZT i konwencjonalnej gammakamery. Zaobserwowano niewielki trend w kierunku niższych wartości frakcji wyrzutowej uzyskiwanych w badaniach na skanerze kardiologicznym. Wykazano, że wartości mierzonych parametrów zależą zarówno od zastosowanej metody rekonstrukcji obrazów, jak i użytego oprogramowania do analizy badań bramkowanych SPECT perfuzji serca. W przypadku badań ze skanera CZT największą i wysoką zgodność między wyznaczonymi wartościami frakcji wyrzutowych a wartościami referencyjnymi (tj. dla fantomu dynamicznego) uzyskano przy użyciu oprogramowania QGS (Lin's CCC = 0,973; 95% PU: 0,959–0,982).
5. W pracy wykazano, że badania scyntygraficzne perfuzji serca wykonywane na skanerze kardiologicznym z detektorami CZT są lepszej jakości niż badania wykonywane na dwugłowicowej gammakamerze SPECT. Mimo 3-krotnie krótszej akwizycji i ok. 50-procentowej redukcji dawki w badaniu radioizotopowym, uzyskiwane za pomocą skanera CZT obrazy scyntygraficzne są bardzo dobrej jakości.

Wnioski

1. Zastosowane w skanerze CZT rozwiązania konstrukcyjno-technologiczne nie stanowią podstawy do wykluczenia pacjentów z otyłością olbrzymią z badań na tym urządzeniu.
2. Korekcja pochłaniania wykorzystująca zewnętrzną tomografię komputerową i/lub wykonanie dodatkowej akwizycji w pozycji pacjenta na brzuchu są skutecznymi metodami redukcji artefaktów spowodowanych atenuacją.
3. Artefakty ruchowe mają charakterystyczny wzór na mapie biegunowej serca, co umożliwia identyfikację ruchu pacjenta. Możliwe jest zastosowanie korekcji ruchu albo powtórzenie akwizycji.
4. Skaner CZT pozwala w sposób miarodajny określić frakcję wyrzutową lewej komory serca.
5. Skaner z detektorami półprzewodnikowymi CZT pozwala na uzyskanie znacząco lepszych obrazów perfuzji mięśnia sercowego w porównaniu do badań z konwencjonalnych gammakamer z kryształami NaI(I).

13. Summary

Introduction

For the last several years in nuclear cardiology we have been observing a widespread movement from general-purpose to more specialised cardiac-centered SPECT gamma cameras. This is mainly due to the higher imaging efficacy of the latter. The replacement of scintillation crystals NaI(Tl) with semiconductor CZT (cadmium zinc telluride) detectors was a major breakthrough. The first cardiac scanner with CZT detectors, collimation focused on the heart and a fixed array of detectors enabling stationary 3D acquisition in East-Central Europe was installed in the Military Institute of Medicine (Warsaw, Poland).

Aims

1. Evaluation of technological and construction limitations of a CZT camera in imaging of obese patients.
2. Evaluation of different methods for a reduction of attenuation artifacts: attenuation correction based on transmission scans from a standalone CT device and additional myocardial perfusion imaging performed with a patient in a prone position.
3. Simulation of motion artifacts, evaluation of their detectability early during the visual analysis and assessment of possibility of their reduction.
4. Examination of the left ventricle functional parameters obtained from ECG-gated acquisitions.
5. Assessment of quality of myocardial perfusion SPECT scans performed with the use of a semiconductor gamma camera.

Material and methods

Objectives no. 1, 2 and 5 were achieved with the use of the cardiac SPECT scans data base of the Department of Nuclear Medicine of the Military Institute of Medicine (Warsaw, Poland). Experiments with an anthropomorphic torso phantom with a heart insert were also performed (aim no. 3). A dynamic heart phantom was used to determine the reference ejection fraction values (aim no. 4).

Xeleris 3.0/3.1 workstation with the Myovation (GE) software was used for image analysis. The ECG-gated scans were additionally assessed with the use of the QGS application (Quantitative Gated SPECT, Cedars-Sinai Medical Center).

To achieve aim no. 3 the Lister (GE) application as well as the MDC for Alcyone (Motion Detection and Correction, GE) software package on Xeleris 3.1 workstation were also used.

In order to achieve aims no. 1, 2, 3 and 5 cardiac scans were analysed on 17-segment polar maps with the percentage of perfusion and on slices parallel to the three heart axes. To reach aim no. 2 polar maps divided according to the heart walls were also evaluated.

The quality of myocardial perfusion SPECT scans was independently assessed by four nuclear medicine specialists on a 5-point scale (0-4) where 0 was given to the lowest-quality images and 4 to the highest.

In order to verify the correct heart alignment within the detector field a scan quality control (Scan QC) was performed prior to visual assessment of SPECT CZT images.

Acquisition was performed according to a standard clinical protocol for a CZT camera (patient in supine position, no attenuation correction). To achieve aim no. 2 additional prone acquisition and attenuation correction based on transmission scans from a standalone CT device were also performed.

To achieve aims no. 4 and 5 myocardial perfusion SPECT scans were also performed on a conventional dual-headed gamma camera (with and without attenuation correction).

Results

1. The study showed that the percentage of diagnostic myocardial perfusion SPECT scans in patients with morbid obesity ($BMI \geq 40 \text{ kg/m}^2$) is 67% which is higher than reported in literature.
2. Both assessed artifact reduction methods proved useful. Attenuation correction based on transmission scans from a standalone CT device showed artifacts in the inferior and lateral heart wall and in the

septum. Prone acquisitions helped to detect the diaphragmatic attenuation artifacts (seen as abnormal perfusion in the inferior heart wall).

3. Simulation of both axial displacements and rotation showed that these motion artifacts yield characteristic patterns on heart slices and polar maps (e.g. long axis displacement artifact produces a butterfly shape). This may help to identify the motion artifacts early (during the visual analysis phase) and to avoid mistakes in image evaluation. Motion artifacts can be effectively reduced with the use of a dedicated application for motion correction.
4. The study showed a strong correlation between functional heart parameters measured with the use of a CZT camera and a conventional gamma camera. However, ejection fraction values tended to be lower on a CZT scanner. It was revealed that the parameters values depended both on a reconstruction algorithm and software for gated cardiac SPECT analysis. CZT ejection fraction values were closest to the reference standard (determined on a dynamic phantom) when QGS software was used (Lin's CCC = 0.973; 95% CI: 0.959-0.982).
5. The study revealed that myocardial perfusion scans performed on a cardiac-centered CZT gamma camera present higher quality images than conventional dual-headed gamma camera scans. CZT scans show superior quality regardless of a three times shorter acquisition time and a 50% dose reduction.

Conclusions

1. Technology and construction of a CZT scanner allows for an effective assessment of patients with morbid obesity.
2. Attenuation artifacts can be effectively reduced with the use of transmission scans from a standalone CT device and/or additional prone imaging.
3. Motion artifacts show characteristic patterns on polar maps which enables their early detection during visual analysis. Motion correction may be then applied or acquisition may be repeated.
4. Left ventricle ejection fraction can be reliably determined with the use of a CZT camera.
5. Gamma cameras with semiconductor CZT detectors yield superior quality images when compared to conventional dual-headed gamma cameras with NaI(Tl) detectors.

14. Bibliografia

1. Abdulla, S. (2019). *Molecular imaging. Gamma camera*. Pobrano z: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/gamma-camera> (04.05.2020)
2. Agostini, D., Marie, P. Y., Ben-Haim, S., Rouzet, F., Songy, B., Giordano, A., Gimelli, A., Hyafil, F., Sciagrà, R., Bucorius, J., Verberne, H. J., Slart, R. H. J. A., Lindner, O., & Hacker, C. M. (2016). Performance of cardiac cadmium-zinc-telluride gamma camera imaging in coronary artery disease: a review from the cardiovascular committee of the European Association of Nuclear Medicine (EANM). *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 43(13), 2423–2432. <https://doi.org/10.1007/s00259-016-3467-5>
3. Almakiewicz, R., & Birkenfeld, B. (2011). Medyczna aparatura jądrowa. W: B. Birkenfeld & M. Listewnik (Red.), *Medycyna nuklearna obrazowanie molekularne* (s. 162–188). Wydawnictwo Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego w Szczecinie.
4. Bailliez, A., Lairez, O., Merlin, C., Piriou, N., Legallois, D., Blaire, T., Agostini, D., Valette, F., & Manrique, A. (2016). Left ventricular function assessment using 2 different cadmium-zinc-Telluride cameras compared with a g-camera with cardiofocal collimators: Dynamic cardiac phantom study and clinical validation. *Journal of Nuclear Medicine*, 57(9), 1370–1375. <https://doi.org/10.2967/jnumed.115.168575>
5. Ballal, S., Patel, C. D., Singla, S., Sharma, P., Narang, R., Sharma, G., & Malhotra, A. (2012). Comparison of software programs for the assessment of left ventricular ejection fraction using 99mTc-tetrofosmin-gated SPECT/CT: Correlation with equilibrium radionuclide ventriculography in the Indian population. *Nuclear Medicine Communications*, 33(11), 1160–1168. <https://doi.org/10.1097/MNM.0b013e328358cdee>
6. Berman, D. S., Abidov, A., Kang, X., Hayes, S. W., Friedman, J. D., Sciammarella, M. G., Cohen, I., Gerlach, J., Waechter, P. B., Germano, G., & Hachamovitch, R. (2004). Prognostic validation of a 17-segment score derived from a 20-segment score for myocardial perfusion SPECT interpretation. *Journal of Nuclear Cardiology*, 11(4), 414–423. <https://doi.org/10.1016/j.nuclcard.2004.03.033>
7. Birkenfeld, B., & Listewnik, M. J. (2011). Scyntygrafia perfuzyjna serca. W: B. Birkenfeld & M. Listewnik (Red.), *Medycyna nuklearna obrazowanie molekularne* (s. 79–89). Wydawnictwo Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego w Szczecinie.
8. Bocher, M., Blevis, I. M., Tsukerman, L., Shrem, Y., Kovalski, G., & Volokh, L. (2010). A fast cardiac gamma camera with dynamic SPECT capabilities: Design, system validation and future potential. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 37(10), 1887–1902. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1488-z>
9. BS Industrieelektronik & Medizintechnik. (b.d.). *Dynamisches Herzphantom*. Pobrano z: www.bsi-schoeppy.de (30.04.2020)
10. Budzyńska, A., Osiecki, S., Mazurek, A., Piszczek, S., & Dziuk, M. (2019). Feasibility of myocardial perfusion imaging studies in morbidly obese patients with a cadmium-zinc-telluride cardiac camera. *Nuclear Medicine Review*, 22(1), 18–22. <https://doi.org/10.5603/NMR.2019.0003>
11. Buechel, R. R., Herzog, B. A., Husmann, L., Burger, I. A., Pazhenkottil, A. P., Treyer, V., Valenta, I., Von Schulthess, P., Nkoulou, R., Wyss, C. A., & Kaufmann, P. A. (2010). Ultrafast nuclear myocardial perfusion imaging on a new gamma camera with semiconductor detector

- technique: First clinical validation. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 37(4), 773–778. <https://doi.org/10.1007/s00259-009-1375-7>
12. Caobelli, F., Akin, M., Thackeray, J. T., Brunkhorst, T., Widder, J., Berding, G., Burchert, I., Bauersachs, J., & Bengel, F. M. (2016). Diagnostic Accuracy of Cadmium-Zinc-Telluride-Based Myocardial Perfusion SPECT: Impact of Attenuation Correction Using a Co-Registered External Computed Tomography. *European heart journal cardiovascular Imaging*, 17(9), 1036–1043. <https://doi.org/10.1093/ehjci/jev312>
 13. Chacko, A. K., Shah, R. B., & Chacko, J. A. (2015). *Emergency Nuclear Radiology*. Pobrano z: <https://clinicalgate.com/emergency-nuclear-radiology/> (20.10.2019)
 14. Cherry, S., Sorenson, J., & Phelps, M. (2012). *Physics in Nuclear Medicine*. Elsevier Inc. <https://doi.org/10.1016/C2009-0-51635-2>
 15. DePuey, F. G. (1994). How to detect and avoid myocardial perfusion SPECT artifacts. *Journal of Nuclear Medicine*, 35(4), 699–702.
 16. Dostbil, Z., Aritürk, Z., Çil, H., Elbey, M. A., Tekbaş, E., Yazici, M., Yildiz, I., & Taşdemir, B. (2011). Comparison of left ventricular functional parameters obtained from three different commercial automated software cardiac quantification program packages and their intraobserver reproducibility. *Annals of Nuclear Medicine*, 25(2), 125–131. <https://doi.org/10.1007/s12149-010-0435-1>
 17. Dziunikowski, B., & Kalita, S. J. (1995). *Ćwiczenia laboratoryjne z jądrowych metod pomiarowych* (2. wyd.). Wydawnictwa AGH.
 18. Esteves, F. P., Galt, J. R., Folks, R. D., Verdes, L., & Garcia, E. V. (2014). Diagnostic performance of low-dose rest/stress Tc-99m tetrofosmin myocardial perfusion SPECT using the 530c CZT camera: Quantitative vs visual analysis. *Journal of Nuclear Cardiology*, 21(1), 158–165. <https://doi.org/10.1007/s12350-013-9827-7>
 19. Esteves, F. P., Raggi, P., Folks, R. D., Keidar, Z., Wells Askew, J., Rispler, S., O'Connor, M. K., Verdes, L., & Garcia, E. V. (2009). Novel solid-state-detector dedicated cardiac camera for fast myocardial perfusion imaging: Multicenter comparison with standard dual detector cameras. *Journal of Nuclear Cardiology*, 16(6), 927–934. <https://doi.org/10.1007/s12350-009-9137-2>
 20. Fiechter, M., Gebhard, C., Fuchs, T. A., Ghadri, J. R., Stehli, J., Kazakauskaitė, E., Herzog, B. A., Pazhenkottil, A. P., Gaemperli, O., & Kaufmann, P. A. (2012). Cadmium-zinc-telluride myocardial perfusion imaging in obese patients. *Journal of Nuclear Medicine*, 53(9), 1401–1406. <https://doi.org/10.2967/jnumed.111.102434>
 21. Fritz, C. O., Morris, P. E., & Richler, J. J. (2012). Effect size estimates: Current use, calculations, and interpretation. *Journal of Experimental Psychology: General*, 141(1), 2–18. <https://doi.org/10.1037/a0024338>
 22. Frycz-Kurek, A. M., Buchta, P., & Szkodziński, J. (2008). Stabilna choroba wieńcowa — epidemiologia, diagnostyka, wybór postępowania. *Choroby Serca i Naczyń*, 5(3), 125–134.
 23. Garcia, E. V., Faber, T. L., & Esteves, F. P. (2011). Cardiac dedicated ultrafast SPECT cameras: New designs and clinical implications. *Journal of Nuclear Medicine*, 52(2), 210–217. <https://doi.org/10.2967/jnumed.110.081323>
 24. GE Healthcare. (b.d.). *Cardiac Imaging*. Pobrano z: <https://www.gehealthcare.com/products/molecular-imaging/nuclear-medicine/cardiac-imaging>

(04.05.2020)

25. GE Healthcare. (2006). *GE Infinia brochure data sheet. Infinia 3/8" or 1" Free-Geometry Dual-Detector Cameras. Optional Hawkeye® Hybrid NM/CT.*
26. GE Healthcare. (2009a). *CZT Technology: Fundamentals and Applications. White Paper.*
27. GE Healthcare. (2009b). *Discovery NM530c. Data Sheet.*
28. GE Healthcare. (2011). *Discovery™ NM 530c and Discovery™ NM/CT 570c.* Pobrano z: http://www3.gehealthcare.pl/pl-pl/produkty/kategorie/medycyna_nuklearna/discovery_nm_530c (29.10.2019)
29. Genovesi, D., Giorgetti, A., Gimelli, A., Kusch, A., Tagliavia, I. D. A., Casagrande, M., Cannizzaro, G., Giubbini, R., Bertagna, F., Fagioli, G., Rossi, M., Romeo, A., Bertolaccini, P., Bonini, R., & Marzullo, P. (2011). Impact of attenuation correction and gated acquisition in SPECT myocardial perfusion imaging: Results of the multicentre SPAG (SPECT Attenuation Correction vs Gated) study. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 38(10), 1890–1898. <https://doi.org/10.1007/s00259-011-1855-4>
30. Gimelli, A., Bottai, M., Giorgetti, A., Genovesi, D., Filidei, E., & Marzullo, P. (2012). Evaluation of ischaemia in obese patients: Feasibility and accuracy of a low-dose protocol with a cadmium-zinc telluride camera. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 39(8), 1254–1261. <https://doi.org/10.1007/s00259-012-2161-5>
31. Giussani, A., & Hoeschen, C. (2013). *Imaging in nuclear medicine.* Springer.
32. Gorbaniuk, O. (2016). *Wykorzystywanie procedury sędziów kompetentnych w naukach społecznych i możliwości jej oceny psychometrycznej za pomocą narzędzi dostępnych w STATISTICA.* Pobrano z: <https://www.statsoft.pl/czytelnia/badania-naukowe/spoleczne/> (17.07.2019)
33. Gościński, E. P., Kostkiewicz, M., Pasowicz, M., Jamka, T. M., Szyszka, A., Lipiec, P., Gackowski, A., Kukulski, T., Dziuk, M., Kępka, C., Skowerski, M., Gąsior, Z. T., Walecki, J., Szymański, P., Stec, K. M., Klisiewicz, A. M., Hoffman, P., Podolec, P., Pruszczyk, P., & Kasprzak, J. D. (2012). Myocardial viability imaging in ischaemic heart disease, part 2: current role of radionuclide imaging. Expert consensus statement of the Polish Clinical Forum for Cardiovascular Imaging. *Kardiologia Polska*, 70(8), 857–865.
34. Goto, K., Takebayashi, H., Kihara, Y., Yamane, H., Hagikura, A., Morimoto, Y., Kikuta, Y., Sato, K., Taniguchi, M., Hiramatsu, S., & Haruta, S. (2014). Impact of combined supine and prone myocardial perfusion imaging using an ultrafast cardiac gamma camera for detection of inferolateral coronary artery disease. *International Journal of Cardiology*, 174(2), 313–317. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2014.04.069>
35. Havel, M., Kolacek, M., Kaminek, M., Dedek, V., Kraft, O., & Sirucek, P. (2014). Myocardial perfusion imaging parameters: IQ-SPECT and conventional SPET system comparison. *Hellenic Journal of Nuclear Medicine*, 17(3), 200–203.
36. Herzog, B. A., Buechel, R. R., Husmann, L., Pazhenkottil, A. P., Burger, I. A., Wolfrum, M., Nkoulou, R. N., Valenta, I., Ghadri, J. R., Treyer, V., & Kaufmann, P. A. (2010). Validation of CT attenuation correction for high-speed myocardial perfusion imaging using a novel cadmium-zinc-telluride detector technique. *Journal of Nuclear Medicine*, 51(10), 1539–1544. <https://doi.org/10.2967/jnumed.110.078170>

37. Hindorf, C., Oddstig, J., Hedeer, F., Hansson, M. J., Jögi, J., & Engblom, H. (2014). Importance of correct patient positioning in myocardial perfusion SPECT when using a CZT camera. *Journal of Nuclear Cardiology*, 21(4), 695–702. <https://doi.org/10.1007/s12350-014-9897-1>
38. Hinkle, D. E., Wiersma, W., & Jurs, S. G. (2003). *Applied statistics for the behavioral sciences* (5. wyd.). Houghton Mifflin Company.
39. Hutton, B. F., Erlandsson, K., & Thielemans, K. (2018). Advances in clinical molecular imaging instrumentation. *Clinical and Translational Imaging*, 6(1), 31–45. <https://doi.org/10.1007/s40336-018-0264-0>
40. Hutton, B. F., & Osiecki, A. (1998). Correction of partial volume effects in myocardial SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology: official publication of the American Society of Nuclear Cardiology*, 5(4), 402–413. [https://doi.org/10.1016/s1071-3581\(98\)90146-5](https://doi.org/10.1016/s1071-3581(98)90146-5)
41. Hyafil, F., Gimelli, A., Slart, R. H. J. A., Georgoulas, P., Rischpler, C., Lubberink, M., Sciagra, R., Bucierius, J., Agostini, D., & Verberne, H. J. (2019). EANM procedural guidelines for myocardial perfusion scintigraphy using cardiac-centered gamma cameras. *European Journal of Hybrid Imaging*, 3(1), 1–27. <https://doi.org/10.1186/s41824-019-0058-2>
42. Imbert, L., & Marie, P. Y. (2016). CZT cameras: A technological jump for myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(4), 894–896. <https://doi.org/10.1007/s12350-015-0216-2>
43. Imbert, L., Poussier, S., Franken, P. R., Songy, B., Verger, A., Morel, O., Wolf, D., Noel, A., Karcher, G., & Marie, P. Y. (2012). Compared performance of high-sensitivity cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: A comprehensive analysis of phantom and human images. *Journal of Nuclear Medicine*, 53(12), 1897–1903. <https://doi.org/10.2967/jnumed.112.107417>
44. Kennedy, J. A., & Strauss, W. H. (2017). Motion detection and amelioration in a dedicated cardiac solid-state CZT SPECT device. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 55(4), 663–671. <https://doi.org/10.1007/s11517-016-1548-z>
45. Klocke, F. J., Baird, M. G., Lorell, B. H., Bateman, T. M., Messer, J. V., Berman, D. S., O’Gara, P. T., Carabello, B. A., Russell, R. O., Cerqueira, M. D., St. John Sutton, M. G., DeMaria, A. N., Udelson, J. E., Kennedy, J. W., Verani, M. S., Williams, K. A., Antman, E. M., Smith, S. C., Alpert, J. S., ... Russell, R. O. (2003). ACC/AHA/ASNC guidelines for the clinical use of cardiac radionuclide imaging - Executive summary: A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/ASNC Committee to revise the 1995 guidel. *Journal of the American College of Cardiology*, 42(7), 1318–1333. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2003.08.011>
46. Ko, C. L., Wu, Y. W., Cheng, M. F., Yen, R. F., Wu, W. C., & Tzen, K. Y. (2015). Data-driven respiratory motion tracking and compensation in CZT cameras: A comprehensive analysis of phantom and human images. *Journal of Nuclear Cardiology*, 22(2), 308–318. <https://doi.org/10.1007/s12350-014-9963-8>
47. Koo, T. K., & Li, M. Y. (2016). A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *Journal of Chiropractic Medicine*, 15(2), 155–163. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>
48. Kostkiewicz, M. (2017). Scyntygrafia perfuzyjna mięśnia sercowego. W: P. Hoffman & P. Lipiec (Red.), *Algorytmy nieinwazyjnej diagnostyki obrazowej w kardiologii Sekcji Echokardiografii PTK, Sekcji Kardiologicznego Rezonansu Magnetycznego i Tomografii Komputerowej PTK, Sekcji*

- Kardiologii Nuklearnej PTK, Kardiologia Polska* (T. 75, Numer Supp. VII, s. 83–84). Via Medica. <https://doi.org/10.5603/KP.2017.0176>
49. Kovalski, G., Israel, O., Keidar, Z., Frenkel, A., Sachs, J., & Azhari, H. (2007). Correction of heart motion due to respiration in clinical myocardial perfusion SPECT scans using respiratory gating. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(4), 630–636. <https://doi.org/10.2967/jnumed.106.037390>
 50. Królicki, L. (1996). *Medycyna nuklearna*. Fundacja im. Ludwika Rydygiera.
 51. Kuśmierk, J., & Płachcińska, A. (2012). Patient exposure to ionising radiation due to nuclear medicine cardiac procedures. *Nuclear Medicine Review*, 15(1), 71–74. <https://doi.org/10.5603/nmr-18733>
 52. Lawson, R. (2012). A Nobel history of nuclear medicine. *Nowotwory. Journal of Oncology*, 62(5), 385–390. Pobrano z: https://journals.viamedica.pl/nowotwory_journal_of_oncology/article/view/19731 (10.05.2020)
 53. Lewandowska, E., Birkenfeld, B., Kaczmarek, B., Zorga, P., & Listewnik, M. (2010). Wartość diagnostyczna scyntygrafii perfuzyjnej serca SPECT z użyciem ^{99m}Tc-MIBI u kobiet z podejrzeniem choroby wieńcowej. *Annales Academiae Medicae Stetinensis. Roczniki Pomorskiej Akademii Medycznej w Szczecinie*, 56(3), 39–49.
 54. Liu, C. J., Cheng, J. S., Chen, Y. C., Huang, Y. H., & Yen, R. F. (2015). A performance comparison of novel cadmium–zinc–telluride camera and conventional SPECT/CT using anthropomorphic torso phantom and water bags to simulate soft tissue and breast attenuation. *Annals of Nuclear Medicine*, 29(4), 342–350. <https://doi.org/10.1007/s12149-015-0952-z>
 55. Machaj, I., Janczewska, E., Truszewski, Z., Trzebicki, J., & Gaciong, Z. (2015). Nieinwazyjne badania obrazujące w kardiologii. *Medycyna Ogólna i Nauki o Zdrowiu*, 21(4), 362–368. <https://doi.org/10.5604/20834543.1186906>
 56. Malkerneker, D., Brenner, R., Martin, W. H., Sampson, U. K. A., Feurer, I. D., Kronenberg, M. W., & Delbeke, D. (2007). CT-based attenuation correction versus prone imaging to decrease equivocal interpretations of rest/stress Tc-99m tetrofosmin SPECT MPI. *Journal of Nuclear Cardiology*, 14(3), 314–323. <https://doi.org/10.1016/j.nuclcard.2007.02.005>
 57. McBride, G. (2005). A proposal for strength-of-agreement criteria for Lins Concordance Correlation Coefficient – ScienceOpen. *NIWA Client Report*. Pobrano z: <https://www.scienceopen.com/document?vid=e3cfffed-a777-439b-b244-b4acba7f0c7> (02.03.2020)
 58. Miao, T. L., Kansal, V., Glenn Wells, R., Ali, I., Ruddy, T. D., & Chow, B. J. W. (2016). Adopting new gamma cameras and reconstruction algorithms: Do we need to re-establish normal reference values? *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(4), 807–817. <https://doi.org/10.1007/s12350-015-0172-x>
 59. Miernik, S., & Dziuk, M. (2008). Metody hybrydowe (SPECT-CT, PET-CT) w diagnostyce choroby wieńcowej i ocenie żywotności mięśnia sercowego. *Choroby Serca i Naczyń*, 5(2).
 60. Moczko, J. A. (2013). Metody oceny rzetelności i zgodności pomiaru. Methods for assessing reliability and agreement of measurement. *Przegląd Lekarski*, 70(10), 875–879.
 61. Nishina, H., Slomka, P. J., Abidov, A., Yoda, S., Akincioglu, C., Kang, X., Cohen, I., Hayes, S. W., Friedman, J. D., Germano, G., & Berman, D. S. (2006). Combined supine and prone quantitative myocardial perfusion SPECT: Method development and clinical validation in patients

- with no known coronary artery disease. *Journal of Nuclear Medicine*, 47(1), 51–58.
62. Nishiyama, Y., Miyagawa, M., Kawaguchi, N., Nakamura, M., Kido, T., Kurata, A., Kido, T., Ogimoto, A., Higaki, J., & Mochizuki, T. (2014). Combined supine and prone myocardial perfusion single-photon emission computed tomography with a cadmium zinc telluride camera for detection of coronary artery disease. *Circulation Journal*, 78(5), 1169–1175. <https://doi.org/10.1253/circj.CJ-13-1316>
 63. Nowak, S., Rudzki, K., Piętka, E., & Czech, E. (1998). *Zarys medycyny nuklearnej*. Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
 64. Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dnia 22 grudnia 2014 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu medycyny nuklearnej (Dz. U. 2014 poz. 82).
 65. Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dnia 3 kwietnia 2017 r. w sprawie ogłoszenia jednolitego tekstu rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz.U. 2017 poz. 884), załącznik nr 3.
 66. Oddstig, J., Martinsson, E., Jögi, J., Engblom, H., & Hindorf, C. (2019). Differences in attenuation pattern in myocardial SPECT between CZT and conventional gamma cameras. *Journal of Nuclear Cardiology*, 26(6), 1984–1991. <https://doi.org/10.1007/s12350-018-1296-6>
 67. Parol, G., Kobylecka, M., & Bakoń, L. (2014). Nieinwazyjna diagnostyka choroby niedokrwiennej serca — którą opcję diagnostyczną wybrać? *Folia Cardiologica*, 9(2), 197–204.
 68. Patton, J. A., & Turkington, T. G. (2008). SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 36(1), 1–10. <https://doi.org/10.2967/jnmt.107.046839>
 69. Piccinelli, M., & Garcia, E. V. (2016). Advances in Single-Photon Emission Computed Tomography Hardware and Software. *Cardiology Clinics*, 34(1), 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.ccl.2015.06.001>
 70. Piszczek, S., Osiecki, S., Witkowska-Patena, E., Mazurek, A., Kwasiborski, P., & Dziuk, M. (2018). The diagnostic efficacy and safety of stress-only supine and prone myocardial perfusion imaging with a dedicated cardiac gamma camera in patients with suspected or known coronary artery disease. *Nuclear Medicine Review*, 21(2), 104–108. <https://doi.org/10.5603/NMR.2018.0028>
 71. Powsner, R. A., Palmer, M. R., & Powsner, E. R. (2013). *Essentials of nuclear medicine physics and instrumentation*. John Wiley & Sons, Ltd.
 72. Redgate, S., Barber, D. C., Fenner, J. W., Al-Mohammad, A., Taylor, J. C., Hanney, M. B., & Tindale, W. B. (2016). A study to quantify the effect of patient motion and develop methods to detect and correct for motion during myocardial perfusion imaging on a CZT solid-state dedicated cardiac camera. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(3), 514–526. <https://doi.org/10.1007/s12350-015-0314-1>
 73. Scheler, J. L., & Porbandarwala, N. (b.d.). *Nuclear Medicine: Radiation Detection and Nuclear Imaging*. Pobrano z: <https://radiologykey.com/nuclear-medicine-radiation-detection-and-nuclear-imaging/> (01.05.2020)
 74. Schepis, T., Gaemperli, O., Koepfli, P., Rüegg, C., Burger, C., Leschka, S., Desbiolles, L., Husmann, L., Alkadhi, H., & Kaufmann, P. A. (2007). Use of coronary calcium score scans from

- stand-alone multislice computed tomography for attenuation correction of myocardial perfusion SPECT. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 34(1), 11–19. <https://doi.org/10.1007/s00259-006-0173-8>
75. Shaw, L. J., & Iskandrian, A. E. (2004). Prognostic value of gated myocardial perfusion SPECT. *Journal of Nuclear Cardiology*, 11(2), 171–185. <https://doi.org/10.1016/j.nuclcard.2003.12.004>
 76. Slomka, P. J., Dey, D., Duvall, W. L., Henzlova, M. J., Berman, D. S., & Germano, G. (2012). Advances in nuclear cardiac instrumentation with a view towards reduced radiation exposure. *Current Cardiology Reports*, 14(2), 208–216. <https://doi.org/10.1007/s11886-012-0248-z>
 77. Slomka, P., Patton, J. A., Berman, D. S., & Germano, G. (2010). Digital/Fast SPECT: Systems and Software. W: B. L. Zaret & G. A. Beller (Red.), *Clinical Nuclear Cardiology* (4. wyd., s. 132–148). Mosby. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-05796-7.00024-2>
 78. Szot, W., & Kostkiewicz, M. (2015). *Kardiologia nuklearna w praktyce klinicznej*. Kardiologia po Dyplomie. Pobrano z: <https://podyplomie.pl/kardiologia/18561,kardiologia-nuklearna-w-praktyce-klinicznej> (25.03.2017)
 79. Tamaki, N., Fischman, A. J., & Strauss, H. W. (1998). Radionuclide imaging of the heart. W: M. N. Maisey, K. E. Britton, & B. D. Collier (Red.), *Clinical nuclear medicine* (2. wyd.). Chapman & Hall.
 80. Teresińska, A., Birkenfeld, B., Królicki, L., & Dziuk, M. (2014). Nuclear medicine training and practice in Poland. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 41(10), 1995–1999. <https://doi.org/10.1007/s00259-014-2853-0>
 81. Underwood, S. R., Anagnostopoulos, C., Cerqueira, M., Ell, P. J., Flint, E. J., Harbinson, M., Kelion, A. D., Al-Mohammad, A., Prvulovich, E. M., Shaw, L. J., & Tweddel, A. C. (2004). Myocardial perfusion scintigraphy: The evidence - A consensus conference organised by the British Cardiac Society, the British Nuclear Cardiology Society and the British Nuclear Medicine Society, endorsed by the Royal College of Physicians of London and the Royal College of Radiologists. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 31(2), 261–291. <https://doi.org/10.1007/s00259-003-1344-5>
 82. Van Der Veen, B. J., Scholte, A. J., Dibbets-Schneider, P., & Stokkel, M. P. M. (2010). The consequences of a new software package for the quantification of gated-SPECT myocardial perfusion studies. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 37(9), 1736–1744. <https://doi.org/10.1007/s00259-010-1465-6>
 83. van Dijk, J. D., van Dalen, J. A., Mouden, M., Ottervanger, J. P., Knollema, S., Slump, C. H., & Jager, P. L. (2018). Value of automatic patient motion detection and correction in myocardial perfusion imaging using a CZT-based SPECT camera. *Journal of Nuclear Cardiology*, 25(2), 419–428. <https://doi.org/10.1007/s12350-016-0571-7>
 84. Verberne, H. J., Acampa, W., Anagnostopoulos, C., Ballinger, J., Bengel, F., De Bondt, P., Buechel, R. R., Cuocolo, A., van Eck-Smit, B. L. F., Flotats, A., Hacker, M., Hindorf, C., Kaufmann, P. A., Lindner, O., Ljungberg, M., Lonsdale, M., Manrique, A., Minarik, D., Scholte, A. J. H. A., ... Hesse, B. (2015). EANM procedural guidelines for radionuclide myocardial perfusion imaging with SPECT and SPECT/CT: 2015 revision. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 42(12), 1929–1940. <https://doi.org/10.1007/s00259-015-3139-x>
 85. Wąsowski, M., Walicka, M., & Marcinowska-Suchowierska, E. (2013). Otyłość – definicja, epidemiologia, patogeneza. *Postępy Nauk Medycznych*, XXVI(4), 301–306.

86. Wojtyniak, B., & Goryński, P. (2018). *Sytuacja zdrowotna ludności Polski i jej uwarunkowania*. Pobrano z: <https://www.pzh.gov.pl/najnowszy-raport-nizp-pzh-sytuacja-zdrowotna-ludnosci-polski-i-jej-uwarunkowania/> (27.04.2020)
87. Zoccarato, O., Lizio, D., Savi, A., Indovina, L., Scabbio, C., Leva, L., del Sole, A., Marcassa, C., Matheoud, R., Lecchi, M., & Brambilla, M. (2016). Comparative analysis of cadmium-zinc-telluride cameras dedicated to myocardial perfusion SPECT: A phantom study. *Journal of Nuclear Cardiology*, 23(4), 885–893. <https://doi.org/10.1007/s12350-015-0203-7>

15. Spis rysunków

- Rys. 3.1** Schemat układu licznika scyntylicyjnego - 15 -
- Rys. 3.2** Widmo energetyczne uzyskane za pomocą detektora scyntylicyjnego NaI(Tl) dla źródła ^{99m}Tc bez ośrodka rozpraszającego (po lewej) i umieszczonego w ośrodku rozpraszającym (po prawej). Podstawowym składnikiem widma jest fotopik (obszar zaznaczony na żółto) odpowiadający fotonom pierwotnym, które w całości zdeponowały swoją energię w kryształach. W widmie bez ośrodka rozpraszającego wyodrębnić można również pik ucieczki jodu, który jest przesunięty w stosunku do głównego fotopiku o wartość energii fotonów X promieniowania fluorescencyjnego jodu $IK_{\alpha} = 28,6 \text{ keV}$ oraz fotopik wynikający z absorpcji charakterystycznego promieniowania X materiału osłony (PbK_{α}). Duże ciągłe tło komptonowskie tworzy się na skutek wielokrotnych rozprożeń fotonów na elektronach walencyjnych w scyntylicytorze. W spektrum po prawej ważnym składnikiem jest widmo fotonów, które przeszły oddziaływanie komptonowskie w ciele pacjenta (Dziunikowski, Kalita, 1995; Scheler, Porbandarwala, b.d.) - 16 -
- Rys. 3.3** Podział kolimatorów ze względu na układ otworów. Kolimatory rozbieżny, zbieżny i *pinhole* umożliwiają zmianę wielkości pola widzenia detektora, co wykorzystuje się do pomniejszania, a częściej powiększania małych obiektów; na podstawie (Abdulla, 2019)..... - 20 -
- Rys. 3.4 A)** Podstawowe elementy składowe gammakamery scyntylicyjnej w połączeniu z ilustracją procesu powstawania obrazu scyntygraficznego; na podstawie (Chacko i in., 2015); **B)** Podział światła między fotopowielaczami. Sygnał S lampy fotopowielacza jest tym słabszy, im większa jest odległość miejsca interakcji od środka lampy. Pokazane są równania dla zależności liniowej między amplitudą sygnału a lokalizacją względem środka fotopowielacza; na podstawie (Cherry i in., 2012)..... - 21 -
- Rys. 3.5** Gammakamery typu Infinia (GE) z opcją rentgenowską Hawkeye. **A)** Infinia 3/8" HWK z kryształem 3/8" i 1-rzędowym tomografem komputerowym. Na zdjęciu pokazane ustawienie głowic w trybie L do badania perfuzji mięśnia sercowego. Podczas akwizycji detektory obracają się wokół głównej osi pacjenta, rejestrując obrazy planarne w równych odstępach kątowych (co 3°). Całkowity zakres kątowy wynosi 180° (90° na detektor); **B)** Infinia VCHWK4 z kryształem 1" i 4-rzędowym CT. Na zdjęciu zaznaczone dwa główne komponenty urządzenia. Akwizycje SPECT i CT są wykonywane sekwencyjnie. Zbliżona geometria obu badań umożliwia wygenerowanie map dla korekcji atenuacji w obrazach SPECT oraz uzyskanie fuzji obrazów o różnych modalnościach - 22 -
- Rys. 3.6** Bilinerany model powszechnie stosowany do konwersji zmierzonych liczb CT (wyrażonych w jednostkach HU) na współczynniki atenuacji liniowej μ dla określonego radioizotopu, jak np. ^{99m}Tc o energii emitowanych kwantów γ 140 keV; na podstawie (Patton, Turkington, 2008) .. - 23 -
- Rys. 3.7 A)** Niskodawkowy skan CT klatki piersiowej z gammakamery Infinia 3/8" HWK otrzymany dla $U = 140 \text{ kV}$ oraz $I = 2,5 \text{ mA}$; dawki w badaniu CT: $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 5,98 \text{ mGy}$, $\text{DLP} = 77,75 [\text{cm} \cdot \text{mGy}]$; matryca obrazu 256×256 , grubość warstwy 10 mm; **B)** Mapa atenuacji tego samego obszaru otrzymana na podstawie CT dla fotonów o energii 140 keV; matryca obrazu 128×128 , grubość warstwy 4,42 mm (parametry dostosowane do obrazów tomografii emisyjnej) - 23 -
- Rys. 3.8 A)** Widma energetyczne dla fotonów o energii 140 keV (^{99m}Tc) i 159 keV (^{123}I) dla detektora półprzewodnikowego CZT oraz kryształu scyntylicyjnego NaI(Tl); **B)** Porównanie widm energetycznych dla CZT i NaI(Tl) dla równoczesnego obrazowania dwuizotopowego (^{99m}Tc i ^{123}I) pokazuje dużo lepszą dyskryminację energetyczną uzyskiwaną za pomocą CZT (Hutton i in., 2018). Jednocześnie dla CZT obserwuje się niekorzystny efekt ogona po stronie niskich energii (*low tailing effect*) (czerwona strzałka) oraz udział promieniowania rozproszonego od ^{123}I w oknie

- energetycznym ^{99m}Tc . Widma **A**) i **B**) zostały zarejestrowane dla punktowych źródeł radioaktywnych, bez rozpraszania w obiekcje - 25 -
- Rys. 3.9 A**) Skaner Discovery NM 530c z detektorami CZT rozmieszczonymi w kształcie łuku; optymalne warunki dla stacjonarnej akwizycji SPECT serca uzyskuje się przez odpowiednie zbliżenie łuku z detektorami do ciała pacjenta; **B**) Układ detekcyjny w skanerze Discovery NM 530c widoczny po zdjęciu obudowy gantry. Detektory uformowane są w tzw. triplety (czerwona strzałka). Łączna liczba detektorów wynosi 19, a tripletów jest 9 - 27 -
- Rys. 3.10 A**) Konfiguracja detektorów wyposażonych w kolimatory typu *pinhole* w skanerze Discovery NM 530c. Podczas akwizycji serce powinno się znajdować w centrum pola widzenia detektorów skanera (obszar wskazany za pomocą strzałki). Rozkład radioznacznika w sercu jest rzutowany na każdy z detektorów, ustawionych pod różnymi kątami w stosunku do obrazowanego obiektu, na podstawie (GE Healthcare, b.d.; GE Healthcare, 2009a); **B**) W rezultacie otrzymujemy 19 surowych projekcji tomograficznych, niezbędnych do przeprowadzenia rekonstrukcji obrazu serca - 28 -
- Rys. 5.1** Nieakceptowalny Scan QC badania perfuzyjnego serca w spoczynku (pacjent M, BMI = 44 kg/m²), strzałki wskazują projekcje z przyciętym sercem (po lewej) oraz artefakt *banana shape* na mapie biegunowej (po prawej) - 38 -
- Rys. 5.2 A**) Nieakceptowalny Scan QC badania perfuzji serca po obciążeniu (pacjent M, BMI = 38 kg/m²), strzałki wskazują projekcje z przyciętym sercem (po lewej) oraz artefakt *banana shape* widoczny na przekrojach w osi krótkiej serca oraz mapie biegunowej (po prawej); **B**) Prawidłowy Scan QC badania tego samego pacjenta po repozycjonowaniu (badanie diagnostyczne) - 38 -
- Rys. 6.1 A**) Nakładanie obrazów o różnych modalnościach (NM, CT) poprzez dopasowanie obrazu anatomicznego serca ze skanów CT (górny rząd) do konturów lewej komory serca w badaniu izotopowym (środkowy rząd). **B**) Widoczny w trzech płaszczyznach efekt dopasowania obrazów CT i SPECT (dolny rząd) w układzie współrzędnych ciała człowieka - 40 -
- Rys. 6.2 A**) Przyjęta numeracja segmentów serca na 17-segmentowej mapie biegunowej i odpowiadające podziałowi na segmenty obszary mięśnia serca zaopatrywane przez tętnice: LAD (gałąź przednia zstępująca lewej tętnicy wieńcowej), RCA (prawa tętnica wieńcowa) i LCX (gałąź okalająca lewej tętnicy wieńcowej); **B**) mapa biegunowa z podziałem na ściany serca - 42 -
- Rys. 6.3** Porównanie średnich procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w badaniach perfuzyjnych serca wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania) oraz w badaniach z korekcją atenuacji na podstawie skanów tomografii komputerowej (CT), **A**) w poszczególnych ścianach serca i **B**) w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez tętnice wieńcowe LAD, RCA i LCX. Dla różnic istotnych statystycznie (oznaczonych za pomocą gwiazdki) wyznaczono wielkość efektu (*d* Cohena) - 44 -
- Rys. 6.4** Porównanie średnich procentowych wartości perfuzji ^{99m}Tc -MIBI w badaniach perfuzyjnych serca wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c wg standardowego protokołu akwizycyjnego (pacjent w pozycji na plecach) oraz z ułożeniem pacjenta w pozycji na brzuchu, **A**) w poszczególnych ścianach serca i **B**) w obszarach mięśnia sercowego zaopatrywanych przez tętnice wieńcowe LAD, RCA i LCX. Dla różnic istotnych statystycznie (oznaczonych za pomocą gwiazdki) wyznaczono wielkość efektu (*d* Cohena) - 45 -
- Rys. 6.5** Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 62, BMI = 24 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A**) Badanie bez korekcji pochłaniania (**IRNC**) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (**IRAC**); **B**) Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na

- brzuchu (**prone**); zielone strzałki wskazują segmenty serca, w których uwidoczniiono poprawę perfuzji..... - 46 -
- Rys. 6.6** Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 56, BMI = 27 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A**) Badanie bez korekcji pochłaniania (**IRNC**) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (**IRAC**); **B**) Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (**prone**); zielone strzałki wskazują segmenty serca, w których uwidoczniiono poprawę perfuzji, żółte strzałki – segmenty z częściową poprawą perfuzji..... - 47 -
- Rys. 6.7** Badanie scyntygraficzne wysiłkowe perfuzji mięśnia sercowego (pacjent M, lat 65, BMI = 25 kg/m²) z widocznymi ubytkami perfuzji (czerwone strzałki) w badaniu wykonanym wg standardowego protokołu akwizycyjnego (bez korekcji pochłaniania, w pozycji na plecach); **A**) Badanie bez korekcji pochłaniania (**IRNC**) vs badanie z korekcją atenuacji na podstawie skanów CT (**IRAC**); **B**) Badanie w pozycji na plecach (**supine**) vs dodatkowa akwizycja w pozycji na brzuchu (**prone**); żółta strzałka wskazuje segment serca, w którym uwidoczniiono niewielką poprawę perfuzji w badaniu z korekcją pochłaniania..... - 47 -
- Rys. 7.1 A**) Ułożenie fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową na stole skanera Discovery NM 530c podczas akwizycji; **B**) Widok z boku. Ze względu na konstrukcję fantomu pod fantom była podłożona podkładka o grubości nieco większej niż szerokość kołnierza - 49 -
- Rys. 7.2 A**) Orientacja osi w układzie współrzędnych skanera i przyjęty kierunek rotacji fantomu; **B**) Ułożenie fantomu w obszarze pola widzenia detektorów skanera Discovery NM 530c pozwalające na symulację rotacji w czasie akwizycji. Położenie początkowe fantomu opisywane jest poprzez wysokość *h* klinu, który podpira prawy bok fantomu. Rotację realizowano poprzez usunięcie klinu na początku czwartej minuty akwizycji. Litery **L** i **P** oznaczają odpowiednio lewą i prawą stronę fantomu (pacjenta) - 50 -
- Rys. 7.3 A**) Wybrane przekroje w osi krótkiej i osiach długich serca w badaniu referencyjnym z sercem umiejscowionym w centrum pola widzenia detektorów skanera, bez korekcji pochłaniania (**STRESS_IRNC**) oraz w badaniu z korekcją (**STRESS_IRAC**); **B**) mapa biegunowa w badaniu **STRESS_IRNC** (góra), w badaniu **STRESS_IRAC** (środek) oraz mapa różnicowa (dół) - 52 -
- Rys. 7.4** Korelacje między wartościami przesunięć fantomu w osi *x* (wykres **A**), *y* (wykres **B**) i *z* (wykres **C**) wykonanymi przez operatora w eksperymencie a przesunięciami zarejestrowanymi przez program do detekcji i korekcji ruchu MDC for Alcyone; *r* – współczynnik korelacji Pearsona..... - 56 -
- Rys. 7.5** Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi *z* o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – różnicowa mapa biegunowa - 57 -
- Rys. 7.6** Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi *y* o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – różnicowa mapa biegunowa - 57 -
- Rys. 7.7** Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane przesunięciami fantomu w osi *x* o 10 mm (kolumna **A**), 15 mm (kolumna **B**), 20 mm (kolumna **C**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – mapa różnicowa biegunowa - 57 -
- Rys. 7.8** Górny rząd – artefakty na mapach biegunowych spowodowane rotacją fantomu w prawo, z opuszczeniem fantomu z prawej strony z wysokości 5 mm (kolumna **A**), 10 mm (kolumna **B**), 15 mm (kolumna **C**), 20 mm (kolumna **D**); środkowy rząd – badanie referencyjne; dolny rząd – mapa różnicowa biegunowa - 58 -

- Rys. 7.9 A)** Wybrane przekroje w osi krótkiej SA i osiach długich serca VLA i HLA w badaniu referencyjnym (kolumny po prawej stronie) oraz w badaniu z artefaktem ruchowym wynikającym z przesunięcia fantomu w osi z o 20 mm (kolumny po lewej stronie); **B)** Analogiczne przekroje w badaniu z przesunięciem fantomu w osi x o 20 mm i w badaniu referencyjnym - 58 -
- Rys. 7.10 A)** Badanie przed korekcją ruchu, z widocznym na mapie biegunowej artefaktem spowodowanym przesunięciem fantomu w osi z o 20 mm; **B)** Badanie po korekcji ruchu; **C)** Badanie referencyjne - 59 -
- Rys. 8.1 A)** Fantom dynamiczny serca – pompa i zespół sterowania oraz zespół membran wraz z płytą montażową, umożliwiającą mocowanie fantomu serca w fantomie IEC Body lub fantomie klatki piersiowej BSI SPECT (BS Industrieelektronik & Medizintechnik, b.d.); **B)** Ułożenie fantomu na stole skanera Discovery NM 530c podczas akwizycji - 61 -
- Rys. 8.2** Diagram korelacji między wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań ze skanera Discovery NM 530c (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres A) oraz w programie QGS (wykres B)..... - 63 -
- Rys. 8.3** Diagram korelacji pomiędzy wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu rekonstrukcji FBP (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres A) oraz w programie QGS (wykres B) - 64 -
- Rys. 8.4** Diagram korelacji między wartościami referencyjnymi frakcji wyrzutowej a wartościami wyznaczonymi na podstawie badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu rekonstrukcji iteracyjnej (po lewej) oraz odpowiadający mu wykres Blanda–Altmana (po prawej); wykresy oraz wyniki analizy zgodności korelacyjnej Lina dla badań opracowywanych w programie Myovation (wykres A) oraz w programie QGS (wykres B) - 65 -
- Rys. 8.5** Porównanie parametrów czynnościowych lewej komory serca EDV, ESV i SV wyznaczonych dla badań ze skanera Discovery NM 530c przy zastosowaniu programów Myovation i QGS, wraz z analizą wielkości efektu (d Cohena i r_c). Za pomocą gwiazdki oznaczono istotność statystyczną - 66 -
- Rys. 8.6** Porównanie parametrów czynnościowych lewej komory serca EDV, ESV i SV wyznaczonych dla badań z gammakamery Infinia 3/8" HWK przy zastosowaniu programów Myovation i QGS oraz różnych metod rekonstrukcji obrazu, wraz z analizą wielkości efektu (d Cohena i r_c). Za pomocą gwiazdki oznaczono istotność statystyczną - 67 -
- Rys. 8.7** Diagramy korelacji między wartościami EF (wykresy A), EDV (wykresy B), ESV (wykresy C) i SV (wykresy D) wyznaczonymi dla badań fantomowych z gammakamery Infinia 3/8" HWK i skanera Discovery NM 530c wraz z wartościami współczynników korelacji liniowej r Pearsona oraz korelacji R Spearmana. Dla wszystkich wartości współczynników korelacji $p < 0,05$. Obrazy scyntygraficzne z gammakamery Infinia 3/8" HWK rekonstruowano metodą FBP (wykresy po lewej) oraz metodą iteracyjną OSEM/MLEM (wykresy po prawej) - 69 -
- Rys. 9.1** Przeciętne wartości BMI pacjentów w trzech grupach podanych aktywności ^{99m}Tc -MIBI: grupa 1 – 8 mCi, grupa 2 – 16 mCi, grupa 3 – 25 mCi - 73 -
- Rys. 9.2** Ocena jakości badań scyntygrafii perfuzyjnej serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i gammakamerze Infinia 3/8" HWK, dla różnych aktywności ^{99m}Tc -MIBI: 25 mCi (grupa 3), 16 mCi (grupa 2), 8 mCi (grupa 1) oraz bez podziału na aktywność radiofarmaceutyku. Na osi pionowej odłożona jest mediana z ocen wystawionych przez wszystkich specjalistów - 75 -

Rys. 9.3 Ocena jakości badań scyntygrafii perfuzyjnej serca wykonanych po podaniu 25 mCi ^{99m}Tc -MIBI, w grupie pacjentów z BMI < 40 kg/m² (grupa 3a) oraz w grupie pacjentów z otyłością III stopnia (grupa 3b). Wyniki zaprezentowano dla skanera Discovery NM 530c oraz gammakamery Infinia 3/8" HWK. Na osi pionowej odłożona jest mediana z ocen wystawionych przez wszystkich specjalistów - 76 -

Rys. 9.4 Wskaźnik procentowy jako miara zgodności opinii specjalistów w ocenie jakości badań wykonanych na dwóch urządzeniach: skanerze Discovery NM 530c oraz gammakamerze Infinia 3/8" HWK. Zgodność oceniono oddzielnie dla każdej grupy badań (wykonanych odpowiednio po podaniu 25 mCi, 16 mCi i 8 mCi ^{99m}Tc -MIBI) - 76 -

16. Spis tabel

Tabela 3.1 Wybrane właściwości typowych scyntylatorów mających zastosowanie w medycynie nuklearnej, dane dla fotonów o energiach (E_γ) 140 keV i 511 keV. Ozn.: Z_{ef} – efektywna liczba atomowa; ph/keV – liczba fotonów światła widzialnego generowanych z 1 keV energii kinetycznej fotoelektronu zdeponowanej w ośrodku; $d_{1/2}$ – grubość połówkowa materiału detektora, CS/PE – stosunek prawdopodobieństw: rozproszenia komptonowskiego (CS – ang. <i>Compton scattering</i>) i zjawiska fotoelektrycznego (PE – ang. <i>photoelectric effect</i>). Scyntylatory NaI(Tl) oraz CsI(Tl) (choć ten rzadko) wykorzystywane są jako detektory w gammakamerach, kryształy BGO oraz L(Y)SO w skanerach PET (Cherry i in., 2012; Knoll, 1999; za: Giussani, Hoeschen, 2013).	- 19 -
Tabela 3.2 Wybrane właściwości dwóch rodzajów materiałów półprzewodnikowych, dane dla fotonów o energiach (E_γ) 140 keV i 511 keV. Ozn.: Z_{ef} – efektywna liczba atomowa; W – średnia energia wydatkowana na utworzenie pary elektron-dziura (e^-h^+); ph/keV – liczba wytworzonych par e^-h^+ na 1 keV energii kinetycznej fotoelektronu zdeponowanej w ośrodku; $d_{1/2}$ – grubość połówkowa materiału detektora, CS/PE – stosunek prawdopodobieństw: rozproszenia komptonowskiego (CS – ang. <i>Compton scattering</i>) i zjawiska fotoelektrycznego (PE – ang. <i>photoelectric effect</i>) (Cherry i in., 2012; Giussani, Hoeschen, 2013).	- 26 -
Tabela 5.1 Charakterystyka materiału badawczego – grupa pacjentów z otyłością olbrzymią.	- 35 -
Tabela 5.2 Liczba badań diagnostycznych i niediagnostycznych perfuzji mięśnia sercowego wykonanych po obciążeniu oraz w spoczynku na skanerze Discovery NM 530c w grupie pacjentów z otyłością olbrzymią.	- 37 -
Tabela 6.1 Charakterystyka materiału badawczego wykorzystanego do analizy metod redukcji wpływu atenuacji na wynik badania scyntygrafii perfuzyjnej SPECT mięśnia sercowego.	- 39 -
Tabela 6.2 Wyniki korekcji pochłaniania za pomocą zewnętrznego CT i dodatkowej akwizycji w pozycji na brzuchu dla grupy 16 badań, w których ostatecznie nie stwierdzono istotnych zaburzeń perfuzji mięśnia sercowego.	- 48 -
Tabela 7.1 Liczba wykonanych badań SPECT fantomu antropomorficznego tułowia z wkładką sercową w celu zasymulowania artefaktów ruchowych oraz liczba badań referencyjnych dla danego rodzaju przemieszczeń.	- 49 -
Tabela 7.2 Zaplanowane rodzaje przesunięć i rotacji fantomu w eksperymencie i rzeczywiste wartości przemieszczeń (uzyskane na podstawie raportu z programu MDC for Alcyone).	- 54 -
Tabela 8.1 Liczba wykonanych badań bramkowanych SPECT z wykorzystaniem fantomu dynamicznego serca.	- 60 -
Tabela 8.2 Średnie wartości frakcji wyrzutowej wyznaczone za pomocą dwóch aplikacji dla badań wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i gammakamerze Infinia 3/8" HWK oraz wartości i interpretacja współczynnika d Cohena.	- 66 -
Tabela 8.3 Współczynniki korelacji wewnątrzklasowej ICC(3,1) dla analizowanych parametrów czynnościowych EF, EDV, ESV i SV dla badań ze skanera Discovery NM 530c i gammakamery Infinia 3/8" HWK, opracowywanych za pomocą programów Myovation oraz QGS. Wartości ICC wyznaczono z uwzględnieniem różnych metod rekonstrukcji obrazów dla badań z konwencjonalnej gammakamery. W nawiasach podano zakres 95% przedziału ufności.	- 68 -
Tabela 9.1 Charakterystyka materiału badawczego wykorzystanego do oceny jakości badań perfuzyjnych serca (grupa 1, grupa 2 i grupa 3).	- 71 -
Tabela 9.2 Ocena stopnia zgodności sędziów na podstawie wartości współczynnika α Krippendorfa (Gorbaniuk, 2016).	- 73 -

Tabela 9.3 Mediany z ocen jakości badań perfuzyjnych serca wykonanych na skanerze Discovery NM 530c (ozn. CZT) i gammakamerze Infinia 3/8" HWK (ozn. Infinia), dla różnych aktywności radiofarmaceutyku ^{99m}Tc -MIBI oraz wartości p (w przypadku wystąpienia różnic między ocenami ze skanera CZT a kamerą Infinia). - 74 -

Tabela 9.4 Współczynnik α Krippendorfa jako miara zgodności opinii specjalistów w ocenie jakości badań wykonanych na skanerze Discovery NM 530c i na gammakamerze Infinia 3/8" HWK. Współczynnik zgodności wyznaczono dla badań z podziałem i bez podziału na aktywność ^{99m}Tc -MIBI. Dla każdej wartości współczynnika α Krippendorfa podano jego interpretację („siłę” zgodności) (Gorbaniuk, 2016). - 77 -

17. Dodatki

I. Zestawienie porównawcze cech i parametrów konwencjonalnej gammakamery SPECT oraz skanera kardiologicznego z detektorami CZT

Dane zebrane w tabeli opracowano na przykładzie gammakamer GE Infinia 3/8" HWK i GE Infinia VCHWK4 oraz skanera GE Discovery NM 530c. Wykorzystano specyfikacje producenta i dane literaturowe.

Właściwości, parametry	Konwencjonalna gammakamera SPECT	Skaner kardiologiczny Discovery NM 530c
Charakterystyka technologii		
Rodzaj detektorów	Kryształy scyntylacyjne NaI(Tl)	Półprzewodniki CZT
Liczba detektorów	2 detektory płaskie o dużym polu widzenia	19 detektorów, detektory pogrupowane w triplety i rozmieszczone w gantry w kształcie łuku
Liczba fotopowielaczy	<ul style="list-style-type: none"> ● 59 (GE Infinia 3/8" HWK) ● 95 (GE Infinia VCHWK) (GE Healthcare, 2006) 	<i>Nie dotyczy</i>
Grubość kryształu	<ul style="list-style-type: none"> ● GE Infinia 3/8" HWK: 3/8" (9,5 mm) ● GE Infinia VCHWK: 1" (25,4 mm) (GE Healthcare, 2006) 	5 mm (Imbert, Marie, 2016)
Kolimatory	Wymienne, dostosowane do energii radioizotopu i typu badania (np. LEHR do badań perfuzyjnych serca ^{99m} Tc-MIBI)	19 kolimatorów <i>pinhole</i> zogniskowanych na sercu
Pole widzenia	UFOV = 54 cm × 40 cm (GE Healthcare, 2006)	Średnica QFOV = 18 cm (QFOV – ang. <i>quality field of view</i>) (Hindorf i in., 2014)
Zakres energetyczny	<ul style="list-style-type: none"> ● 40–511 keV (GE Infinia 3/8" HWK) ● 40–681 keV (GE Infinia VCHWK) (możliwość rejestracji fotonów anihilacyjnych) (GE, 2006) 	40–200 keV (GE Healthcare, 2009b)
Protokół akwizycyjny do badania SPECT serca		
Konfiguracja detektorów	<ul style="list-style-type: none"> ● Detektory ustawione w trybie L (pod kątem 90°) ● Podczas akwizycji detektory obracają się co 3°, całkowity zakres kątowy 180° (90° na detektor) 	<ul style="list-style-type: none"> ● Detektory w ustalonej pozycji względem ciała pacjenta ● Akwizycja stacjonarna, nie wymagająca ruchu detektorów

Czas trwania badania	15 min	5 min
Aktywność ^{99m}Tc-MIBI	od 3 MBq/kg do 5 MBq/kg (Hyafil i in., 2019)	od 4 MBq/kg do 7 MBq/kg (Hyafil i in., 2019)
Możliwość wykonywania korekcji atenuacji w badaniach SPECT na podstawie CT	W przypadku urządzeń hybrydowych SPECT/CT standardowy protokół do badania perfuzji serca obejmuje również wykonanie CT do korekcji atenuacji	Opcjonalnie – skaner CZT nie jest sprzężony z tomografem komputerowym; korekcja atenuacji może być zrobiona na podstawie „zewnętrznego” CT (wymaga to odrębnej aplikacji i dodatkowej licencji)
Konwersja promieniowania γ na sygnał elektryczny	Konwersja pośrednia	Konwersja bezpośrednia
Parametry fizyczne systemu obrazującego		
Energetyczna zdolność rozdzielcza (dla $E_\gamma = 140$ keV)	<ul style="list-style-type: none"> ● 8%–11% (Cherry i in., 2012) ● 9,4% (Garcia i in., 2011) ● 9,4% (Bocher i in., 2010) 	<ul style="list-style-type: none"> ● $\leq 6,2\%$ (GE Healthcare, 2011) ● 5,7% (Garcia i in., 2011) ● 5,4% (Bocher i in., 2010)
Graniczna energetyczna zdolność rozdzielcza (dla $E_\gamma = 140$ keV)	<ul style="list-style-type: none"> ● 6,5% (przy założeniu, że 100% fotonów światła dociera do fotokatody oraz że wydajność kwantowa wynosi 25%) 	<ul style="list-style-type: none"> ● 1,4%
Wewnętrzna rozdzielczość przestrzenna (dla $E_\gamma = 140$ keV)	<ul style="list-style-type: none"> ● $\leq 3,9$ mm (GE Infinia 3/8" HWK) ● $\leq 4,5$ mm (GE Infinia VCHWK4) (GE Healthcare, 2006) ● 2,9–4,5 mm (Cherry i in., 2012) 	2,5 mm (nie zależy od energii) (GE Healthcare, 2009a)
Rozdzielczość przestrzenna zrekonstruowanych obrazów SPECT (central) (wg NEMA NU-1 2001)	<ul style="list-style-type: none"> ● $\leq 9,9$ mm (GE Infinia 3/8" HWK) ● $\leq 10,5$ mm (GE Infinia VCHWK4) (GE Healthcare, 2006) ● 15,3 mm (SIEMENS Symbia), (Imbert i in., 2012) ● 13,7 mm (GE Ventri) (Bocher i in., 2010) 	<ul style="list-style-type: none"> ● $\leq 6,5$ mm (GE Healthcare, 2009b) ● 6,7 mm (Imbert i in., 2012) ● 5,8 mm (Bocher i in., 2010)
Czułość tomograficzna (fantom serca w powietrzu)	<ul style="list-style-type: none"> ● 130 [zliczeń·s⁻¹·MBq⁻¹] (SIEMENS Symbia) (Imbert i in., 2012) ● 206 [zliczeń·s⁻¹·MBq⁻¹] (GE Ventri) (Bocher i in., 2010) 	<ul style="list-style-type: none"> ● 460 [zliczeń·s⁻¹·MBq⁻¹] (Imbert i in., 2012) ● 657 [zliczeń·s⁻¹·MBq⁻¹] (Bocher i in., 2010)

II. Parametry protokołów akwizycyjnych do badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m}Tc -MIBI wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c

A. Protokół akwizycyjny dwudniowy do badań bramkowanych wysiłkowych i spoczynkowych SPECT perfuzji mięśnia sercowego (gated STRESS, gated REST)

- Okno energetyczne: $140,5 \text{ keV} \pm 10\%$
- Czas akwizycji: 300 s
- Pozycja detektorów: 315°
- Pozycja pacjenta: na plecach
- Parametry bramkowania sygnałem EKG
 - rejestracja danych w 16 przedziałach czasowych w czasie cyklu pracy serca
 - tryb akwizycji *time-mode*

B. Protokół akwizycyjny dwudniowy do badań wysiłkowych i spoczynkowych SPECT perfuzji mięśnia sercowego (STRESS, REST) w pozycji pacjenta na brzuchu – badanie uzupełniające

- Okno energetyczne: $140,5 \text{ keV} \pm 10\%$
- Czas akwizycji: 300 s
- Pozycja detektorów: 135°
- Pozycja pacjenta: na brzuchu

III. Parametry protokołu akwizycyjnego do badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m}Tc-MIBI wykonywanych na gammakamerze Infinia 3/8" HWK

Protokół akwizycyjny dwudniowy do badań bramkowanych wysiłkowych i spoczynkowych SPECT/CT perfuzji mięśnia sercowego (gated STRESS, gated REST)

- Okno energetyczne: 140 keV ± 10%
- Kolimator: LEHR (ang. *low energy high resolution*)
- Ułożenie detektorów: tryb L
- Pozycja początkowa detektorów: 0°
- Orbita ruchu detektorów uwzględniająca kontur ciała pacjenta
- Czas rejestracji jednej projekcji: 20 s
- Całkowity zakres kątowy: 180° (90° na jeden detektor, z kątem obrotu głowicy co 3°)
- Liczba projekcji: 60
- Pozycja pacjenta: na plecach
- Matryca: 64 × 64
- Zoom: 1,3
- Parametry bramkowania sygnałem EKG
 - rejestracja danych w 16 przedziałach czasowych w czasie cyklu pracy serca
 - tryb akwizycji *time-mode*
- Parametry skanowania CT
 - Typ skanowania: osiowy (ang. *axial*)
 - Grubość warstwy: 10 mm
 - Napięcie: 140 kV
 - Prąd: 2,5 mA
 - Matryca: 512 × 512

IV. Parametry rekonstrukcji danych tomograficznych dla badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m}Tc -MIBI wykonywanych na skanerze Discovery NM 530c

A. Tryb niebramkowany (*ungated mode – summed*)

- Dla rekonstrukcji bez korekcji pochłaniania
 - liczba iteracji (MLEM): 50
 - typ regularyzacji: OSL Green
 - wartość parametru Alpha dla Green OSL: 0,41
 - wartość parametru Beta dla Green OSL: 0,2
 - 3D Postfilter*: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,37 Hz; rząd 7)
- Dla rekonstrukcji z korekcją pochłaniania
 - liczba iteracji (MLEM): 60
 - typ regularyzacji: OSL Green
 - wartość parametru Alpha dla Green OSL: 0,7
 - wartość parametru Beta dla Green OSL: 0,3
 - 3D Postfilter*: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,37 Hz; rząd 7)

B. Tryb bramkowany (*gated mode*) – rekonstrukcja bez korekcji pochłaniania

- liczba iteracji (MLEM): 30
- typ regularyzacji: OSL Green
- wartość parametru Alpha dla Green OSL: 0,4
- wartość parametru Beta dla Green OSL: 0,4
- 3D Postfilter*: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,4 Hz; rząd 10)

Grubość warstwy: 4,00 mm

Wielkość piksela matrycy obrazowej: 4,00 mm

* Postfilter – filtr stosowany do obrazów zrekonstruowanych.

V. Parametry rekonstrukcji danych tomograficznych dla badań perfuzji mięśnia sercowego z użyciem ^{99m}Tc -MIBI wykonywanych na gammakamerze Infinia 3/8" HWK

A. Typ rekonstrukcji: FBP

Filtracja

- Tryb niebramkowany (*ungated mode – summed*)
Pre-filter*: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,52 Hz; rząd 5)
- Tryb bramkowany (*gated mode*)
Pre-filter*: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,40 Hz; rząd 10)

B. Typ rekonstrukcji: OSEM/MLEM

Filtracja

- Tryb niebramkowany (*ungated mode – summed*)
3D Postfilter **: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,52 Hz; rząd 5)
- Tryb bramkowany (*gated mode*)
3D Postfilter **: Butterworth (częstotliwość odcięcia 0,40 Hz; rząd 10)

Korekcja rozproszeń: brak

Grubość warstwy: 6,80 mm

Wielkość piksela matrycy obrazowej: 6,80 mm

* Pre-filter – filtr stosowany do surowych danych, przed rekonstrukcją (FBP).

** Postfilter – filtr stosowany do obrazów zrekonstruowanych metodą iteracyjną.