

UNIwersytet Śląski w Katowicach

Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii

Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego



Marek Szewczuk

OPTIMALIZACJA JAKOŚCI OBRAZOWANIA
W MAMMOGRAFII CYFROWEJ Z UWZGLĘDNIENIEM
ODPOWIEDZI DETEKTORA SELENOWEGO METODĄ
SYMULACJI MONTE CARLO

Praca doktorska

wykonana w Centrum Onkologii –
Instytucie im. Marii Skłodowskiej Curie
Oddział w Gliwicach

Promotor

dr hab. Adam Konefał

Gliwice 2013

PODZIĘKOWANIA

Składam serdeczne podziękowania mojemu promotorowi, Panu dr. hab. Adamowi Konefałowi za wieloletnią współpracę oraz opiekę merytoryczną podczas realizacji niniejszej pracy.

Jestem niezmiernie wdzięczny Pani Prof. Marii Sokół za wsparcie, a także za cenne wskazówki udzielane w trakcie redagowania pracy.

Dziękuję również moim kolegom: dr. Andrzejowi Orlefowi, mgr. Zbyszkowi Maniakowskiemu oraz Markowi Grabarczykowi za wspólną działalność na rzecz Programu Wczesnego Wykrywania Raka Piersi w Polsce w ramach zespołu audytorskiego.

Wyrazy wdzięczności składam wszystkim koleżankom i kolegom z Zakładu Fizyki Medycznej za miłą atmosferę w pracy, oraz pomoc przy wykonywaniu symulacji – w szczególności za dzielenie się mocą obliczeniową swoich komputerów.

Szczególne podziękowania pragnę złożyć mojej Rodzinie za cierpliwość, wyrozumiałość i wsparcie, jakiego od nich doświadczyłem.



Dr BG 3370

SPIS TREŚCI

SKRÓTY I DEFINICJE	5
1 WPROWADZENIE	6
1.1 Mammografia	6
1.2 Budowa piersi	7
1.3 Rak piersi	11
1.3.1 Obraz radiologiczny	12
1.4 Budowa mammografu cyfrowego	13
1.4.1 Lampa RTG	13
1.4.2 Widmo energetyczne lampy	14
1.4.3 Promieniowanie hamowania	14
1.4.4 Promieniowanie charakterystyczne	16
1.4.5 Ognisko lampy	19
1.4.6 Anodowy efekt osłabienia	21
1.4.7 Filtracja dodatkowa	22
1.4.8 Kolimacja	23
1.4.9 Stolik i system kompresji	24
1.4.10 Kratka przeciwróżproszeniowa	24
1.4.11 Detektor obrazu	26
1.4.12 System AEC	30
1.5 GEANT4	31
1.6 Oddziaływanie promieniowania z materią	33
1.6.1 Efekt fotoelektryczny	33
1.6.2 Efekt Comptona	35
1.6.3 Rozpraszanie Rayleigha	37
1.6.4 Biologiczne skutki promieniowania	38
1.6.5 Dawka gruczołowa	39
1.6.6 Średnia dawka gruczołowa	40
1.6.7 Osłabienie wiązki fotonowej	42
1.6.8 Warstwa połowiąca	43
1.6.9 Jakość obrazu	44
1.6.10 Kontrola jakości w mammografii cyfrowej	50

2	CEL PRACY.....	51
3	MATERIAŁ I METODA.....	52
3.1	Źródło promieniowania.....	53
3.2	Kolimator.....	55
3.3	Stolik i kratka przeciwrozproszeniowa	55
3.4	Model piersi.....	56
3.5	Klatka piersiowa	58
3.6	Płytką uciskowa	58
3.7	Detektor obrazu	58
4	WERYFIKACJA MODELU	60
4.1	Warstwa połowiąca	60
4.2	Liniowość detektora.....	64
4.3	Współczynnik kratki przeciwrozproszeniowej	65
5	WYNIKI I DYSKUSJA.....	66
5.1	Opracowanie statystyczne	66
5.2	Jakość obrazu a dawka.....	71
6	WNIOSKI I PODSUMOWANIE.....	79
	BIBLIOGRAFIA.....	81
	WYKAZ RYCIN I TABEL	86
	STRESZCZENIE.....	90

SKRÓTY I DEFINICJE

a-Se	– amorficzny selen;
fluencja cząstek	– iloraz liczby cząstek dN , które weszły do kuli o polu wielkiego koła da przez da ;
HVL	– ang. <i>Half-Value Layer</i> ; grubość warstwy połowiącej;
kVp	– ang. <i>peak kilovoltage</i> , napięcie szczytowe; maksymalna wartość wysokiego napięcia w lampie RTG w trakcie ekspozycji; utożsamiana z napięciem nominalnym;
mAs	– miliamperosekunda; jednostka w której wyrażane jest obciążenie prądowo-czasowe lampy rentgenowskiej w trakcie ekspozycji;
MGD	– ang. <i>Mean Glandular Dose</i> ; średnia dawka gruczołowa;
Referencyjny ROI obrazu	– obszar obrazu (kołowy lub kwadratowy) o powierzchni 4cm^2 , którego środek jest umiejscowiony w odległości 6cm od strony klatki piersiowej, symetrycznie względem strony prawej i lewej;
Obraz nieprzetworzony	– obraz cyfrowy otrzymany po korekcjach jednorodności (ang. <i>flat-fielding</i>), ale przed nieliniowym przetworzeniem obrazu; nieprzetworzone obrazy w standardzie DICOM są oznaczone tagiem <i>0008,0068 Presentation Intent Type: FOR PROCESSING</i> ;
SE	– błąd standardowy; ang. <i>Standard Error</i> ;
SID	– ang. <i>Source - Image Distance</i> ;
STD	– ang. <i>Source - Table Distance</i> ;

1 WPROWADZENIE

1.1 Mammografia

Rak piersi jest najczęściej występującym nowotworem złośliwym u kobiet w Polsce, o najwyższej jednocześnie śmiertelności [1]. Równocześnie jego udział w całkowitej liczbie zachorowań i zgonów z powodu nowotworów złośliwych stale rośnie. Corocznie w Polsce odnotowuje się ok. 16 tys. nowych przypadków raka piersi oraz ok. 5 tys. zgonów z tego powodu [1, 2]. Profilaktyka, diagnostyka i terapia raka piersi stanowią więc poważne wyzwanie dla współczesnej onkologii. Wczesna diagnostyka nowotworów piersi zwiększa szansę powodzenia leczenia radykalnego, a co za tym idzie, zmniejsza śmiertelność, przy czym odsetek przeżyć 5-letnich dla nowotworów wykrytych o jeden stopień zaawansowania klinicznego wcześniej wzrasta o ok. 25 punktów procentowych (tabela 1.1) [2, 3].

Tabela 1.1 Prawdopodobieństwo przeżycia 5 lat w zależności od stopnia zaawansowania nowotworu [2]

Stopień zaawansowania	Stadium zaawansowania	Odsetek przeżyć 5-letnich
0	Przedinwazyjne	100
I	Miejscowe	75
II	Lokoregionalne wczesne	50
III	Lokoregionalne późne	25
IV	Uogólnione	5

Metodą diagnostyczną, która umożliwia wczesne wykrywanie raka piersi jest mammografia (radiograficzne badanie piersi). Znajduje ona zastosowanie jako badanie przesiewowe, pozwalające wykrywać nowotwory w stadiach bezobjawowych. Czułość badania oceniana jest na 80-95%, zależnie od struktury sutka. Ze względu na niewystarczającą swoistość metody, do różnicowania łagodnych i złośliwych zmian konieczne jest jednak przeprowadzenie badań weryfikujących (biopsja) [4].

W Polsce od 2006 roku realizowany jest Populacyjny Program Wczesnego Wykrywania Raka Piersi [5]. Program obejmuje populację kobiet w wieku od 50 do 69 lat. Zaleca się, by kobiety, które nie chorowały w przeszłości na raka piersi, poddawały się badaniu co 2 lata. Według prognoz taki model skryningu może w dłuższej

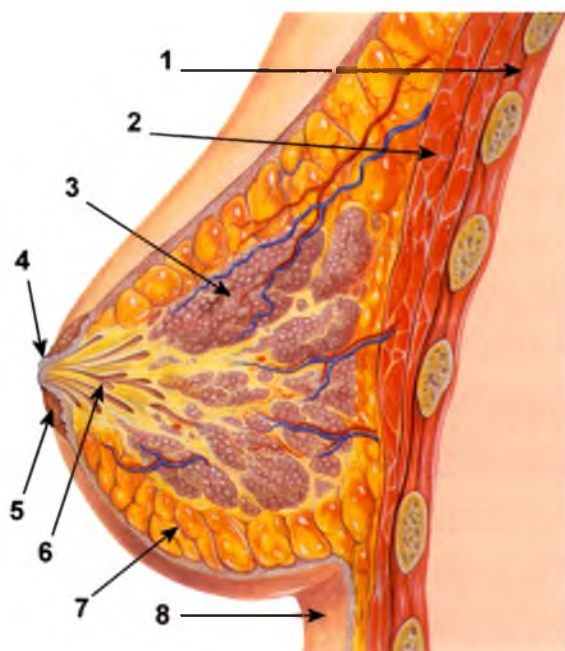
perspektywie prowadzić do 20% redukcji śmiertelności w grupie docelowej [6]. Warunkiem jest jednak wysoka zgłaszalność kobiet i jakość badań.

Zastosowanie w technice diagnostycznej czy terapeutycznej promieniowania jonizującego zawsze niesie ze sobą ryzyko związane z możliwością indukcji nowotworu. Zagrożenie to ma szczególne znaczenie w kontekście mammograficznych badań skryningowych, gdyż ekspozycji poddaje się tu dużą populację potencjalnie zdrowych kobiet. Kolejne niebezpieczeństwo wiąże się z niewystarczającą jakością tych badań. Niezadowalająca jakość obrazu może skutkować brakiem uwidocznienia na mammogramie ogniska choroby. Z drugiej strony, na skutek między innymi błędów interpretacyjnych czy artefaktów obrazu, mogą pojawić się wyniki fałszywie dodatnie. Naraża to kobiety na niepotrzebny stres, a także na dodatkowe inwazyjne badania (biopsja). Ze względu na powszechność mammografii w diagnostyce i istotność decyzji diagnostycznych, kwestie nadzoru nad jakością procedur mammograficznych nabierają szczególnego znaczenia i wyróżniają się wśród innych metod radiograficznych.

Świadczeniodawcy realizujący Program Przesiewowy są prawnie zobowiązani do kontroli fizycznych parametrów urządzeń radiologicznych [7-10]. Corocznie pracownie mammograficzne poddawane są także zewnętrznej kontroli poprawności realizacji Programu. Kontrolę taką przeprowadza zespół fizyków upoważniony przez Ministra Zdrowia.

1.2 Budowa piersi

Piersi są gruczołami skórnymi, które (u kobiet) w postaci półsferycznych uwypukleń znajdują się na ścianie klatki piersiowej leżąc na wysokości III do VI lub VII żebra (rycina 1.1). Piersi za pośrednictwem powięzi zbudowanej z tkanki łącznej przylegają do mięśnia piersiowego większego, mięśnia piersiowego mniejszego oraz w części bocznej do mięśnia zębatego przedniego. Każda pierś zwieńczona jest brodawką sutkową, w której znajdują się ujścia przewodów mlekowych. Brodawka otoczona jest okrągłą otoczką brodawki sutkowej (*areola*), która charakteryzuje się silną pigmentacją i gdzie mają ujście zmodyfikowane gruczoły łojowe (tzw. gruczoły Montgomery'ego) [11-13].



Rycina 1.1 Anatomia prawidłowa piersi (autor: Patrick J. Lynch, medical illustrator; C. Carl Jaffe, MD, cardiologist¹). Przekrój w płaszczyźnie strzałkowej. Widoczne są: 1. Ściana klatki piersiowej 2. Mięśnie piersiowe: mniejszy i większy 3. Tkanka gruczołowa 4. Brodawka sutkowa 5. Otoczka brodawki sutkowej 6. Przewód mlekowy 7. Tkanka tłuszczowa 8. Skóra.

Wewnątrz każdej piersi znajduje się gruczoł piersiowy (*glandula mammaria*), składający się z 15 - 20 płatów tkanki gruczołowej (*lobi glandulae mammariae*), która jest zdolna do produkcji mleka. U części populacji kobiet w dole pachowym znajduje się dodatkowy płat gruczołu mlekowego zwany ogonem Spence'a. W obrębie płatów można wyróżnić mniejsze struktury zwane zrazikami lub płatkami (*lobules*). Składają się one z grup gruczołów wydzielających mleko, otoczonych tkanką łączną.

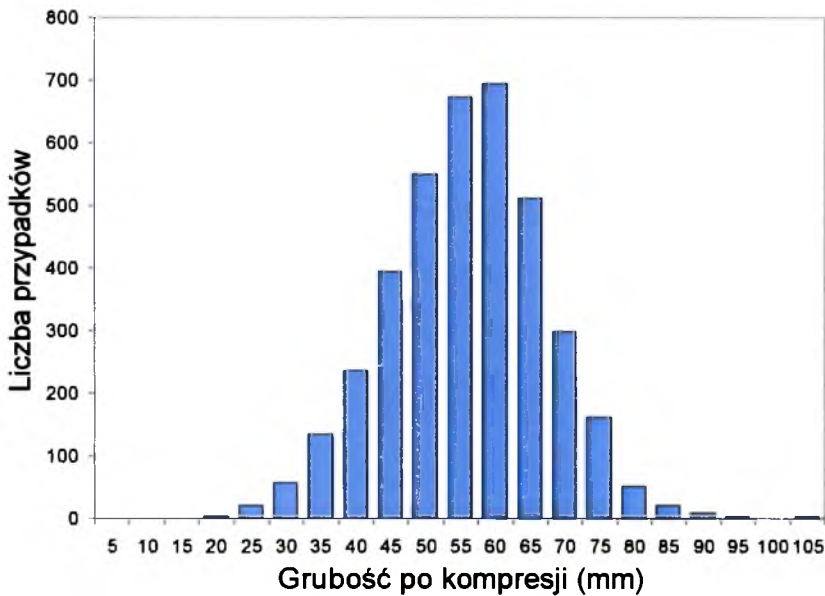
Z każdego płata wychodzi przewód mleczny (*ductus lactiferus*) rozszerzający się następnie w zatokę mleczną (*sinus lactiferus*) mającą ujście w brodawce sutkowej. Zatoka mleczna w okresie laktacji pełni funkcje magazynujące mleko. Obszary pomiędzy płatami tkanki gruczołowej wypełnia tkanka tłuszczowa. Tworzy ona również warstwę ochronną wokół gruczołu mlekowego [11, 12].

Budowa piersi wykazuje znaczne zróżnicowanie w obrębie populacji kobiet. Na wielkość, kształt i strukturę sutka mają wpływ zarówno czynniki genetyczne jak i hormonalne. Przyrost gruczołu następuje w trakcie dojrzewania, w okresie ciąży

¹ Autorem wszystkich pozostałych rycin jest Marek Szewczuk.

i laktacji. W trakcie menopauzy na skutek zmian hormonalnych tkanka gruczołowa stopniowo zanika i średnia gęstość piersi się zmniejsza.

Gruczołowość piersi jest parametrem charakteryzującym sutek pod względem składu tkankowego – oznacza masową zawartość tkanki gruczołowej w gruczole piersiowym. Gruczołowość piersi jest skorelowana z wielkością piersi. W przypadku mammografii wielkość piersi określa się poprzez podanie jej grubości po właściwym ułożeniu jej do badania i zastosowaniu odpowiedniej siły ucisku. Częstość występowania danej grubości piersi w populacji kobiet podlegającej badaniom skryningowym przedstawiono na rycinie 1.2 [14].



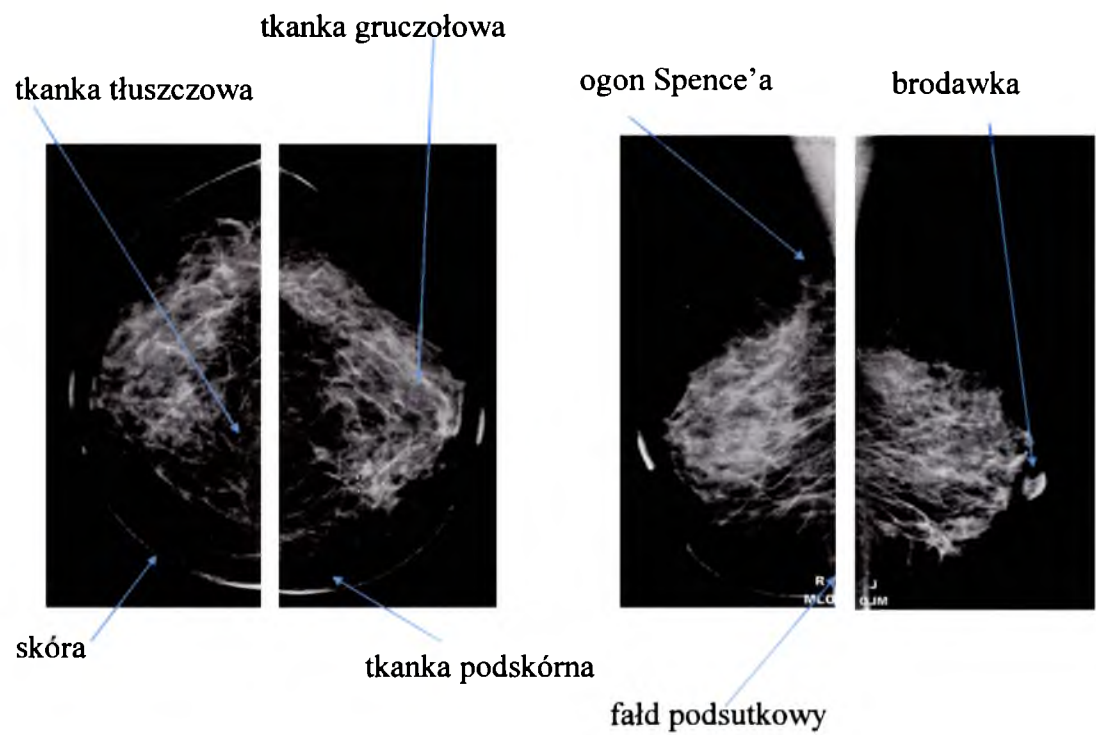
Rycina 1.2 Rozkład częstości występowania danej grubości piersi. Dane dotyczą pacjentek objętych programem przesiewowym w Wielkiej Brytanii [14].

Ustalona zależność pomiędzy grubością piersi a jej gruczołowością (tabela 1.2) umożliwia m. in. szacowanie dawek indywidualnych dla pacjentek.

Tabela 1.2 Typowe wartości gruczołowości odpowiadające piersi o danej grubości po kompresji wg *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis*. 4th edition [15].

Grubość (mm)	Gruczołowość (%)
32	67
45	41
53	29
60	20
75	9
90	4

Obraz radiograficzny sutka zależy od jego składu tkankowego. Tkanka gruczołowa oraz tkanka łączna widoczne są w postaci jasnych obszarów na tle ciemniejszej tkanki tłuszczowej (rycina 1.3). Przy prawidłowo wykonanym ułożeniu i kompresji na obrazie widoczny jest także zarys skóry i brodawki.



Rycina 1.3 Radiologiczny obraz sutka w projekcji a) **kranio-kaudalnej, CC** b) **przyśrodkowo-bocznej, MLO**.

Standardowe badanie obejmuje wykonanie dwóch projekcji różniących się sposobem ułożenia piersi (rycina 1.3). Projekcje wzajemnie się uzupełniają, pozwalając dokładniej zlokalizować ewentualne zmiany. Projekcja skośna, przyśrodkowo-boczna (MLO), uwidacznia cały sutek oraz mięsień piersiowy (w kształcie trójkąta) i fałd podsutkowy. Kolumna mammografu ustawiana jest pod kątem 40-60 stopni względem pionu. Detektor obrazu jest równoległy do mięśnia piersiowego. Projekcja kranio-kaudalna (CC) wykonywana jest przy pionowym ustawieniu kolumny. Na obrazach dobrze uwidoczniony jest obszar centralny i przyśrodkowy piersi [16].

1.3 Rak piersi

Zmiany nowotworowe sutka można podzielić na 2 podstawowe typy – nowotwory łagodne oraz nowotwory złośliwe. Zmiany łagodne (*neoplasma benignum*) charakteryzuje powolny rozrost tkanki łącznej bez efektu naciekania tkanek. Zazwyczaj nowotwór tego typu jest otorbiony. Rosnąć może uciskać sąsiadujące naczynia krwionośne lub przewody mlekowe. Nie wykazuje zdolności do przerzutów ani wznowy miejscowej po usunięciu. Pod względem budowy komórkowej nowotwór taki zbliżony jest do tkanki prawidłowej [17].

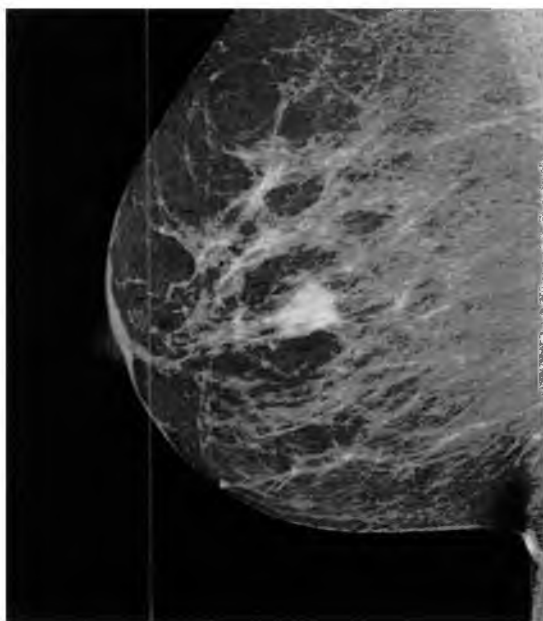
Nowotwór złośliwy (*neoplasma malignum*) rozwija się dynamicznie, nie jest otorbiony i może naciekać sąsiadujące tkanki. W postaci inwazyjnej ma zdolność do przerzutów. Po usunięciu chirurgicznym możliwe są wznowy miejscowe. Wykazuje duży stopień zaburzeń w zróżnicowaniu, dojrzewaniu i budowie tkankowej oraz komórkowej.

Pod względem histologicznym wyróżnia się nowotwory przedinwazyjne, nienaciekające (*praeinvasivum, in situ*) oraz inwazyjne, naciekające. Nowotwory nieinwazyjne piersi wywodzą się z przewodów mlekowych (rak przewodowy *in situ*, *CDIS carcinoma ductale in situ*) lub z nabłonka zrazików (rak zrazikowy *in situ*, *CLIS carcinoma lobulare in situ*).

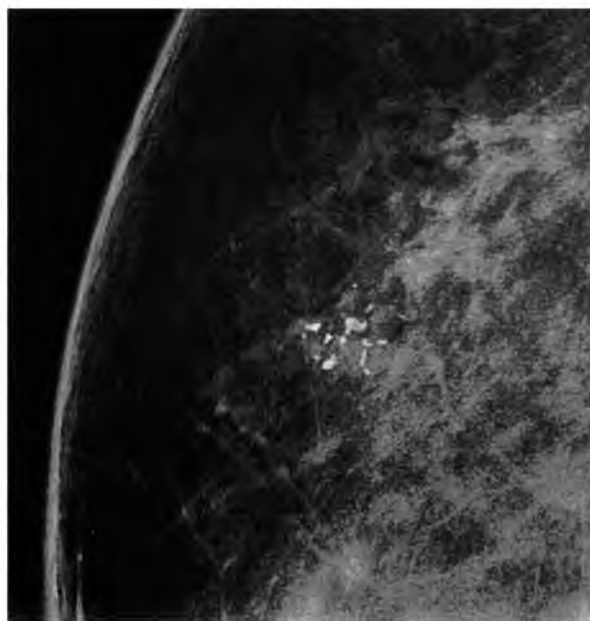
Najczęściej diagnozowanym typem raka inwazyjnego (ok. 80% przypadków) jest rak przewodowy naciekający. Rak zrazikowy naciekający stanowi ok. 10%-15% rozpoznań [18].

1.3.1 Obraz radiologiczny

Najczęściej obserwowanymi zmianami w badaniach mammograficznych są jednorodne, dobrze ograniczone okrągłe zmiany o gładkim zarysie. Jest to obraz mało swoisty, który nie pozwala na jednoznaczne różnicowanie zmian łagodnych i złośliwych. W obrazie radiologicznym inwazyjny rak piersi jest widoczny najczęściej w postaci owalnego lub okrągłego obiektu o jasności większej od tła (rycina 1.4). Guzek taki, otoczony pierścieniem włóknistych wypustek, nazywany jest *guzem spikularnym* i stanowi 80% wyczuwalnych palpacyjnie zmian sutka [4]. Objawem towarzyszącym jest często wciągnięcie brodawki i pogrubienie skóry. Przy gęstym utkaniu piersi zmiany spikularne mogą być trudne do zobrazowania w badaniu mammograficznym – w takich przypadkach pomocna okazuje się technika USG.



Rycina 1.4 Obraz prawej piersi w projekcji MLO z widoczną wyraźnie ograniczoną zmianą.



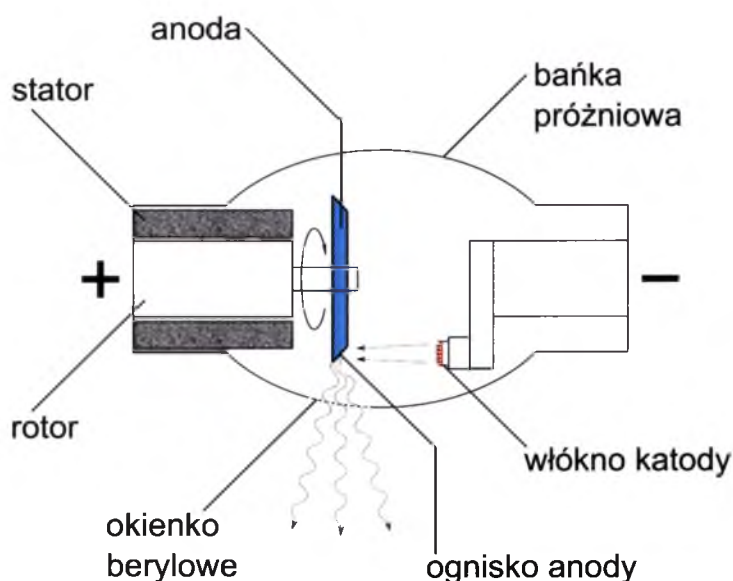
Rycina 1.5 Powiększony fragment mammogramu z widocznymi mikrozwapnieniami.

W przypadku nowotworów we wczesnym stadium zaawansowania (niewyczuwalnych palpacyjnie) ważnym objawem są mikrozwapnienia, występujące w 50% przypadków tego typu zmian (rycina 1.5). Często towarzyszą one nowotworom w stanie przedinwazyjnym tworząc liczne skupiska. Mammografia pozwala obrazować zmiany tego typu już od wielkości 100 μm . Widoczne są one na obrazie w postaci białych punktów.

1.4 Budowa mammografu cyfrowego

1.4.1 Lampa RTG

Źródłem promieniowania w aparatach mammograficznych jest lampa rentgenowska z wirującą anodą. Schemat lampy pokazany został na rycinie 1.6.

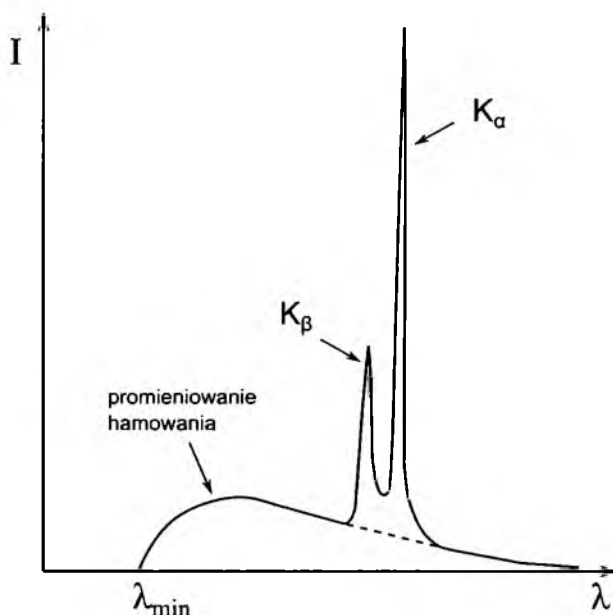


Rycina 1.6 Budowa lampy rentgenowskiej.

W trakcie ekspozycji z rozgrzanej katody emitowane są elektrony (termoemisja), które zostają przyspieszone w polu elektrycznym między anodą i katodą. Rozpędzone elektrony docierają do anody, gdzie tracą energię na skutek oddziaływań z ośrodkiem. Źródło elektronów (katoda) oraz tarcza (anoda) zamknięte są w metalowym kołpaku (obudowie), który zapewnia odpowiednie chłodzenie układu, utrzymuje próżnię, a także ekranuje otoczenie. Użyteczna wiązka promieniowania emitowana jest na zewnątrz przez berylowe okienko [19, 20].

1.4.2 Widmo energetyczne lampy

Przykładowe widmo energetyczne lampy rentgenowskiej (bez uwzględnienia filtracji dodatkowej) dla typowego napięcia stosowanego w mammografii przedstawiono na rycinie 1.7. Widmo lampy RTG stosowanej w mammografii składa się z części ciągłej, na tle której widoczne są piki promieniowania charakterystycznego.



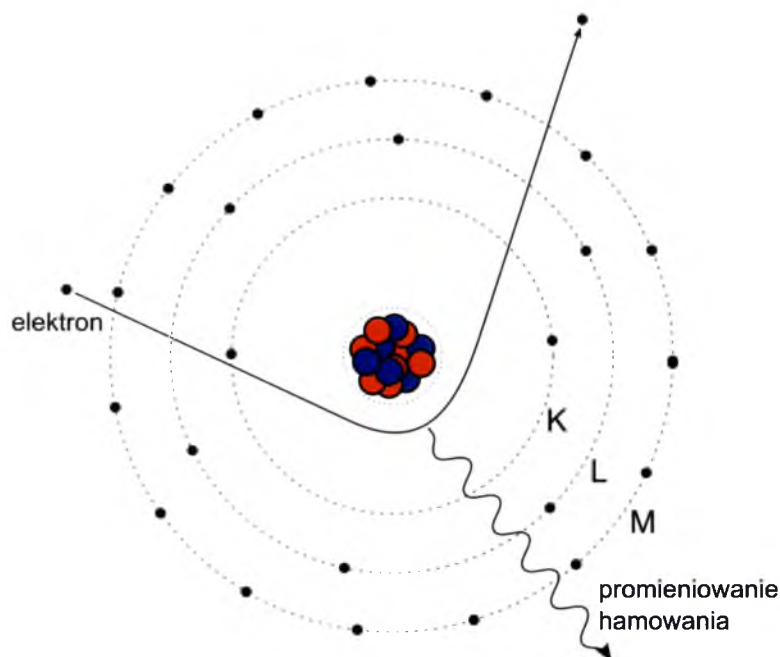
Rycina 1.7 Przykładowe widmo energetyczne lampy rentgenowskiej z widocznymi pikami promieniowania charakterystycznego (K_{α} , K_{β}).

Złożona charakterystyka widma wynika z faktu, że konwersja energii kinetycznej elektronów na promieniowanie może nastąpić w drodze hamowania cząstek w polu elektrycznym (promieniowanie hamowania) lub w drodze emisji promieniowania charakterystycznego [19, 20].

1.4.3 Promieniowanie hamowania

Jeżeli elektron padający na anodę znajdzie się w zasięgu sił kulombowskich dodatnio naładowanego jądra atomowego, jego prędkość zostanie zmniejszona, a tor ruchu ulegnie zakrzywieniu. Na skutek wyhamowania elektronu w polu elektrycznym jądra następuje emisja kwantu promieniowania elektromagnetycznego o energii równej zmianie energii kinetycznej elektronu (rycina 1.8). Im bliżej jądra atomowego znajdzie

się elektron, tym silnej zostanie on wyhamowany. Ponieważ w trakcie oddziaływań straty energii mogą być różne, powstaje promieniowanie o widmie ciągłym. Minimalna długość fali $\lambda_{\min}$, przy której znika widmo ciągłe – granica krótkofalowa – odpowiada zderzeniu, w którym elektron traci całą swą energię (jest ona niezależna od materiału, z którego wykonano tarczę) [19, 20, 21].



promieniowanie hamowania

Rycina 1.8 Emisja promieniowania hamowania.

Ponieważ źródłem energii kinetycznej elektronu (K) jest proces przyspieszania go w polu elektrycznym o różnicy potencjałów U , to zachodzi związek:

$$K = eU, \quad (1)$$

gdzie e to ładunek elektronu.

W granicznym przypadku elektron może stracić całą energię w wyniku pojedynczego oddziaływania. Wówczas:

$$eU = \frac{hc}{\lambda_{\min}}. \quad (2)$$

Krótkofalowa granica promieniowania ($\lambda_{\min}$) jest więc równa:

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU}, \quad (3)$$

gdzie:

h – stała Plancka,

e – ładunek elektronu,

c – prędkość światła.

Natężenie promieniowania X emitowanego w takim procesie zależy od natężenia prądu anodowego, materiału tarczy, napięcia na lampie oraz konstrukcji lampy [22]:

$$I_{cont} = A \cdot Z \cdot i_a \cdot U^2, \quad (4)$$

gdzie:

I_{cont} – natężenie promieniowania X,

A – stała uwzględniająca wpływ budowy lampy na efektywność emisji,

Z – liczba atomowa materiału anody,

i_a – natężenie prądu anodowego.

Z równania 4 wynika, że wraz ze zmianą napięcia zmienia się natężenie promieniowania dla wszystkich emitowanych energii.

1.4.4 Promieniowanie charakterystyczne

Jeżeli energia elektronów jest dostatecznie duża, by wybić elektrony z wewnętrznych powłok atomów tarczy, to towarzyszy temu emisja promieniowania rentgenowskiego o dyskretnym rozkładzie energii, tak zwanego promieniowania charakterystycznego (rycina 1.9). Po wybiciu elektronu, powłoka może zostać zapelniona przez elektron z powłoki o wyższej energii. W trakcie tego procesu, elektron emituje nadwyżkę $\Delta E = E_m - E_n$ swojej energii równą różnicy energii między poziomami, pomiędzy którymi nastąpiło przejście [22]:

$$\Delta E \approx C \left[\frac{1}{m^2} - \frac{1}{n^2} \right], \quad (5)$$

gdzie:

m, n – główne liczby kwantowe powłok,

C – stała zależna od liczby atomowej Z (ładunku jądra), stałej Rydberga oraz stałej ekranowania.

Długość fali promieniowania charakterystycznego można wyrazić wzorem [21]:

$$\frac{1}{\lambda} = R(Z - \sigma)^2 \left[\frac{1}{m^2} - \frac{1}{n^2} \right], \quad (6)$$

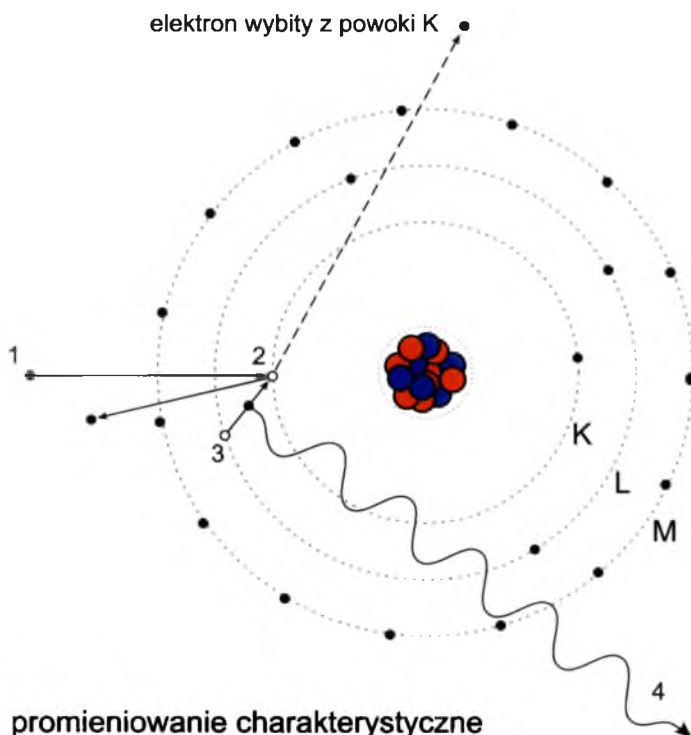
gdzie:

σ – stała dla danej linii widmowej,

R – stała Rydberga.

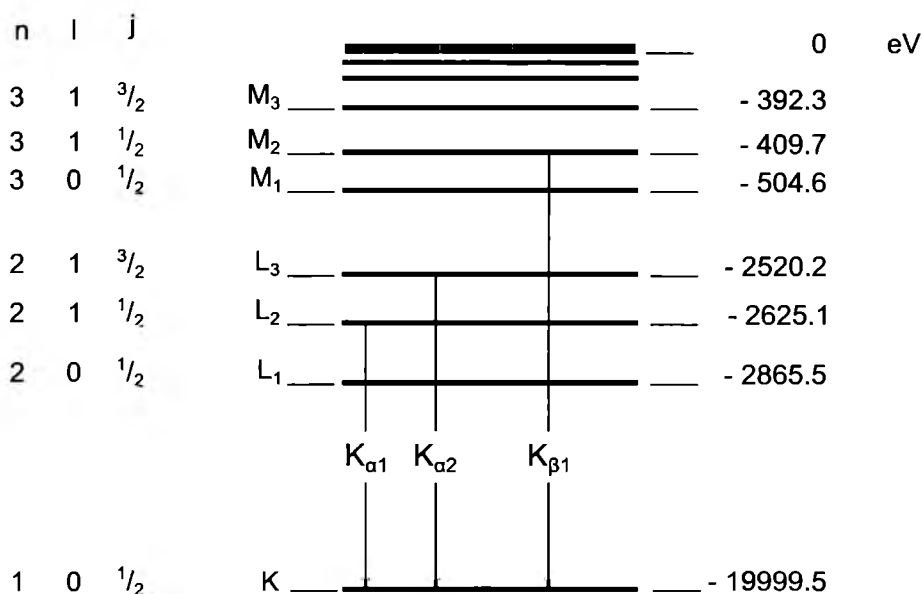
Układ linii spektralnych jest charakterystyczny dla danego pierwiastka, zależy więc od materiału z jakiego wykonana jest anoda.

Tylko około 1% swojej energii kinetycznej elektrony oddają w postaci promieniowania elektromagnetycznego. Pozostała część energii kinetycznej ulega konwersji na ciepło i jest absorbowana w materiale anody powodując podniesienie jej temperatury.



Rycina 1.9 Schemat procesu emisji promieniowania charakterystycznego. (1) Padający elektron oddziałuje poprzez siły kulombowskie z elektronem znajdującym się na powłoce K atomu. (2) Elektron zostaje wyrzuty z powłoki K. (3) Elektron z powłoki L (lub wyższej) przechodzi na powłokę K zastępując wyrzuty elektron. (4) Przy przejściu następuje emisja kwantu promieniowania X.

Poszczególne linie widmowe oznacza się zwyczajowo symbolem powłoki, która zostaje zapełniona. Grecki symbol (α , β) wskazuje, czy przeskok następuje z sąsiedniej powłoki, czy z jednej z kolejnych (rycina 1.10).



Rycina 1.10 Elektronowe poziomy energetyczne dla molibdenu oraz obserwowane przejścia z emisją promieniowania charakterystycznego. n – główna liczba kwantowa; l – poboczna liczba kwantowa; j – liczba kwantowa całkowitego momentu pędu. Zgodnie z regułami wyboru dla przejść promienistych $\Delta l = \pm 1$. Przejście z poziomu L_1 na K nie jest obserwowane.

Stosunek wysokości poszczególnych pików promieniowania charakterystycznego zależy od prawdopodobieństwa przejść pomiędzy danymi poziomami energetycznymi [19]. W przedstawionym na rycinie 1.7 przykładzie przy dostatecznie dużej zdolności rozdzielczej rozróżnialna jest struktura subtelna widma (seria $K_{\alpha 1}$ i $K_{\alpha 2}$).

Intensywność pików promieniowania charakterystycznego jest funkcją natężenia prądu anodowego oraz napięcia. Dla linii K wyraża się ona wzorem:

$$I_K = B i_a (U - V_K)^n, \quad (7)$$

gdzie:

B – stała proporcjonalności zależna od geometrii anody i materiału z którego jest wykonana,

V_K – potencjał jonizacyjny powłoki K ,

$n \approx 1.5$

Lampy stosowane w mammografii wyposażone są (zależnie od typu aparatu i detektora obrazu) w ścieżki wykonane z molibdenu, rodru lub wolframu. Spotykane są także lampy dwuscieżkowe, umożliwiające wybór materiału anody przed ekspozycją.

W lampach wolframowych w zakresie napięć stosowanych w mammografii nie dochodzi do wybicia elektronu z powłoki K (energia wiązania 69.5 keV), wobec czego nie obserwuje się pików promieniowania charakterystycznego. Tabela 1.3 prezentuje wartości energii wiązania na poszczególnych powłokach dla materiałów anody wykorzystywanych w mammografii [19]:

Tabela 1.3 Energie wiązania elektronów (w keV) dla materiałów stosowanych w anodach lamp mammograficznych.

Powłoka elektronowa	Molibden	Rod	Wolfram
K	20.0	23.2	69.5
L	2.8/2.6/2.5	3.4/3.1/3.0	12.1/11.5/10.2
M	0.5-0.4	0.6-0.2	2.8-1.9

W tabeli 1.4 podane są energie poszczególnych serii widmowych.

Tabela 1.4 Energie linii promieniowania charakterystycznego (w keV) dla materiałów stosowanych w anodach lamp mammograficznych.

Linia widmowa promieniowania charakterystycznego	Molibden	Rod	Wolfram
K _{α1}	17.48	20.22	59.32
K _{α2}	17.37	20.07	57.98
K _{β1}	19.61	22.72	67.24

1.4.5 Ognisko lampy

Efektywność konwersji energii kinetycznej elektronów na promieniowanie rentgenowskie jest proporcjonalna do wartości napięcia przyspieszającego U oraz liczby atomowej Z materiału tarczy i w przybliżeniu równa się:

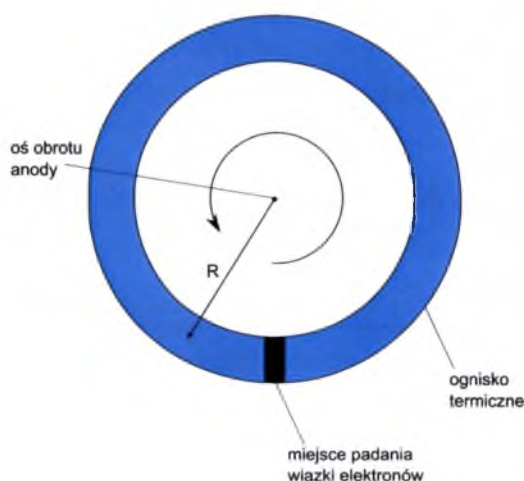
$$Efektywność \approx U \cdot Z \cdot 10^{-6} . \tag{8}$$

W zakresie napięć stosowanych w badaniach mammograficznych większość energii kinetycznej elektronów zamieniana jest w energię cieplną (>99.5%). Istnieje

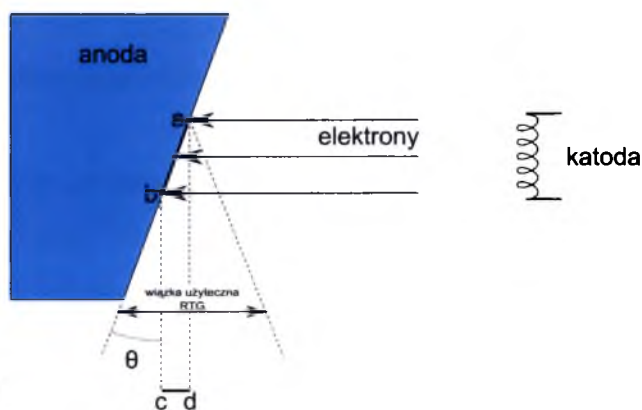
więc konstrukcyjny problem związany z ryzykiem przegrzania i uszkodzenia anody.

Aby zwiększyć trwałość lamp, stosuje się rozwiązania oparte na wirującej anodzie (rycina 1.11). W konstrukcji takiej strumień elektronów pada na powierzchnię anody w miejscu nazywanym ogniskiem rzeczywistym, ciepło wydzielane jest jednak na całej powierzchni pierścienia o wymiarach zależnych od geometrii wiązki elektronów i kąta nachylenia tarczy. Pierścień ten nazywany jest ogniskiem termicznym. Obraz ogniska rzutowany na płaszczyznę detektora obrazu jest nazywany ogniskiem pozornym [19, 20].

Kąt nachylenia anody (θ) w typowych lampach mammograficznych zawiera się w przedziale ok. 5° - 15° . Zmniejszenie kąta nachylenia anody powoduje zmniejszenie wymiarów ogniska pozornego (rycina 1.12), co skutkuje zmniejszeniem półcienia i korzystnie wpływa na jakość obrazu (rozdzielczość).



Rycina 1.11 Wirująca anoda lampy RTG – widok z przodu.



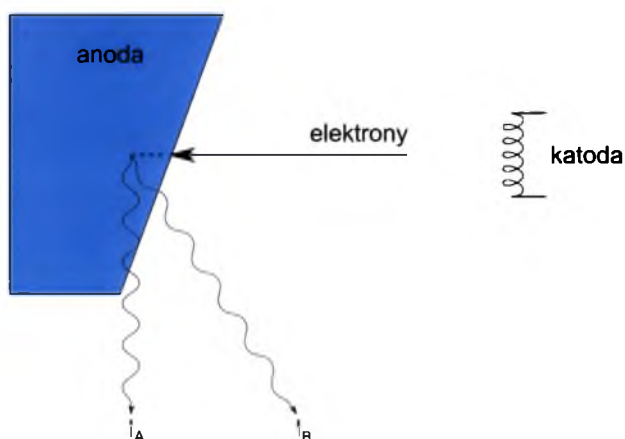
Rycina 1.12 Ognisko rzeczywiste i pozorne lampy RTG. Wymiar ogniska pozornego jest zależny od kąta nachylenia anody: $|cd| = |ab| \sin \theta$.

Oś anoda-katoda lamp instalowanych w mammografach jest nachylona względem płaszczyzny detektora obrazu pod kątem od kilku do kilkunastu stopni (zależnie od konstrukcji). Pozwala to efektywnie wykorzystać wytwarzane promieniowanie.

Lampa zasilana jest przy pomocy generatora wysokiej częstotliwości, który zapewnia możliwość utrzymania w trakcie ekspozycji stabilnego napięcia z zakresu 22 kV – 35 kV.

1.4.6 Anodowy efekt osłabienia

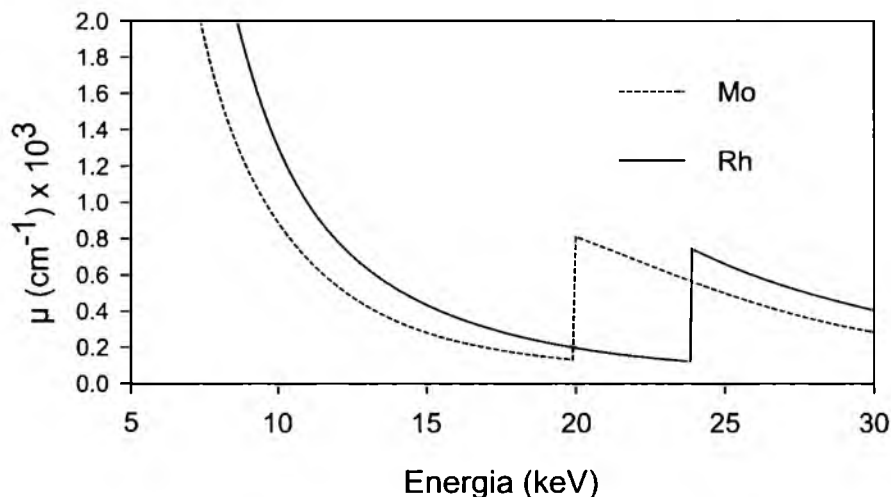
Promieniowanie wytwarzane w lampie RTG nie powstaje na powierzchni anody, ale na pewnej głębokości w materiale, z którego jest wykonana. Ze względu na omawiane wcześniej nachylenie lampy, w ognisku następuje częściowa absorpcja i filtracja promieniowania. Natężenie wiązki jest niższe od strony anody i wzrasta stopniowo w kierunku katody (rycina 1.13). Emitowane promieniowanie jest więc niejednorodne pod względem natężenia oraz energii fotonów (autofiltracja). Zjawisko to nosi nazwę *anodowego efektu osłabienia* (ang. *heel effect*) [19, 20].



Rycina 1.13 Anodowy efekt osłabienia. Ze względu na różną grubość warstwy materiału anody, którą przenika promieniowanie, intensywność $I_A < I_B$.

1.4.7 Filtracja dodatkowa

W celu modyfikacji widma promieniowania w urządzeniach mammograficznych stosuje się dodatkowe filtry usuwające część promieniowania o niepożądanych energiach. Zasada ich działania opiera się na wykorzystaniu nieciągłości w zależności między liniowym współczynnikiem absorpcji a energią kwantu (rycina 1.14). Współczynnik absorpcji charakteryzuje się występowaniem skoków – tak zwanych krawędzi absorpcji K, L, itd. Ich pojawienie się wynika z rezonansowego wzrostu absorpcji, gdy energia padającego promieniowania jest równa energii wiązania elektronu na danej powłoce, co gwałtownie zwiększa prawdopodobieństwo wyrwania elektronu z tej powłoki [19, 20, 21]. Położenie progów absorpcji dla danego typu filtra zależy od energii wiązania elektronów w atomie.

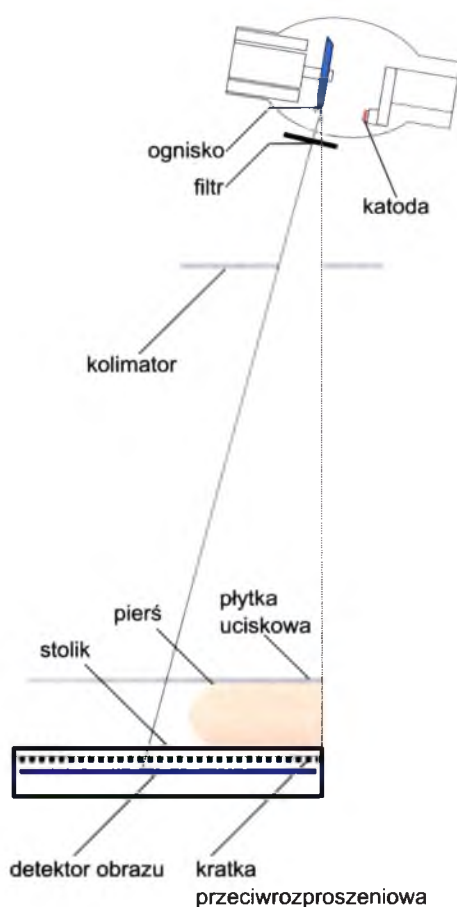


Rycina 1.14 Zasada działania filtracji dodatkowej. Liniowy współczynnik osłabienia μ dla molibdenu i rodu w funkcji energii. Widoczna tzw. krawędź absorpcji K.

Należy podkreślić, że w odróżnieniu od klasycznych technik RTG, zastosowanie w mammografii filtracji dodatkowej pozwala ograniczyć widmo promieniowania także od strony dużych energii. Typowe filtry wykonane są z 25 μm Mo, 25 μm Rh lub 50 μm Rh.

1.4.8 Kolimacja

Do formowania wiązki w aparatach mammograficznych wykorzystuje się kolimatory wykonane z materiału silnie absorbującego promieniowanie (np. stal). Kolimator znajduje się w głowicy urządzenia i ogranicza wymiary pola promieniowania do aktualnie używanego formatu obrazu. Zasadę działania mammografu wraz z funkcjami jego podstawowych elementów konstrukcyjnych (w tym kolimatora) przedstawia rycina 1.15.



Rycina 1.15 Schematyczna budowa mammografu z uwidocznionymi najważniejszymi elementami konstrukcji.

Aby umożliwić zobrazowanie całej piersi i jednocześnie chronić pozostałe obszary ciała, ognisko lampy umieszczone jest nad krawędzią detektora obrazu od strony klatki piersiowej, symetrycznie względem jego lewej i prawej strony.

1.4.9 Stolik i system kompresji

Celem poprawy wartości diagnostycznej badania aparaty mammograficzne wyposażone są w układ kompresji (rycina 1.15). Piersz zostaje unieruchomiona na stoliku i ściśnięta pomiędzy płytką uciskową a powierzchnią stolika. Siła, z jaką płytką uciska pierś, jest dobierana indywidualnie (przez osobę wykonującą badanie lub układ automatycznej kontroli siły docisku), zależnie od budowy piersi i jej podatności na odkształcanie. Właściwe użycie systemu kompresji nie tylko korzystnie wpływa, na jakość obrazu, lecz także pozwala na ograniczenie dawki. Unieruchomienie tkanek niweluje ryzyko pojawienia się nieostrości ruchowej.

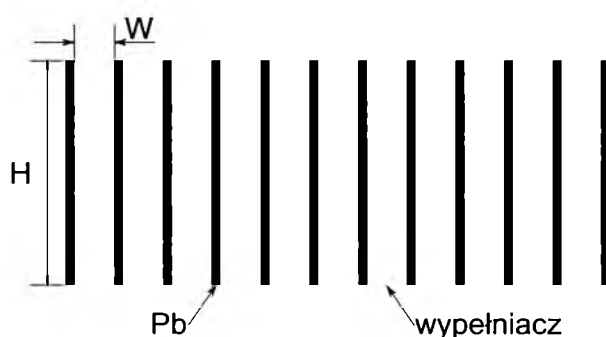
Obrazy mammograficzne są rentgenowskimi obrazami trójwymiarowych struktur półprzepuszczalnych dla promieni rentgenowskich, rzutowanych na płaszczyznę. Obiekty o dużym liniowym współczynniku absorpcji mogą na obrazie przysłaniać inne struktury znajdujące się w badanej piersi. Kompresja pozwala ograniczyć ten efekt poprzez przestrzenne rozseparowanie struktur. Wymiar piersi po kompresji jest bardziej jednorodny i mniejszy od maksymalnej grubości przed kompresją. Dzięki temu ograniczana jest ilość promieniowania rozproszonego oraz dawka, jaką otrzymuje pacjentka w trakcie badania. Zwęża się także zakres ekspozycji – rozumiany jako różnica ekspozycji odpowiadająca najjaśniejszym i najciemniejszym obszarom obrazu.

1.4.10 Kratka przeciwrozproszeniowa

Przy energiach promieniowania stosowanych w mammografii istotny problem stwarza duża ilość promieniowania rozproszonego, które nie niesie informacji istotnych diagnostycznie i powoduje niepożądane pogorszenie kontrastu obrazu. W celu eliminacji promieniowania rozproszonego docierającego do detektora obrazu w mammografii stosuje się tzw. kratki przeciwrozproszeniowe [19, 20].

W klasycznych, najpopularniejszych rozwiązaniach zbudowane są one z długich ołowianych listewek przedzielonych warstwą wypełniacza – materiału słabo absorbującego promieniowanie, najczęściej papieru lub włókna węglowego (rycina 1.16). Listwy kratki są zogniskowane – ich nachylenie odpowiada kątowi, pod jakim w danym miejscu emitowane przez lampę promienie rentgenowskie padają na detektor obrazu.

Alternatywnym, rzadziej stosowanym rozwiązaniem są kratki o budowie komórkowej (struktura plastra miodu), które kolimują promieniowanie w dwóch wymiarach.



Rycina 1.16 Liniowa kratka przeciwrozproszeniowa. H - wysokość kratki; W - szerokość odstępu między listewkami.

Aby obraz kratki był niewidoczny na obrazie, stosuje się kratki ruchome (tzw. kratka Bucky'ego), drgające w trakcie ekspozycji z dużą częstotliwością.

Charakteryzując budowę kratki określa się kilka parametrów. Tzw. współczynnik wypełnienia, $H:W$, zdefiniowany jest jako stosunek wysokości listewek H do odległości między nimi W . Typowa wartość tego współczynnika dla krutek mammograficznych wynosi 5:1 i wynika z kompromisu pomiędzy ilością wyeliminowanego promieniowania rozproszonego a koniecznością zwiększenia ekspozycji. Efektywność kratki określa stopień poprawy kontrastu. Dla krutek podaje się również gęstość kratki, czyli liczbę linii na cm (typowa wartość to 30) oraz tzw. współczynnik kratki, określający krotność osłabienia promieniowania. Parametr ten jest zależny od wartości wysokiego napięcia. Zgodnie z polskimi wymaganiami prawnymi wartość współczynnika kratki nie powinna być większa niż 3 [7].

1.4.11 Detektor obrazu

Mammografia cyfrowa (ang. *full-field digital mammography*, FFDM) to technika, w której ekran wzmacniający oraz klisza rentgenowska zostały zastąpione detektorem stałym konwertującym promieniowanie X na proporcjonalne sygnały elektryczne, rejestrowane następnie w formie binarnej [19, 23, 24].

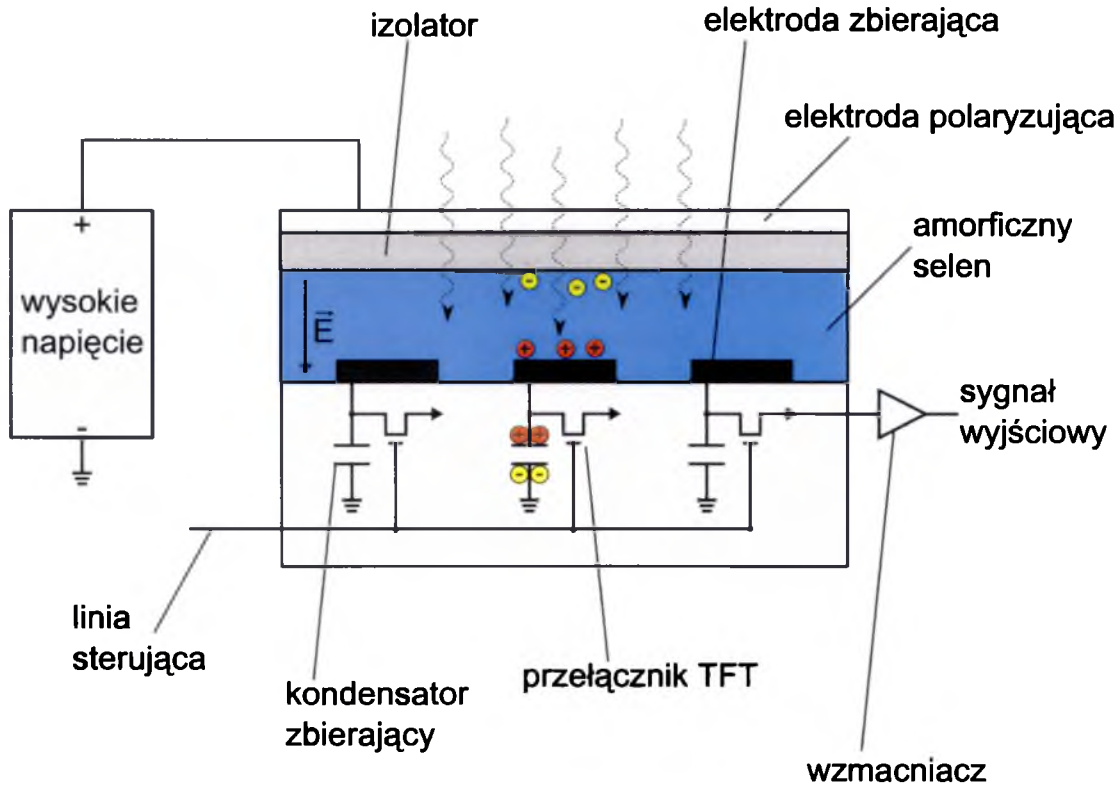
Historycznie najstarsza – analogowa – metoda rejestracji obrazu jest metodą pośrednią. Ekran wzmacniający zbudowany jest z materiału domieszkowanego pierwiastkami ziem rzadkich (tlenosiarczek gadolinu, Gd_2O_2S). W paśmie wzbronionym struktury pasmowej tego materiału istnieją dodatkowe, metastabilne poziomy energetyczne. Na skutek absorpcji promieniowania X następuje przejście elektronów do pasma przewodzenia. Powrót do pasma podstawowego odbywa się poprzez poziomy metastabilne, czemu towarzyszy emisja światła (luminescencja). Światło to jest rejestrowane na błonie RTG dzięki warstwie halogenków srebra. Rozwiązanie to jest niedoskonałe m.in. ze względu na efekty rozpraszania światła, ziarnistość ekranów wzmacniających i silną zależność jakości obrazu od procesu wywoływania [19, 23, 24].

W ostatnich latach pojawiły się systemy tzw. mammografii ucyfrowionej, w których ekran wzmacniający zastąpiony został płytami pamięciowymi ($BaFBr:Eu^{2+}$). Zasada ich działania jest zbliżona do ekranów wzmacniających. Centra pułapkujące w paśmie wzbronionym są bardziej stabilne (czasy życia rzędu godzin). Uwolnienie elektronów (oraz emisja światła) następuje w sposób wymuszony w dedykowanym skanerze po naświetleniu płyty wiązką laserową [19, 23, 24]. Z danych literaturowych [25] wynika, że rozwiązanie to w kontekście oferowanej jakości obrazu i dawki jest mniej korzystne od mammografii analogowej.

Także w mammografii cyfrowej z detektorem stałym spotykane są systemy z pośrednią konwersją promieniowania. Detektory zbudowane z amorficznego krzemu rejestrują światło emitowane w warstwie scyntylatora (jodek cezu, CsI) [19, 23, 24]. Rozwiązanie to jest wypierane przez detektory z bezpośrednią konwersją promieniowania na sygnał.

Rozwiązaniem dominującym w cyfrowej mammografii z detektorem stałym są detektory obrazu zbudowane z amorficznego selenu (a-Se) (rycina 1.17).

Selen ($Z=34$) jest pierwiastkiem, który zapewnia dużą jednorodność obrazu (brak efektu ziarnistości) i wysoką wydajność konwersji promieniowania na sygnał – dla energii z zakresu stosowanego w mammografii wynosi ona powyżej 95% [26, 27]. Tak efektywna konwersja jest osiągana dla detektora o grubości 250 μm (typowa grubość). Dominującym zjawiskiem zachodzącym w detektorze w trakcie ekspozycji jest efekt fotoelektryczny (krawędź K $\sim 12.7\text{ keV}$) [24], który przy energii kwantów równej 20 keV stanowi 96% oddziaływań.

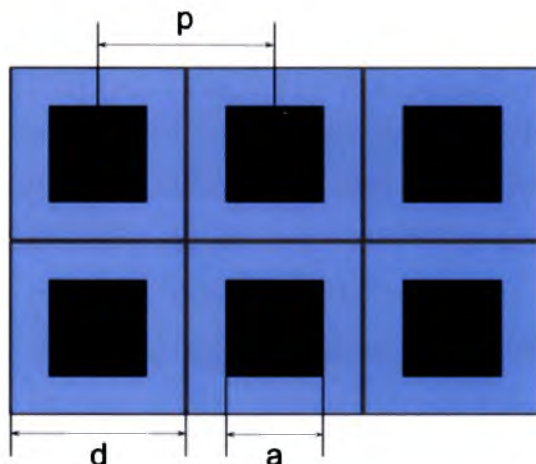


Rycina 1.17 Uproszczony schemat budowy detektora selenowego.

Warstwa fotoprzewodnika oddzielona jest izolatorem od znajdującej się powyżej elektrody polaryzującej, którą stanowi napyłona warstwa tlenku indu domieszkowanego cyną (ang. *Indium Tin Oxide*, ITO). Przyłożenie do elektrody dodatniego potencjału powoduje powstanie w warstwie selenu pola elektrycznego o natężeniu ok. 10 V/ μm . Przy takim natężeniu pola energia potrzebna na uwolnienie jednej pary elektron-dziura (praca wyjścia) wynosi 50 eV [24]. W trakcie ekspozycji uwolnione w detektorze ładunki elektryczne zostają rozseparowane w polu elektrycznym.

Elektrony migrują w kierunku elektrody polaryzującej, dziury natomiast w kierunku elektrod zbierających. Ruch ładunków w kierunku prostopadłym do linii sił pola elektrycznego jest ograniczony do ok. 1 μm . W kondensatorze będącym częścią

pojedynczego elementu matrycy detektora (piksela) powstaje różnica potencjałów (V_p) o wartości nieprzekraczającej zazwyczaj 10 V [23, 24]. Ładunek zgromadzony na jego okładkach jest po ekspozycji sczytywany poprzez układ elektroniczny oparty na tranzystorach TF.



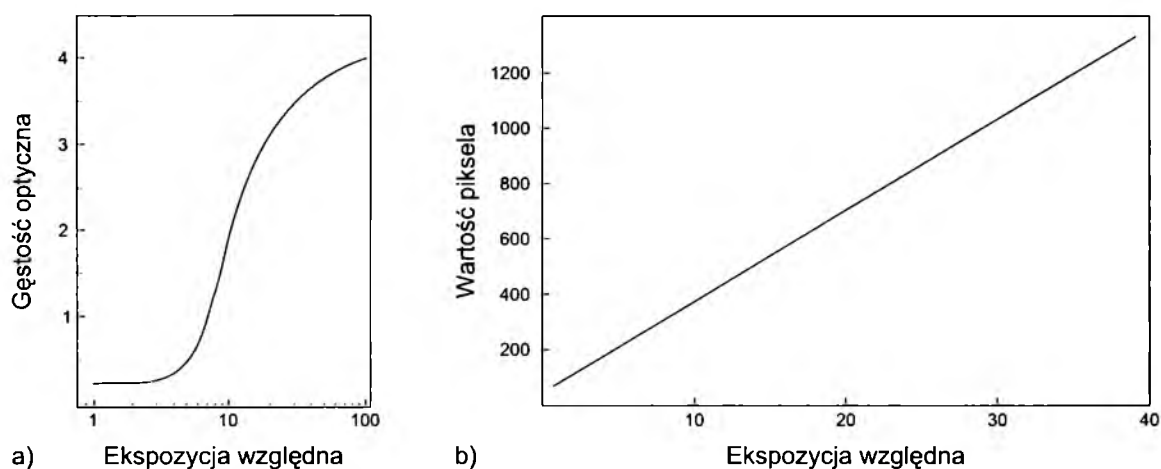
Rycina 1.18 Fragment matrycy pikseli detektora cyfrowego; d - szerokość piksela, a - szerokość części aktywnej, p - odległość między pikselami (ang. pixel pitch).

Nominalną rozdzielczość detektora określa się podając tzw. rozstaw pikseli (ang. *pixel pitch*) - odległość między środkami sąsiednich pikseli (rycina 1.18). Typowe wartości dla detektorów mammograficznych to 50 μm lub 70 μm . Pojedynczy piksel może być scharakteryzowany poprzez podanie tzw. *współczynnika wypełnienia* F (ang. *fill factor*), którego wartość jest równa ilorazowi aktywnej powierzchni piksela i nominalnej powierzchni piksela [23, 28].

Wymiary detektorów cyfrowych są zbliżone do rozmiarów błon rentgenowskich i umożliwiają obrazowanie w jednym z dwu formatów: dużym $\sim 24\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ oraz małym $\sim 18\text{ cm} \times 24\text{ cm}$.

Detektory cyfrowe posiadają wiele zalet, dzięki którym stopniowo wypierają analogowe metody rejestracji. Umożliwiają wygodną archiwizację oraz wykorzystanie cyfrowych metod przetwarzania obrazu. Dzięki pominięciu w procesie akwizycji obrazu obróbki ciemniowej materiałów światłoczułych eliminowane są potencjalne źródła artefaktów (związane na przykład z procesem wywoływania czy wadami ekranów wzmacniających).

Fundamentalne różnice dotyczą charakterystyki odpowiedzi detektora na promieniowanie. W przypadku systemów analogowych krzywa opisująca zależność między ekspozycją błony RTG a jej zaczernieniem (gęstością optyczną) ma nieliniowy przebieg (rycina 1.19a): poza pewnym użytecznym zakresem ekspozycji krzywa jest płaska, tzn. zmiana ekspozycji nie powoduje zmiany zaczernienia błony. Kontrast promieniowania jest przenoszony na kontrast obrazu zgodnie z nachyleniem krzywej w części użytecznej [19, 24].



Rycina 1.19 Funkcje odpowiedzi detektora analogowego (a) i detektora cyfrowego FFDM (b).

Krzywa odpowiedzi typowego detektora cyfrowego została przedstawiona na rycinie 1.19b. Sygnał generowany przez taki detektor jest liniowo zależny od intensywności docierającego do niego promieniowania. Zapewnia to szeroki zakres dynamiki obrazu (użyteczny zakres ekspozycji) i daje możliwość odwzorowania wszystkich struktur anatomicznych w piersi [19, 24].

1.4.12 System AEC

System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC, ang. *Automatic Exposure Control*) odpowiada za niezależny od użytkownika wybór parametrów ekspozycji. Wybór ten dokonuje się najczęściej w oparciu o informację o grubości piersi (położeniu płytki uciskowej). Niektóre systemy dodatkowo oceniają własności absorpcyjne tkanek (gęstość) w trakcie tzw. *preekspozycji*.

Na tej podstawie wybierana jest wartość wysokiego napięcia i rodzaj anody/filtracji dodatkowej. Zależność pomiędzy wybieranym widmem promieniowania a grubością piersi zaimplementowana jest programowo w układzie AEC. Modyfikacja tego schematu jest możliwa poprzez regulację serwisową.

W przypadku mammografów cyfrowych informacja o poziomie sygnału w trakcie ekspozycji otrzymywana jest z detektora obrazu lub jego części. Po osiągnięciu zadanego poziomu sygnału ekspozycja jest przerywana. Próg zakończenia ekspozycji może być serwisowo regulowany, co ma wpływ na jakość obrazu i dawkę [4, 19, 29].

1.5 GEANT4

GEANT4 jest otwartym środowiskiem programistycznym służącym symulowaniu oddziaływań towarzyszących przejściu cząstek przez materię.

Zestaw bibliotek C++ dostępny w ramach pakietu umożliwia swobodne modelowanie geometrii symulowanego układu, charakterystyki cząstek pierwotnych, własności detektorów oraz procesów fizycznych.

Środowisko obejmuje narzędzia w postaci zestawu generatorów liczb pseudolosowych, tabel jednostek i stałych fizycznych, obsługi zewnętrznych programów do wizualizacji oddziaływań i trajektorii oraz interfejsów użytkownika umożliwiających obsługę programu do symulacji.

Algorytmy Monte Carlo zaimplementowane w pakiecie wykorzystują metody akceptacji i eliminacji pozwalające na uzyskanie liczb losowych o zadanym rozkładzie. W przybliżony sposób można to przedstawić na poniższym przykładzie. Znormalizowana funkcja gęstości prawdopodobieństwa $f(x)$ dla zmiennej x w przedziale $[x_1, x_2]$ może być wyrażona równaniem [30]:

$$f(x) = \sum_{i=1}^n N_i f_i(x) g_i(x), \quad (9)$$

gdzie $N_i > 0$, $f_i(x)$ są znormalizowanymi funkcjami gęstości prawdopodobieństwa w przedziale $[x_1, x_2]$, $0 \leq g_i(x) \leq 1$.

Przybliżoną wartość x w przedziale $[x_1, x_2]$ można wyznaczyć poprzez:

1. losowy wybór zmiennej całkowitej $i \in \{0, n\}$ z prawdopodobieństwem proporcjonalnym do N_i ,
2. wybór x_0 z rozkładu $f(x_i)$,
3. wyznaczenie $g_i(x_0)$, akceptacja $x_0 = x$ z prawdopodobieństwem $g_i(x_0)$,
4. w przypadku odrzucenia powrót do kroku 1.

Metody Monte Carlo w środowisku GEANT4 odwołują się zarówno do danych empirycznych (takich jak stabelaryzowane przekroje czynne), jak i do znanych modeli teoretycznych. Na podstawie wyznaczonych rozkładów prawdopodobieństwa losowany jest wynik pojedynczego zdarzenia (typ oddziaływania, energia cząstek wtórnych, kąt emisji itd.) [30, 31]

Programowanie symulacji w środowisku GEANT4 jest zorientowane obiektowo. W kodzie użytkownika muszą zostać zaimplementowane 3 klasy:

- G4VUserDetectorConstruction – zawierająca definicje materiałów i geometrii układu,
- G4VUserPhysicsList – określająca rodzaj symulowanych cząstek i oddziaływań,
- G4VUserPrimaryGeneratorAction – opisująca parametry cząstek pierwotnych.

Pojedyncze zdarzenie w schemacie symulacji reprezentowane jest przez obiekt klasy G4Event, w którym zawarta jest informacja o cząstce pierwotnej, depozytach energii w detektorze i kinematyce cząstek wtórnych. Zbiór wszystkich zdarzeń (Event) zarejestrowanych dla niezmienniej geometrii układu i fizyki oddziaływań zawiera się w obiekcie klasy G4Run (przebieg). Stan cząstki w danym kroku symulacji (ślad) przechowywany jest w obiekcie klasy G4Track. Zbiór śladów dla pojedynczej cząstki tworzy jej trajektorię (G4Trajectory). W obiekcie klasy G4Step znajduje się informacja o zmianie stanu cząstki oraz o obszarach detektora, w których cząstka znajdowała się na początku i na końcu kroku symulacji. W celu uzyskania potrzebnych informacji z detektora użytkownik musi przy pomocy udostępnionych metod zapewnić obsługę ww. obiektów.

W ramach pakietu dostępne są różne modele fizyki oddziaływań, dzięki czemu użytkownik może wybrać i dopasować model zależnie od swoich potrzeb (zakres energii, precyzja symulacji, rodzaj uwzględnianych procesów i cząstek). W przypadku zastosowań medycznych zazwyczaj wykorzystywany jest zestaw bibliotek G4EMLOW, który umożliwia modelowanie oddziaływań elektromagnetycznych dla niskich energii (od 0.25 keV). Model ten uwzględnia powłokową strukturę atomu i pozwala na wyznaczenie dokładnego rozkładu kąтового cząstek wtórnych.

1.6 Oddziaływanie promieniowania z materią

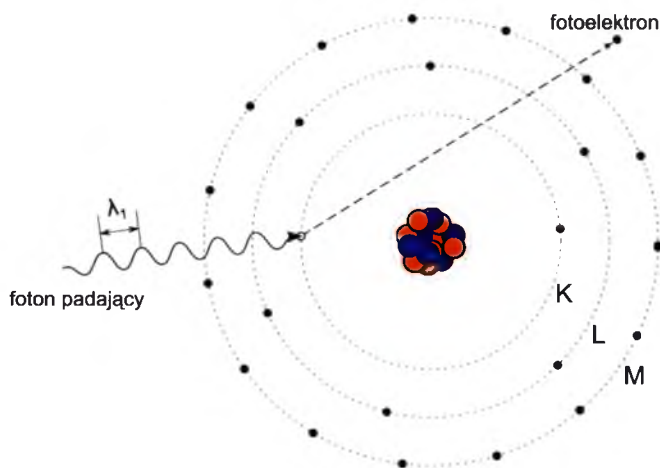
Podstawy fizyczne radiografii są niezależne od metody rejestracji obrazu. Co więcej podobne zjawiska zachodzą w badanym obiekcie oraz w samym detektorze. Są to efekty rozpraszania (elastycznego i nieelastycznego) oraz absorpcji kwantów promieniowania (efekt fotoelektryczny). Najkorzystniejszym zjawiskiem z punktu widzenia obrazowania tkanek jest efekt fotoelektryczny. Rozpraszanie kwantów jest niepożądane i jeżeli zachodzi w badanych tkankach, powoduje obniżenie kontrastu oraz zwiększenie dawki, natomiast w detektorze skutkuje utratą części informacji obrazowej [19, 20].

1.6.1 Efekt fotoelektryczny

Zjawiskiem fotoelektrycznym nazywany jest proces, w którym padający foton przekazuje całą swoją energię jednemu z elektronów atomu (rycina 1.20). Elektron zostaje wyrzucony z powłoki atomowej, na której się znajdował, a jego energia kinetyczna (E_e) jest równa:

$$E_e = \frac{hc}{\lambda} - E_w, \quad (10)$$

gdzie λ oznacza długość fali padającego fotonu, a E_w energię wiązania na danej powłoce. Aby efekt fotoelektryczny mógł się pojawić, energia padającego kwantu musi być większa lub równa energii wiązania elektronu. Prawdopodobieństwo wyrzucenia elektronu z danej powłoki jest zależne od energii padającego fotonu - jest wyższe, gdy energia fotonu jest zbliżona do energii wiązania na tej powłoce [19]. Fakty te tłumaczą istnienie tzw. krawędzi absorpcji czyli nieciągłości w przebiegu zależności liniowego współczynnika osłabienia w funkcji energii (rycina 1.14). Dla pierwiastków wchodzących w skład tkanek miękkich (węgiel, wodór, azot, tlen) krawędzie absorpcji K leżą poniżej 1 keV [19].



Rycina 1.20 Zjawisko fotoelektryczne.

Wolne miejsce po odrzuconym elektronie zostaje wypełnione przez jeden z elektronów z wyższej powłoki. Powstałe wolne miejsce na kolejnej powłoce wywołuje następne przejście, itd. W trakcie tych kaskadowych przejść różnica energii wiązania między poziomami zostaje wypromieniowana w postaci promieniowania charakterystycznego lub przekazana na emisję elektronu Augera (przejście bezpromieniste). Elektron Augera zostaje odrzucony z energią kinetyczną równą różnicy między energią przejścia a energią wiązania. Dla materiałów o niskiej wartości Z efekt Augera jest zjawiskiem dominującym w zakresie energii używanych w diagnostyce medycznej.

Przypadający na jeden elektron przekrój czynny na zjawisko fotoelektryczne (σ_P) jest związany z liczbą atomową Z oraz energią fotonu zależnością [22]:

$$\sigma_P \approx \frac{Z^3}{\left(\frac{hc}{\lambda}\right)^3}, \quad (11)$$

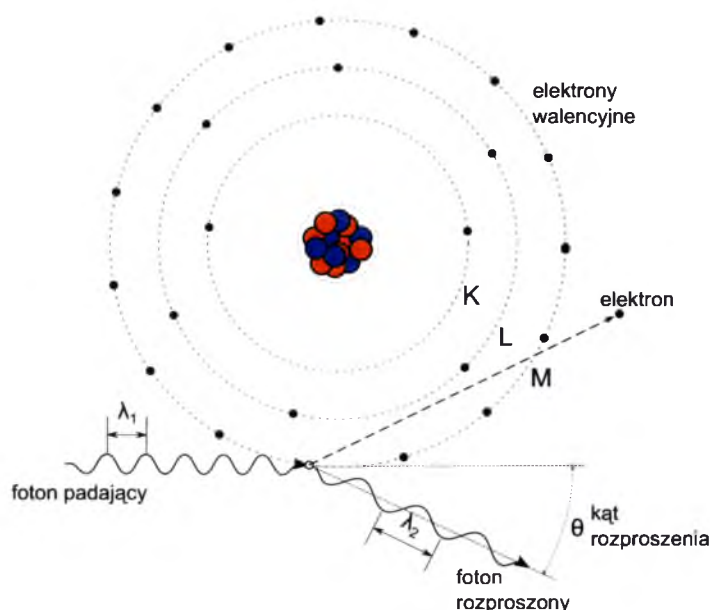
Przekrój czynny dla całego atomu (σ_A) jest równy:

$$\sigma_A = \sigma_P \cdot Z. \quad (12)$$

Silna zależność od liczby atomowej ($\sim Z^4$) pozwala na różnicowanie tkanek miękkich na obrazie. Prawdopodobieństwo zajścia fotoefektu (dla elektronu) jest odwrotnie proporcjonalne do trzeciej potęgi energii fotonu, co tłumaczy pogarszanie się kontrastu obrazu w radiografii przy zwiększaniu napięcia na lampie.

1.6.2 Efekt Comptona

Efekt Comptona jest zjawiskiem polegającym na nieelastycznym rozproszeniu fotonu na elektronie (najczęściej walencyjnym) (rycina 1.21). Elektron zostaje wyrzuty z powłoki, foton natomiast w wyniku rozproszenia traci część swojej energii. Odrzucony elektron przekazuje swoją energię otoczeniu poprzez jonizację i wzbudzenie atomów.



Rycina 1.21 Rozpraszanie Comptona; λ_1 - długość fali fotonu padającego, λ_2 - długość fali fotonu rozproszonego.

Z zasady zachowania energii wynika, że przy założeniu, że elektron walencyjny traktowany jest jak elektron swobodny (energia wiązania rzędu eV), jego energia kinetyczna (E_e) będzie równa:

$$E_e = \frac{hc}{\lambda_1} - \frac{hc}{\lambda_2}, \quad (13)$$

Korzystając dodatkowo z zasady zachowania pędu można wyprowadzić zależność między kątem rozproszenia i energią fotonu rozproszonego [19, 22]:

$$E_2 = \frac{E_1}{1 + \frac{E_1}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}, \quad (14)$$

gdzie:

- E_1 – energia fotonu padającego,
 E_2 – energia fotonu rozproszonego,
 θ – kąt rozproszenia fotonu,
 m_e – masa spoczynkowa elektronu.

Z zależności tej wynika, że wraz ze wzrostem kąta rozproszenia maleje energia fotonu rozproszonego. Minimalna energia odpowiada rozproszeniu wstecznemu ($\theta=180^\circ$).

Różniczkowy przekrój czynny dla efektu Comptona określa wzór Kleina-Nishiny [21, 32] :

$$\sigma_{KN}(\theta, E) = \frac{1}{2} r_e^2 \frac{E_2}{E_1} \left(1 + \left(\frac{E_2}{E_1} \right)^2 - (1 - \cos^2 \theta) \right), \quad (15)$$

gdzie:

$$r_e = \frac{e^2}{m_e c^2} \text{ – klasyczny promień elektronu,}$$

pozostałe oznaczenia są identyczne jak we wzorze 14.

Po scałkowaniu po pełnym kącie bryłowym równania 15 otrzymuje się przekrój czynny na rozpraszanie na pojedynczym elektronie swobodnym (σ_C). Jeżeli energia fotonu jest znacznie większa od energii wiązania elektronów w atomie ośrodka można w przybliżeniu przyjąć, że rozpraszanie zachodzi na wszystkich elektronach atomu. Wówczas:

$$\sigma_C = \sigma_C \cdot Z, \quad (16)$$

W praktyce bardziej użyteczną wielkością jest przekrój czynny na rozpraszanie fotonów w jednostkowej masie danego pierwiastka – jest to tak zwany masowy współczynnik rozproszenia komptonowskiego $\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_C$. Jest on określany wzorem:

$$\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_C = \sigma_C Z \frac{N_A}{M}, \quad (17)$$

gdzie:

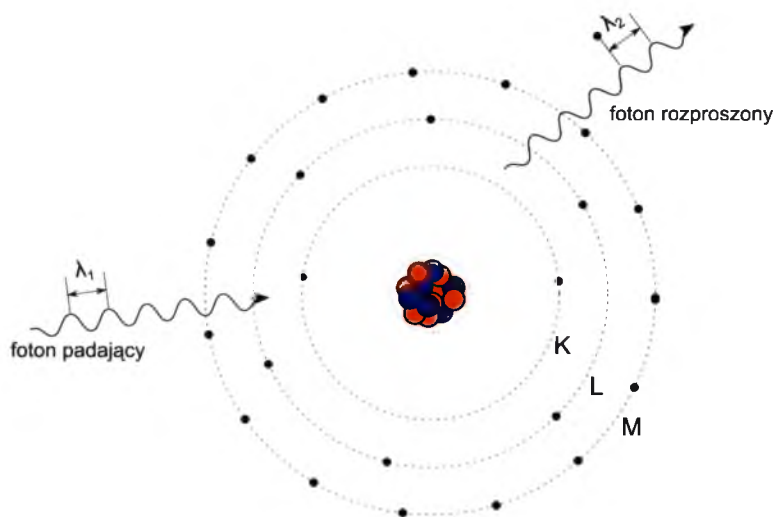
- N_A - liczba Avogadra,
 M - masa molowa danego pierwiastka.

Przyjmuje on podobne wartości dla wszystkich tkanek miękkich. Z tego względu prawdopodobieństwo rozproszenia w jednostce objętości jest proporcjonalne do gęstości materiału. W przybliżeniu nie zależy ono od liczby porządkowej atomu (za wyjątkiem wodoru - brak neutronu w jądrze).

W tkankach miękkich efekt Comptona staje się zjawiskiem dominującym począwszy od energii 26 keV [19].

1.6.3 Rozpraszanie Rayleigha

Rozpraszanie Rayleigha jest procesem elastycznym (koherentnym), tzn. energia padającego fotonu zostaje zachowana (rycina 1.22). Według interpretacji klasycznej fala elektromagnetyczna oddziałuje ze wszystkimi elektronami z powłok atomu wywołując ich oscylacje. Elektrony drgają zgodnie w fazie i oddają energię w postaci fali elektromagnetycznej o energii równej energii fali padającej emitowanej w innym kierunku [19, 20].



Rycina 1.22 Rozpraszanie Rayleigha. Foton padający (λ_1) oraz foton rozproszony (λ_2) mają tę samą długość fali.

Kąt rozproszenia jest większy dla małych energii promieniowania. W tkance miękkiej rozpraszanie Rayleigha stanowi ok. 12% wszystkich oddziaływań dla fotonów o energii 30 keV [19]. Z punktu widzenia radiologii rozpraszanie elastyczne jest efektem niekorzystnym. Jeżeli następuje w badanym obiekcie, powoduje pogorszenie kontrastu (ze względu na kąt rozproszenia), natomiast w materiale detektora prowadzi do utraty części informacji obrazowej.

1.6.4 Biologiczne skutki promieniowania

Elektrony powstałe na skutek rozpraszania komptonowskiego i fotoefektu przekazują swoją energię poprzez jonizację i wzbudzenie molekuł ośrodka. W żywych komórkach rozpatruje się dwa mechanizmy oddziaływania [33]:

1. Bezpośredni (trafienie w tarczę) – promieniowanie oddziałuje z atomami struktury krytycznej (nici DNA) lub cząsteczek wody znajdujących się w ich bezpośrednim sąsiedztwie. Jonizacja prowadzi do uszkodzenia kwasów nukleinowych, błędnego parowania zasad oraz powstawania jedno lub dwuniciowych pęknięć nici. Prawdopodobieństwo bezpośredniego uszkodzenia DNA jest stosunkowo niewielkie ze względu na nieznaczny udział struktur krytycznych w całkowitej objętości komórki.
2. Pośredni (radioliza wody) – jonizacja cząsteczek wody prowadzi do powstania w komórce agresywnych chemicznie wolnych rodników, które zaburzają procesy biologiczne, degradują strukturę lipidową błon i wywołują uszkodzenia DNA.

Większość uszkodzeń jest korygowana przez mechanizmy naprawcze komórki. Przy dużej liczbie uszkodzeń (wysokie dawki) procesy naprawcze nie są wystarczająco wydajne, na skutek czego dochodzi do śmierci komórki, zablokowania zdolności do podziału lub utrwalenia zafałszowanej informacji genetycznej (mutacji).

Procesy zachodzące pod wpływem promieniowania w komórkach mogą wywoływać efekty widoczne w skali tkanek, narządów oraz całego organizmu. Rodzaj i skala tych następstw zależą m.in. od dawki oraz promieniowrażliwości komórek. Po przekroczeniu pewnej dawki progowej pojawiają się tzw. *skutki deterministyczne* będące wynikiem śmierci pewnej liczby komórek prowadzącej do upośledzenia funkcji tkanki lub narządu. Stopień ich nasilenia jest proporcjonalny do dawki promieniowania. Drugą kategorią są tzw. *skutki stochastyczne*, których prawdopodobieństwo wystąpienia zależy od dawki promieniowania. Zazwyczaj przyjmuje się, że dla tego typu skutków nie ma określonego progu dawki i mogą one wystąpić nawet przy bardzo małych dawkach [34]. Zakłada się, że istnieje prosta proporcjonalność między dawką a prawdopodobieństwem wywołania nowotworu (lub innych następstw o charakterze mutacji). Skutki mutacji nie zależą od dawki – nowotwór wywołany przez małą ilość

promieniowania może wykazywać taki sam stopień złośliwości klinicznej jak ten, który jest wynikiem pochłonięcia dużej dawki.

1.6.5 Dawka gruczołowa

Promieniowanie jonizujące przechodzące przez tkanki zostaje w nich częściowo pochłonięte. Miarą energii zaabsorbowanej w jednostce masy jest dawka pochłonięta [22]:

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} . \quad (18)$$

Jednostką dawki pochłoniętej w układzie SI jest grej [Gy] – odpowiada on energii 1 dżula [J] pochłoniętej w 1 kg napromienianego środowiska. Znajomość wartości samej tylko dawki pochłoniętej jest niewystarczająca z punktu widzenia ochrony radiologicznej. Skutki biologiczne wywołane przez określoną dawkę fizyczną zależą także od sposobu, w jaki energia zostaje przekazana – a więc od energii i rodzaju promieniowania.

Dawka równoważna (H_T) uwzględnia ilość energii, którą deponuje cząstka w tkance, przez którą przechodzi, oraz rodzaj promieniowania i naturę jego oddziaływania z materią żywą [34]. Jest ona dana wzorem:

$$H_T = \sum_R D_{T,R} \cdot \omega_R , \quad (19)$$

gdzie:

ω_R – bezwymiarowy współczynnik wagowy uwzględniający typ promieniowania,

$D_{T,R}$ – dawka promieniowania typu R, pochłonięta przez tkankę T.

Jednostką dawki równoważnej w układzie SI jest siwert [Sv]. Dla promieniowania wykorzystywanego w mammografii przyjmuje się współczynnik $\omega_R = 1$.

Tkanki i narządy organizmu różnią się pod względem promieniowrażliwości. Aby uwzględnić ten efekt (w kontekście skutków stochastycznych), wprowadzono pojęcie dawki efektywnej (E_T).

Stanowi ona sumę wszystkich równoważników dawki zarówno od narażenia zewnętrznego, jak i wewnętrznego, z uwzględnieniem współczynników wagowych dla poszczególnych narządów i tkanek [34]:

$$E_T = \sum_T H_T \cdot \omega_T, \quad (20)$$

gdzie:

ω_T bezwymiarowy współczynnik wagowy uwzględniający rodzaj napromienianej tkanki

Jednostką dawki efektywnej jest siwert [Sv]. Obecnie, dla gruczołów sutkowych przyjmuje się współczynnik $\omega_T = 0.12$ [34].

1.6.6 Średnia dawka gruczołowa

W przypadku mammografii właściwą miarą oceny narażenia pacjentek na promieniowanie X jest tzw. średnia dawka gruczołowa (ang. *Mean Glandular Dose* – *MGD*) [34, 35]. Jest to dawka pochłonięta w tkance gruczołowej – ilość energii przekazanej jednostce masy tkanki gruczołowej piersi uśrednionej po całej tkance gruczołowej w piersi [15]. *MGD* szacuje się na podstawie kermy wejściowej (*K*) zmierzonej w warunkach odpowiadających danemu badaniu na powierzchni piersi, bez uwzględnienia promieniowania wstecznie rozproszonego:

$$MGD = Kgcs. \quad (21)$$

Współczynniki korekcyjne *g*, *c* i *s* zostały wyznaczone metodą Monte Carlo i przedstawione w postaci tabel [36 – 38]. Współczynnik *g* pozwala oszacować dawkę dla gruczołowości 50% i jest zależny od warstwy połowiącej. Aby wyznaczyć *MGD* dla piersi o innej gruczołowości, wykorzystuje się współczynnik *c*. Współczynnik *s* pozwala uwzględnić w obliczeniach różnice widmie promieniowania wynikające z użycia różnych kombinacji anoda-filtr.

Zgodnie z definicją prawną obowiązującą w Polsce [7] ryzyko radiacyjne jest to *prawdopodobieństwo wystąpienia określonego szkodliwego efektu zdrowotnego w wyniku narażenia na promieniowanie jonizujące; ryzyko obejmuje także nasilenie i charakter niepożądanych następstw*.

W mammografii istnieje ryzyko wystąpienia stochastycznych skutków ekspozycji na promieniowanie – związane z możliwością indukcji nowotworu.

Z analiz statystycznych wynika, że przeciętnie w trakcie pojedynczej ekspozycji pacjentka otrzymuje średnią dawkę gruczołową o wartości ok. 1.8 mGy [39]. Przyjmując zgodnie z wytycznymi ICRP [34] wartości współczynników wagowych dla dawki równoważnej $\omega_R = 1$ oraz dla dawki efektywnej $\omega_T = 0.12$ można oszacować przeciętną wartość dawki efektywnej dla pojedynczej ekspozycji:

$$1.8 \text{ mGy} \cdot 0.12 = 0.216 \text{ mSv}$$

W trakcie badania mammograficznego wykonuje się standardowo dwie projekcje (kranio-kaudalną CC i przyśrodkowo boczną MLO). Zakładając, że dawki dla obu projekcji są jednakowe, można oszacować dawkę efektywną jaką przeciętnie otrzymują pacjentki w trakcie badania na ok. 0.43 mSv. Na podstawie obserwacji konsekwencji napromieniania większymi dawkami oszacowano, że prawdopodobieństwo indukcji nowotworu (śmiertelnego w skutkach) wzrasta o 5% na 1 Sv [34, 40]. Podane prawdopodobieństwo dotyczy osób w wieku 30 lat. Dla osób w innym wieku stosuje się współczynnik korygujący uwzględniający spodziewaną długość życia oraz zmieniającą się wraz z wiekiem promieniowrażliwość tkanek. W Polsce Program Wczesnego Wykrywania Raka Piersi obejmuje kobiety w wieku 50 - 69 lat, które w przeszłości nie chorowały na nowotwory piersi oraz nie miały wykonanego badania mammograficznego w ciągu ostatnich 2 lat [5]. W tym przedziale wiekowym wartość omawianego wyżej współczynnika wynosi 0.3. Ryzyko indukcji nowotworu można więc oszacować na 1.5% na 1 Sv.

Z powyższych założeń wynika, że narażenie populacji kobiet na dawki efektywne rzędu 0.43 mSv spowoduje wzrost ryzyka wystąpienia nowotworu o ok. $0.6 \cdot 10^{-3}\%$, a więc statystycznie pojawi się on dodatkowo w 1 przypadku na ok. 160 tys. badań. Należy pamiętać, że kobiety poddają się temu badaniu z założenia wielokrotnie, co zwiększa ryzyko.

Zgodnie z zasadami ochrony przed promieniowaniem każde wykorzystanie promieniowania jonizującego w celach medycznych musi być uzasadnione, tzn. potencjalne korzyści muszą przewyższać ryzyko związane z użyciem czynnika szkodliwego. Dodatkowo, zgodnie z regułą *ALARA* (ang. *As Low As Reasonably Achievable*) istnieje konieczność optymalizacji badania, tzn. utrzymania kompromisu między wartością diagnostyczną badania a dawką.

1.6.7 Osłabienie wiązki fotonowej

Wiązka promieniowania X przechodząca przez ośrodek zostaje osłabiona na skutek absorpcji i rozpraszania fotonów. Rozpatrując monoenergetyczną wiązkę n fotonów przenikającą warstwę ośrodka o elementarnej grubości dx można napisać, że ilość fotonów usuniętych z wiązki (dn) na skutek pewnego oddziaływania będzie równa [19, 22, 32]:

$$dn = -n\sigma A dx, \quad (22)$$

gdzie:

σ – przekrój czynny na rozpatrywane oddziaływanie,

A – liczba centrów aktywnych w jednostkowej objętości.

Aby otrzymać prawo osłabienia (prawo Lamberta-Beera) dla warstwy ośrodka o skończonej grubości x należy przekształcić i scałkować równanie 22:

$$\int_{N_0}^N \frac{dn}{n} = - \int_0^x \sigma A dx. \quad (23)$$

Prowadzi to do wyrażenia na liczbę fotonów N po przejściu przez warstwę o grubości x :

$$N = N_0 e^{-\sigma A x}, \quad (24)$$

gdzie N_0 to początkowa liczba fotonów.

Liniowy współczynnik osłabienia μ jest równy iloczynowi σ i A , co pozwala zapisać wyrażenie 24 w postaci:

$$N = N_0 e^{-\mu x}. \quad (25)$$

Całkowity liniowy współczynnik osłabienia (μ_T) jest sumą liniowych współczynników osłabienia dla poszczególnych oddziaływań. W zakresie energii fotonów stosowanych w mammografii jest on równy:

$$\mu_T = \mu_P + \mu_C + \mu_R, \quad (26)$$

gdzie:

μ_P – liniowy współczynnik osłabienia dla efektu fotoelektrycznego,

μ_C – liniowy współczynnik osłabienia dla efektu Comptona,

μ_R – liniowy współczynnik osłabienia dla rozpraszania Rayleigha.

1.6.8 Warstwa połowiąca

Grubość materiału osłabiającego wiązkę fotonów do połowy nazywana jest warstwą połowiącą (HVL, ang. *half value layer*). Dla wiązki monoenergetycznej zachodzi związek:

$$\frac{1}{2} N_0 = N_0 e^{-\mu HVL}, \quad (27)$$

skąd po przekształceniach otrzymujemy zależność między grubością warstwy połowiącej a liniowym współczynnikiem osłabienia:

$$HVL = \frac{0,693}{\mu}. \quad (28)$$

W przypadku wiązek polienergetycznych stosowanych w mammografii grubość warstwy połowiącej (wyrażoną w mm Al) wyznacza się doświadczalnie. Jej znajomość jest niezbędna do oszacowania średniej dawki gruczołowej [15, 36]. Energię wiązki monoenergetycznej o tej samej grubości warstwy połowiącej, co wiązka polienergetyczna nazywa się energią efektywną [19, 22]

1.6.9 Jakość obrazu

Jakość obrazu jest ogólnym pojęciem, które w radiologii można utożsamiać z jego wartością diagnostyczną. Wartość diagnostyczna jest powiązana z ilością informacji o prześwietlanych obiektach zawartej w obrazie. W przypadku obrazu cyfrowego jego jakość można wyrazić przy pomocy trzech obiektywnych, mierzalnych parametrów:

- rozdzielczości
- kontrastu
- szumu

Rozdzielczość

Rozdzielczością nazywana jest zdolność systemu do uwidocznienia obiektów o niewielkich wymiarach przestrzennych. Ilościową miarą rozdzielczości obrazu jest tzw. *funkcja przenoszenia modulacji* (MTF, ang. *modulation transfer function*). Funkcja ta opisuje relację pomiędzy kontrastem a częstotścią przestrzenną odwzorowywanego sygnału.

W radiografii przebieg MTF jest zależny od wielkości ogniska lampy RTG oraz od konstrukcji detektora obrazu. Teoretyczną granicą rozdzielczości detektora jest tzw. częstota Nyquista (f_N). Zależy ona od nominalnej odległości między pikselami (p):

$$f_N = \frac{1}{2p}. \quad (29)$$

Dla typowego detektora stałego stosowanego w mammografii wartość częstoty Nyquista wynosi ~ 7.1 par linii na milimetr. Sygnały o częstoci wyższej od f_N nie są prawidłowo odwzorowywane przez system ze względu na zjawisko tzw. aliasingu [24]

W mammografii przebieg MTF wyznacza się najczęściej metodą przekoszonej krawędzi (ang. *slanted edge*). W metodzie tej z profilu obrazu krawędzi obiektu silnie absorbującego promieniowanie (najczęściej wykonanego z wolframu) uzyskuje się – poprzez różniczkowanie – funkcję odpowiedzi na źródło liniowe (LSF, ang. *line spread function*). MTF jest wyznaczany poprzez transformatę Fouriera tej funkcji [41].

Szum kwantowy

Dystrybucja kwantów promieniowania generowanych w lampie oraz rejestrowanych przez detektor ma charakter losowy. Statystykę tego typu opisuje rozkład Poissona [24]. Fluktuacje tego rodzaju, wynikające z nieciągłej natury promieniowania nazywa się szumem kwantowym. Średnia liczba rejestrowanych fotonów ($\langle n_d \rangle$) w wyróżnionym obszarze detektora będzie zmienna z odchyleniem standardowym:

$$\sigma = \sqrt{\langle n_d \rangle}. \quad (30)$$

Poziom szumu wyrażony przez stosunek sygnału do szumu (SNR, ang. *signal-to-noise ratio*) jest równy:

$$SNR = \frac{\langle n_d \rangle}{\sigma} = \frac{\langle n_d \rangle}{\sqrt{\langle n_d \rangle}} = \sqrt{\langle n_d \rangle}. \quad (31)$$

Szum kwantowy jest więc proporcjonalny do pierwiastka z ekspozycji detektora. W przypadku detektora selenowego istnieją dodatkowe źródła szumu: szum termiczny (zależny od temperatury i czasu ekspozycji) i szum strukturalny (związany z niejednorodnościami w budowie detektora). Istotny udział dodatkowych źródeł szumu przejawia się odchyleniem od liniowej zależności między SNR a pierwiastkiem z ekspozycji detektora. Odchylenie to może być także spowodowane wzmocnieniem rejestrowanego sygnału (ang. *gain*) [23].

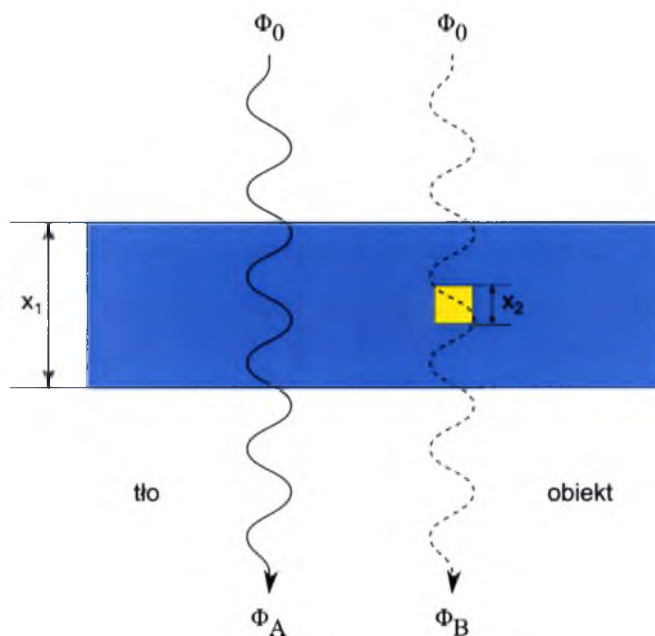
Kontrast

Kontrast obrazu jest podstawowym parametrem, od którego zależy wartość diagnostyczna badania. W badaniu mammograficznym powinien być wystarczający do uwidocznienia anatomii piersi oraz wszelkich ewentualnych oznak patologii.

Kontrast obrazu ocenianego przez radiologa jest wypadkową wielu czynników zależnych od budowy badanej piersi, widma promieniowania, własności detektora obrazu oraz zaimplementowanych metod postprocessingu. W procesie akwizycji można wyróżnić etap tworzenia kontrastu promieniowania (kontrast fizyczny, kontrast wejściowy) oraz odwzorowanie go w postaci kontrastu obrazu (kontrast wyjściowy).

Kontrast fizyczny

Rozpatrując monoenergetyczną wiązkę promieniowania przechodzącą przez jednorodny ośrodek w którym znajduje się pewna struktura w sytuacji przedstawionej na rycinie 1.23 można wyróżnić dwie wzajemnie równoległe wiązki fotonów. Jedna z nich przenika przez materiał o grubości x_1 i liniowym współczynniku absorpcji μ_1 . Druga przenika przez obiekt o grubości x_2 i współczynniku absorpcji μ_2 .



Rycina 1.23 Kontrast fizyczny

Jeżeli początkowa fluencja fotonów w obu wiązkach jest równa Φ_0 , to fluencja w strumieniach przenikających tło (Φ_A) oraz przenikających obiekt (Φ_B) będzie równa:

$$\Phi_A = \Phi_0 e^{-\mu_1 x_1}, \quad (32)$$

$$\Phi_B = \Phi_0 e^{-\mu_1 (x_1 - x_2) - \mu_2 x_2}. \quad (33)$$

Definiując kontrast promieniowania (C_R) jako:

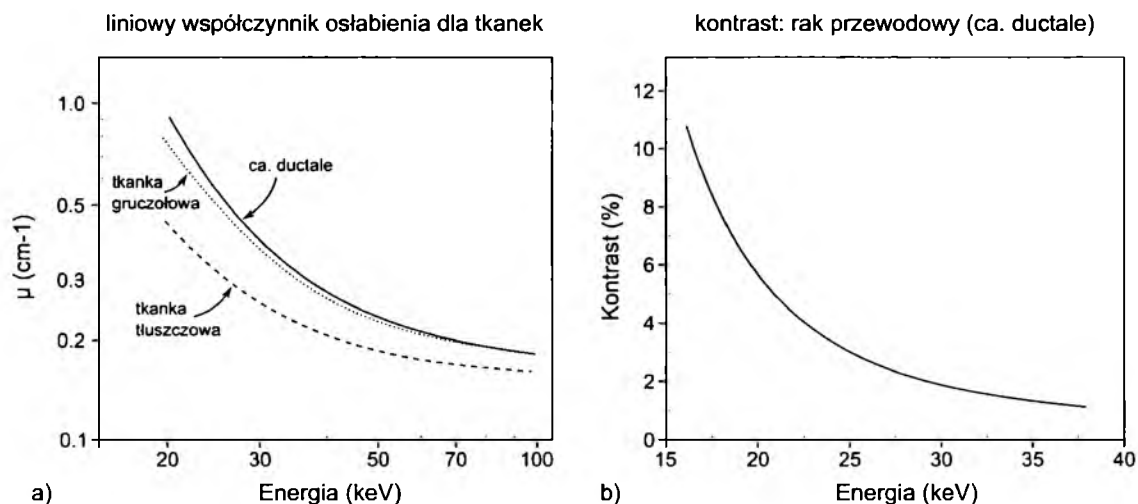
$$C_R = \frac{\Phi_A - \Phi_B}{\Phi_A}, \quad (34)$$

otrzymujemy wyrażenie pozwalające wyznaczyć kontrast fizyczny C_R :

$$C_R = 1 - e^{-x_2 (\mu_2 - \mu_1)}. \quad (35)$$

Kontrast fizyczny w mammografii

Celem badania mammograficznego jest uwidocznienie zmian patologicznych (mas) we wczesnym etapie rozwoju, a więc o niewielkich wymiarach. Z danych przedstawionych na rycinie 1.24 wynika, że różnica w wartości liniowego współczynnika osłabienia promieniowania dla tkanki gruczołowej i tkanki nowotworowej jest niewielka, co świadczy o niskiej wartości kontrastu fizycznego w przypadku piersi o dużej gruczołowości [19].



Rycina 1.24 Zależność liniowego współczynnika osłabienia (a) oraz kontrastu fizycznego (b) w funkcji energii dla tkanek obrazowanych w badaniu mammograficznym.

Wartości liniowych współczynników osłabienia dla tkanek oraz różnice między nimi są tym większe im mniejsza jest energia promieniowania. Z tego powodu w mammografii istnieje konieczność używania niższych energii promieniowania niż w klasycznej rentgenodiagnostyce.

Kontrast obrazu

Informacja o obiekcie (w postaci kontrastu promieniowania) musi zostać zarejestrowana w postaci sygnału. Idealny detektor w procesie takiej konwersji nie utraci żadnych informacji. Rzeczywiste detektory potrafią zarejestrować tylko część kwantów promieniowania. Sprawność detekcji $\eta(E)$ określa, jaka część promieniowania padającego na detektor jest źródłem sygnału [24]:

$$\eta(E) = 1 - e^{-\mu(E)d}, \quad (36)$$

gdzie:

- $\mu(E)$ – liniowy współczynnik absorpcji dla materiału detektora,
- d – grubość detektora.

Prawdopodobieństwo określające oddziaływanie kwantu promieniowania z detektorem obrazu zależy od energii kwantu oraz od typu użytego detektora. Charakterystyka detektora ma więc wpływ na kontrast obrazu.

W praktyce analityczne wyznaczanie kontrastu jest niemożliwe. Wartości μ oraz η są parametrami zależnymi od energii kwantów. Widmo promieniowania ma skomplikowany przebieg. Istotnym czynnikiem pogarszającym kontrast, nieuwzględnionym w równaniu 34 jest także promieniowanie rozproszone.

W przypadku cyfrowej radiologii kontrast obrazu (C) jest pojęciem oznaczającym różnicę w wartości pikseli w obrazie obiektu i w obrazie tła i wyrażony jest liczbowo wzorem [15]:

$$C = \frac{MPV_B - MPV_O}{MPV_B}, \quad (37)$$

gdzie:

MPV_O – średnia wartość pikseli dla obszaru obrazu obiektu,

MPV_B – średnia wartość pikseli dla obszaru obrazu tła.

Wartość pikseli zależy od ilości promieniowania padającego na detektor, sprawności detekcji (odpowiedzi detektora) oraz elektronicznego przetworzenia sygnału.

Kontrast a szum

Percepcja kontrastu obrazu zależy zarówno od poziomu szumu jak i różnicy sygnałów w obrazie obiektu i w obrazie tła. Jakość obrazu opisu opisuje parametr SDNR (ang. *Signal Difference to Noise Ratio*) [15, 24]:

$$SDNR = \frac{\langle n_B \rangle - \langle n_O \rangle}{\sqrt{\frac{(\sigma_B)^2 + (\sigma_O)^2}{2}}}, \quad (38)$$

gdzie:

$\langle n_B \rangle, \langle n_O \rangle$ – ilość promieniowania zaabsorbowana w detektorze odpowiednio w obrazie tła i w obrazie obiektu,

σ_B, σ_O – odchylenie standardowe sygnału w detektorze odpowiednio w obrazie tła i w obrazie obiektu.

1.6.10 Kontrola jakości w mammografii cyfrowej

Kontrola jakości w pracowni radiologicznej to zespół działań mających na celu zapewnienie i utrzymanie właściwej jakości badań przy możliwie małej dawce dla pacjenta. W praktyce system taki polega na ocenie parametrów wszystkich elementów urządzenia RTG mających wpływ na jakość obrazu, dawkę oraz powtarzalność badań. Składowe systemu (tor akwizycji i prezentacji obrazu) powinny być poddawane regularnym i wystandaryzowanym testom.

Przepisy prawa obecnie obowiązujące w Polsce, regulujące zakres testów parametrów fizycznych, którym podlegają urządzenia radiologiczne nie zawierają zapisów dotyczących mammografii cyfrowej [7]. Metodyka wykonywania testów w pracowniach i wartości graniczne ocenianych parametrów ustalane są o wytyczne europejskie [15]. Zaproponowane tam standardy wymagają jednak uściślenia – część wytycznych ma charakter zdefiniowany jako tymczasowy (ang. *provisional*). Dokładne procedury oceny jakości obrazowania (SDNR, kontrast progowy) nie zostały jeszcze ostatecznie ujednolicone i stale ewoluują [25, 63, 64]. Cyfrowe metody rejestracji obrazu dopiero od niedawna zaczęły wypierać techniki analogowe, w związku z czym wiedza na ich temat jest jeszcze niepełna i wymaga poszerzenia.

2 CEL PRACY

Celem pracy jest optymalizacja parametrów wiązek promieniowania X stosowanych w mammografii cyfrowej przy pomocy symulacji Monte Carlo. W efekcie tego zostanie zminimalizowana dawka otrzymywana przez pacjentki poddawane ww. badaniu, z jednoczesną poprawą jakości rejestrowanego obrazu diagnostycznego. Kolejnymi etapami realizacji celu są:

- Budowa wirtualnego modelu mammografu cyfrowego z detektorem selenowym w środowisku GEANT4
- Weryfikacja modelu poprzez porównanie wyników symulacji z eksperymentem
- Przeprowadzenie serii symulacji dla wirtualnych fantomów piersi o grubościach z zakresu od 32 do 90 mm dla różnych napięć i układów anoda-filtracja dodatkowa
- Optymalizacja parametrów ekspozycji dla piersi o różnej grubości po kompresji.

3 MATERIAŁ I METODA

W celu przeprowadzenia symulacji w środowisku GEANT4 skonstruowany został wirtualny model mammografu wraz z zestawem fantomów piersi (w postaci implementacji klasy G4DetectorConstruction) oraz model źródła promieniowania. Geometrię modelu symulacji przedstawiono na rycinie 3.1. Model mammografu zawiera wszystkie najistotniejsze elementy konstrukcyjne rzeczywistych urządzeń, które mają wpływ na jakość obrazu i dawkę.



Rycina 3.1 Schemat modelu wykorzystanego w symulacji.

Cały układ znajduje się w sześcianie o boku 1 m wypełnionym powietrzem ($\rho=1.290 \text{ mg/cm}^3$). Jest to nadrzędna objętość (World) określająca obszar symulacji tj. graniczne wartości współrzędnych przestrzennych.

3.1 Źródło promieniowania

Ze względu na niską wydajność konwersji energii kinetycznej elektronów na promieniowanie X zrezygnowano z symulowania lampy rentgenowskiej. Wykorzystane zostały gotowe widma fotonowe wygenerowane metodą zaproponowaną przez Boone'a i innych [42]. Na podstawie zmierzonych laboratoryjnie (w Center for Devices and Radiological Health, USA) widm lampy molibdenowej, rodowej i wolframowej autorzy stworzyli program komputerowy umożliwiający uzyskanie widm dla dowolnych napięć z zakresu 18 - 40 kV. Wszystkie widma uwzględniają filtrację własną lampy, ale nie są zmodyfikowane przez filtrację dodatkową. Całkowicie empiryczny algorytm oparty jest na interpolacji wielomianowej i pozwala uzyskać widma w postaci histogramów o rozdzielczości 0.5 keV. Autorzy wykazali, że średnie różnice fluencji fotonów w przedziałach energetycznych wyznaczone dla napięć z zakresu od 20 do 40 kV wynoszą -0.073% ($\sigma=1.58\%$) dla widm molibdenowych, -0.145% ($\sigma=1.263\%$) dla widm rodowych, oraz 0.611% ($\sigma=2.07\%$) dla widm wolframowych. Kod źródłowy programu w języku C został opublikowany na stronie internetowej pod adresem ftp://ftp.aip.org/epaps/medical_phys/E-MPHYA-24-1863.

Kod ten został zaadaptowany na potrzeby niniejszej pracy i posłużył do wygenerowania makr (plików *simulation.mac*) zawierających definicję źródła promieniowania, do której odwołuje się program symulacyjny. Przykładowy fragment makra przedstawiono na rycinie 3.2. Na rycinie 3.3 pokazane zostało typowe widmo otrzymane dzięki użytej metodzie. Źródło promieniowania zostało opisane z użyciem klasy *G4GeneralParticleSource* (GPS) [43], pozwalającej na określenie (w postaci histogramu) rozkładu energetycznego fluencji cząstek pierwotnych. Histogram jest automatycznie normalizowany i wyznaczone jest prawdopodobieństwo wygenerowania fotonu o danej energii.

```

/gps/particle gamma
/gps/pos/type Plane
/gps/pos/shape Ellipse
/gps/pos/centre 0. 0. 40. cm
/gps/pos/halfx 0.166 mm
/gps/pos/halfy 0.15 mm
/gps/pos/rot1 1. 0. 2.747477
/gps/ang/type iso
/gps/ang/mintheta 68.0 deg
/gps/ang/maxtheta 85.0 deg
/gps/ang/minphi -10 deg
/gps/ang/maxphi 10 deg
/tracking/verbose 0
/gps/ene/type User
/gps/hist/type energy

```

```

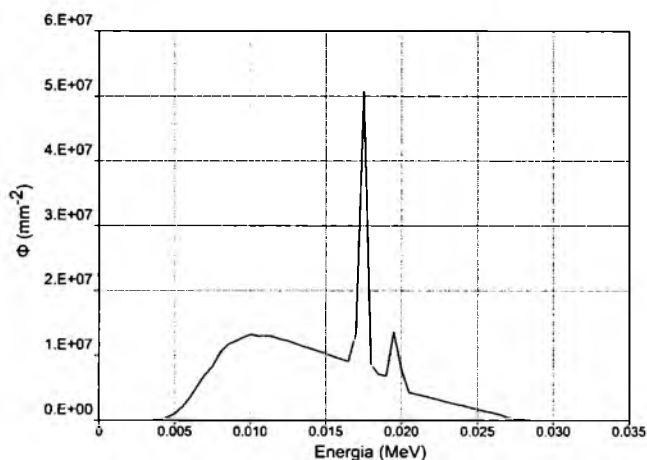
/gps/hist/point 0.0005 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0010 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0015 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0020 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0025 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0030 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0035 0.000000e+000
/gps/hist/point 0.0040 2.770607e+005
/gps/hist/point 0.0045 4.701742e+005
/gps/hist/point 0.0050 1.014266e+006
/gps/hist/point 0.0055 2.049339e+006
/gps/hist/point 0.0060 3.469491e+006
[...]
/gps/hist/point 0.0265 8.765686e+005
/gps/hist/point 0.0270 4.558535e+005
/gps/hist/point 0.0275 3.223758e+005
/gps/hist/point 0.0280 1.026308e+005
/gps/hist/point 0.0285 0.000000e+000

```

```

/run/beamOn 100000000
exit

```



Rycina 3.2 Definicja źródła cząstek pierwotnych w przykładowym pliku *simulation.mac*. Pominięto fragment histogramu ([...]) dla zachowania czytelności.

Rycina 3.3 Przykładowe widmo wykorzystane w symulacji, wygenerowane dla anody molibdenowej i napięcia przyspieszającego 28 kV. Φ - fluencja fotonów.

Źródło promieniowania zostało zdefiniowane geometrycznie jako odpowiednik rzeczywistego ogniska w lampie rentgenowskiej. Środek źródła umieszczony został w odległości 65 cm od powierzchni detektora (SID, ang. *source-image distance*), nad jego krawędzią od strony klatki piersiowej, symetrycznie względem lewej i prawej strony.

W odległości 3 cm od źródła promieniowania znajduje się filtr dodatkowy modyfikujący widmo fotonowe. Materiał filtra oraz jego grubość są związane (zgodnie z tabelą 3.1) z symulowaną kombinacją anoda-filtr i odpowiadają rzeczywistym układom wykorzystywanym w mammografii. Kąt nachylenia filtra względem płaszczyzny detektora obrazu wynosi 20°.

Tabela 3.1 Symulowane kombinacje materiału anody i filtracji dodatkowej.

Materiał anody	Materiał i grubość filtra dodatkowego
Mo	25 μm Mo
Mo	25 μm Rh
Rh	50 μm Rh
W	50 μm Rh

3.2 Kolimator

Kolimator, znajdujący się 8.5 cm poniżej źródła, jest wykonany ze stali nierdzewnej (2 mm grubości). Ogranicza on wiązkę emitowanych fotonów do prostokątnego pola pokrywającego powierzchnię detektora odpowiadającą małemu formatowi obrazu (18 cm x 24 cm) wraz z 5 mm marginesem z każdej strony.

3.3 Stolik i kratka przeciwrzproszeniowa

Stolik o wymiarach 25.5 cm x 30.5 cm x 4 cm zamodelowano jako wykonany z włókna węglowego o grubości 1.8 mm. Powierzchnię stolika umieszczono w odległości 63 cm od źródła (STD, ang. *source-table distance*). Wewnątrz stolika znajduje się kratka przeciwrzproszeniowa i detektor obrazu.

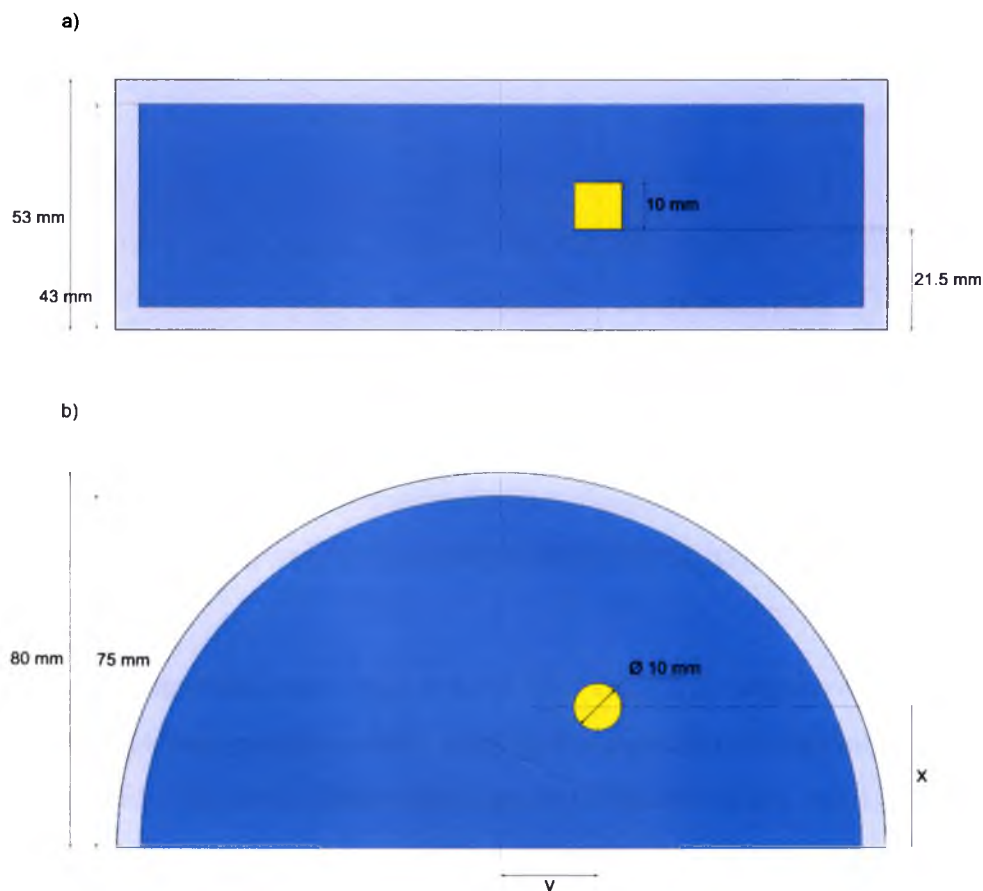
Model liniowej kratki przeciwrzproszeniowej o wymiarach 24.4 cm x 29.4 cm i grubości 1.35 mm charakteryzuje się gęstością 31 linii na cm. Wartość współczynnika wypełnienia wynosi 5:1. Listwy z materiału absorbującego (Pb) są przedzielone papierem (o gęstości $\rho = 1.0 \text{ g/cm}^3$). Kratka znajduje się 1 cm nad detektorem obrazu. Listwy są zogniskowane – kąt nachylenia n -tej listwy (α_n) wyznaczany jest wg równania:

$$\alpha_n = \arctg \frac{x_n}{SID}, \tag{39}$$

gdzie x_n jest odległością n -tej listwy od środka detektora.

3.4 Model piersi

Do celów symulacji stworzony został zestaw sześciu wirtualnych fantomów piersi o różnych grubościach, które w uproszczony sposób odwzorowują anatomiczną budowę sutka. Fantomy mają kształt połowy walca o promieniu $r = 8$ cm. Ich budowa jest zbliżona do modelu wykorzystywanego w symulacjach komputerowych służących dozymetrii [36 – 38, 44, 45].



Rycina 3.4 Wirtualny model fantomu piersi o grubości 53 mm. Widoczna część zewnętrzna, wewnętrzna oraz element imitujący guz nowotworowy. Położenie modelowanego guza zależy od grubości fantomu – współrzędne x i y są wyznaczone tak, aby guz był rzutowany na wyróżniony obszar detektora obrazu (współrzędne środka: x_{det} , y_{det}): $x = x_{det}/SID \cdot (STD - 1/2 h_p)$; $y = y_{det}/SID \cdot (STD - 1/2 h_p)$. h_p – grubość fantomu.

W fantomach można wyróżnić część zewnętrzną i część wewnętrzną (rycina 3.4). Przyjęto, że część zewnętrzna (o grubości 5 mm) zbudowana jest z tkanki tłuszczowej, a część wewnętrzna składa się z mieszaniny tkanki gruczołowej i tłuszczowej w proporcjach określonych przez gruczołowość. W połowie wysokości

fantomu znajduje się element imitujący guz (walec o średnicy 1 cm i wysokości 1 cm) wypełniony tkanką nowotworową.

Gruczołowość fantomu została skorelowana z jego grubością (zgodnie z danymi przedstawionymi w tabeli 1.2). Skład symulowanych tkanek oraz gęstość tkanki tłuszczowej (ρ_a) i tkanki gruczołowej (ρ_g) ustalono w oparciu o pracę Hammerstein'a i in. [35]. Przyjęto, że tkanka nowotworowa ma taki sam skład jak tkanka gruczołowa, ale charakteryzuje się większą gęstością (ρ_t) [46, 47]. Szczegółowe dane dotyczące składu pierwiastkowego i gęstości tkanek przedstawia tabela 3.2.

Tabela 3.2 Skład pierwiastkowy tkanek. Wartości w tabeli przedstawiają udział masowy.

Pierwiastek	Tkanka tłuszczowa $\rho_a = 0.93 \text{ g/cm}^3$	Tkanka gruczołowa $\rho_g = 1.04 \text{ g/cm}^3$	Tkanka nowotworowa $\rho_t = 1.058 \text{ g/cm}^3$
H	0.112	0.102	0.102
C	0.619	0.184	0.184
N	0.017	0.032	0.032
O	0.251	0.677	0.677
S	0.00025	0.00125	0.00125
P	0.00025	0.00125	0.00125
K	0.00025	0.00125	0.00125
Ca	0.00025	0.00125	0.00125

Gęstość mieszaniny tkanek w wewnętrznej części fantomu (ρ_m) wyznaczana jest w oparciu równania 40 i 41 [45]. Dla uproszczenia przyjęto, że $v_g + v_a = 1 \text{ cm}^3$.

$$\rho_m = \rho_a v_a + \rho_g v_g, \tag{40}$$

$$v_g = \left(\frac{1-g}{g} \frac{\rho_g}{\rho_a} + 1 \right)^{-1}, \tag{41}$$

gdzie:

- g – gruczołowość (udział masowy),
- v_g – objętość tkanki gruczołowej,
- v_a – objętość tkanki tłuszczowej.

Wewnętrzna część fantomu została zdefiniowana jako detektor logiczny. Program symulacyjny rejestruje energię zdeponowaną w tym obszarze, a następnie wyznacza wartość dawki. Zarejestrowana w ten sposób dawka jest odpowiednikiem średniej dawki gruczołowej.

3.5 Klatka piersiowa

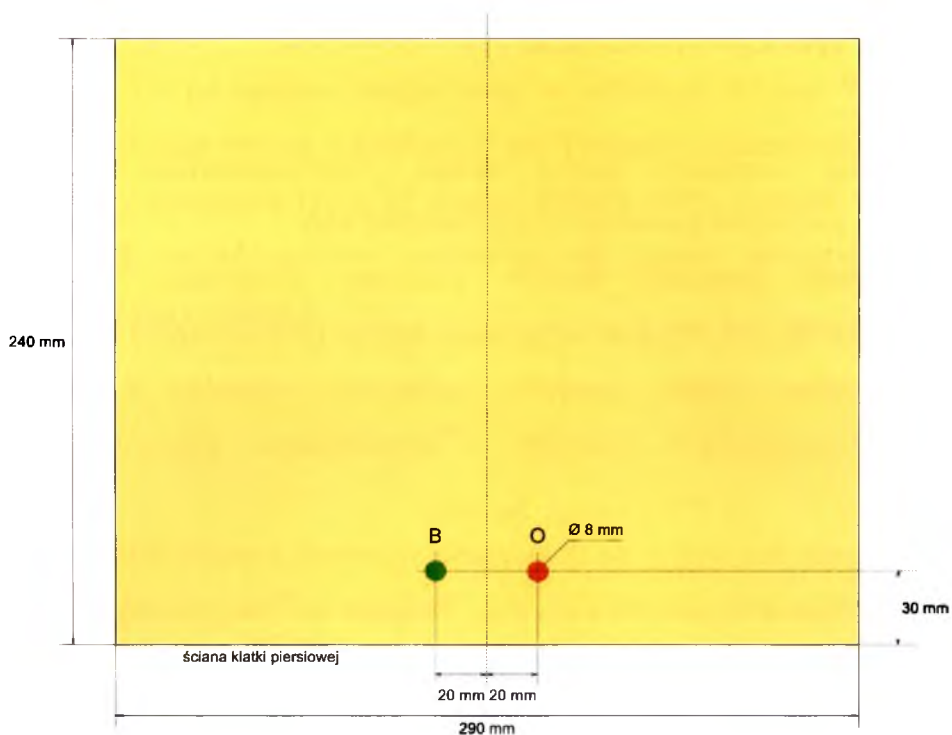
W modelu zastosowanym w symulacji uwzględniono w sposób uproszczony efekt rozpraszania promieniowania przez tkanki niebędące bezpośrednio przedmiotem obrazowania. Do krawędzi stolika i fantomu piersi przylega prostopadłościan o wysokości 15 cm, szerokości 25 cm i grubości 5 cm imitujący klatkę piersiową. Obiekt jest wypełniony wodą ($\rho=1.0 \text{ g/cm}^3$).

3.6 Płytką uciskowa

Położenie płytki uciskowej jest ustalane dla danej grubości fantomu piersi tak, aby przylegała ona do jego powierzchni. Jej wymiary są zbliżone do wymiarów detektora obrazu (24 cm x 30 cm). Grubość płytki (2.6 mm) ustalona została w oparciu o pomiary grubości rzeczywistych płytek spotykanych w mammografach cyfrowych. Przyjęto, że element wykonany został z poliwęglanu ($\rho = 1.2 \text{ g/cm}^3$).

3.7 Detektor obrazu

W modelowanym układzie selenowy detektor obrazu ($Z=34$, $A=78.96 \text{ g/mol}$, $\rho=4.79 \text{ g/cm}^3$) ma kształt prostopadłościanu o podstawie prostokąta 24 cm x 29 cm i wysokości 250 μm . W detektorze wyróżnione zostały dwa obszary – tzw. detektory logiczne. Ich rozmieszczenie przedstawiono na rycinie 3.5. Detektor oznaczony symbolem **O** znajduje się w „cieniu” guza symulowanego w wirtualnym modelu piersi. Detektor **B** jest detektorem referencyjnym.



Rycina 3.5 Model detektora obrazu – widok z góry. Kolorem czerwonym oznaczono detektor logiczny pod guzem (O). Kolorem zielonym oznaczono detektor logiczny w obszarze tła (B).

Program symulacyjny rejestruje wszystkie depozyty energii w detektorach logicznych. Depozyty energii są sumowane w ramach zdarzenia (Event). W implementacji klasy G4Run wyznaczana jest suma depozytów energii dla poszczególnych zdarzeń oraz ich wariancja i średni błąd kwadratowy. Suma depozytów energii jest miarą sygnału w detektorze logicznym, średni błąd kwadratowy jest miarą szumu.

4 WERYFIKACJA MODELU

Stworzony wirtualny model układu wiązka–absorbent–detektor został zweryfikowany pod kątem geometrii i fizyki oddziaływań.

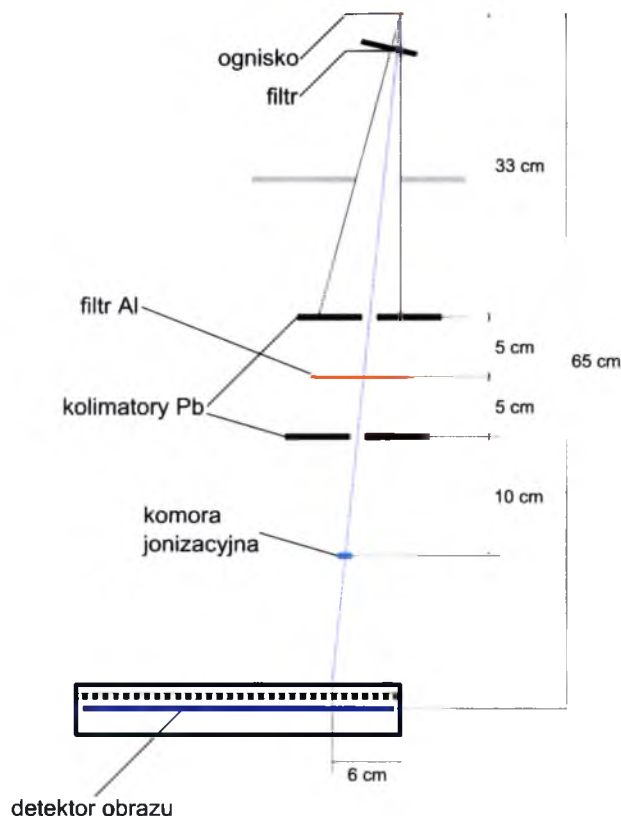
Poprawność geometrii modelu oceniono korzystając z wizualizacji w standardzie VRML [48, 49] oraz w formacie *.heprep* [50]. GEANT4 umożliwia także śledzenie wirtualnej cząstki (*geantino*), która nie oddziałuje z środowiskiem, ale dostarcza szczegółowych informacji o współrzędnych obiektów, przez które przenika.

Użytkownik ma wpływ na dokładność symulacji poprzez definicję w ramach klasy *G4PhysicsList* tzw. wartości *CutValue*. Parametr ten jest wyrażany w jednostkach długości i określa w środowisku GEANT4 próg produkcji cząstek wtórnych [30, 31]. Jeżeli zasięg cząstek wtórnych jest mniejszy niż zadana wartość *CutValue*, cząstka deponuje swoją energię punktowo, bez produkcji cząstek wtórnych. Zasięg cząstek zależy od ich rodzaju, energii oraz środowiska, z którym oddziałują. Ustalenie zbyt dużej wartości *CutValue* prowadzi do niedokładności w odwzorowaniu oddziaływań. Zbyt małe wartości parametru obniżają szybkość obliczeń (przez zwiększenie liczby kroków symulacji) bez istotnego wpływu na wyniki. We wszystkich symulacjach przeprowadzonych na potrzeby niniejszej pracy ustalono parametr *CutValue* na 0.001 mm. Wartość ta została zoptymalizowana z uwzględnieniem symulowanego zakresu energetycznego i geometrii modelu.

4.1 Warstwa połówiaca

Dla mammografu Siemens Novation (nr seryjny 2654, instalacja mobilna w Centrum Onkologii - Instytucie im. Marii Skłodowskiej-Curie w Gliwicach), wyposażonego w dwuścieżkową lampę rentgenowską (anoda Mo i W) wykonano pomiary grubości warstwy połówiającej. Eksperyment przeprowadzono dla 3 napięć (24, 28 i 32 kV) i 3 kombinacji anoda-filtr (Mo-Mo, Mo-Rh, W-Rh). Pomiar metodą tzw. wąskiej wiązki wykonano komorą jonizacyjną typu Marcus o objętości 0,055 cm³ (PTW 23343, nr seryjny 2810) oraz elektrometrem PTW Unidos (typ 10001, nr seryjny 10612). Promieniowanie emitowane z lampy ograniczane było przez układ dwóch

ołowianych kolimatorów o grubości 3 mm każdy. Pierwszy z nich znajdował się w odległości 33 cm od ogniska lampy, drugi w odległości 43 cm. W kolimatorach znajdowały się okrągłe otwory o średnicy 3 cm. Pomiędzy kolimatorami umieszczano aluminiowe filtry (Gammex 115H, nr seryjny 800051-1809, czystość 0.999). Poniżej kolimatorów (53 cm od ogniska) znajdowała się komora jonizacyjna. Geometrię pomiaru przedstawia rycina 4.1.



Rycina 4.1 Geometria pomiaru warstwy połowiącej.

Grubość warstwy połowiącej wyznaczono metodą interpolacji logarytmicznej [15] zgodnie ze wzorem:

$$HVL = \frac{X_1 \ln\left(\frac{2R_2}{R_0}\right) - X_2 \ln\left(\frac{2R_1}{R_0}\right)}{\ln\left(\frac{R_2}{R_1}\right)}, \quad (42)$$

gdzie:

X_1, X_2 – grubości filtrów Al ($X_2 < X_1$),

R_0 – odczyt dla ekspozycji bez filtrów Al,

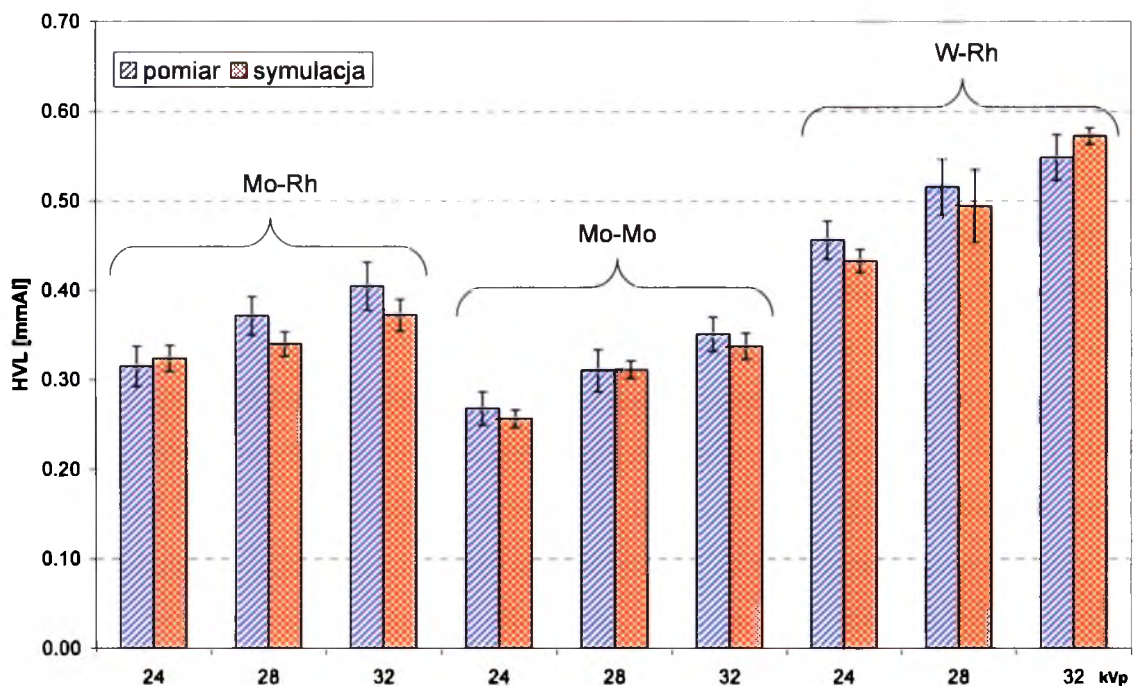
- R_1 – odczyt elektrometru dla ekspozycji z filtrem dodatkowym o grubości X_1 ($R_1 > \frac{1}{2}R_0$),
- R_2 – odczyt elektrometru dla ekspozycji z filtrem dodatkowym o grubości X_2 ($R_2 < \frac{1}{2}R_0$).

Geometria pomiaru HVL została odwzorowana w środowisku GEANT4. Na podstawie przeprowadzonych symulacji wyznaczono w analogiczny sposób grubości warstw połówiających dla wszystkich zmierzonych napięć i kombinacji anoda-filtr. W tabeli 4.1 oraz na rycinie 4.2 przedstawiono wartości wyznaczone w oparciu o pomiar i symulację.

Tabela 4.1 Wyznaczone grubości warstwy połówiającej Al (HVL). Δ – niepewność rozszerzona pomiaru/symulacji dla 95% przedziału ufności.

anoda-filtracja napięcie (kVp)	Mo-Rh			Mo-Mo			W-Rh		
	24	28	32	24	28	32	24	28	32
pomiar									
HVL (mm)	0.315	0.372	0.405	0.268	0.311	0.351	0.456	0.515	0.549
Δ (mm)	0.022	0.021	0.027	0.019	0.023	0.019	0.022	0.031	0.026
symulacja									
HVL (mm)	0.324	0.340	0.372	0.257	0.311	0.337	0.433	0.494	0.572
Δ (mm)	0.015	0.014	0.018	0.010	0.010	0.015	0.013	0.040	0.009

Niepewność standardową wyznaczonych wartości HVL oszacowano na podstawie prawa propagacji niepewności. Dla pomiaru przyjęto 1%-ową niepewność standardową odczytu komory oraz 1%-ową niepewność standardową grubości filtrów Al. W trakcie symulacji wyznaczany był średni błąd kwadratowy depozytów energii. W celu wyznaczenia niepewności rozszerzonej przyjęto współczynnik rozszerzenia $k=2$ dla 95%-owego przedziału ufności.



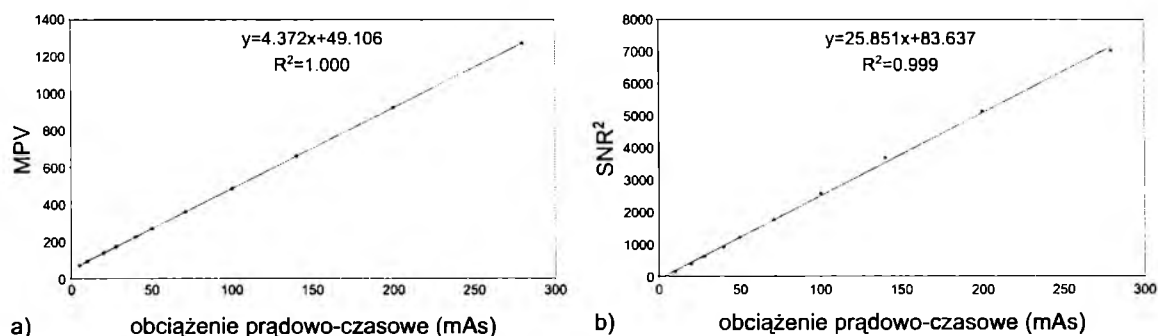
Rycina 4.2 Porównanie wartości HVL wyznaczonych metodą eksperymentalną i metodą symulacji MC. Słupki błędów reprezentują niepewność rozszerzoną pomiaru/symulacji dla 95%-owego przedziału ufności.

Na podstawie otrzymanych wyników można stwierdzić, że wartości HVL wyznaczone metodą pomiarową i otrzymane z symulacji są zgodne z dokładnością określaną przez niepewności pomiarowe.

4.2 Liniowość detektora

W celu potwierdzenia liniowej charakterystyki odpowiedzi detektora obrazu zbadano zależność średniej wartości pikseli w referencyjnym obszarze zainteresowania obrazu (tzw. ROI) oraz SNR^2 w funkcji obciążenia prądowo-czasowego. Pomiar wykonano dla mammografu wyposażonego w selenowy detektor obrazu (Hologic).

Na stoliku umieszczono jednorodny fantom z PMMA (polimetakrylan metylu, $(C_5H_8O_2)_n$, $\rho=1.19 \text{ g/cm}^3$) o grubości 4 cm, pokrywający całą powierzchnię detektora. Płytkę uciskowa została zdemonstrowana. W trybie manualnym wykonano 11 ekspozycji przy stałym widmie lampy (28 kVp, Mo-Mo) dla różnych wartości obciążenia prądowo-czasowego (z zakresu od 5 mAs do 260 mAs). Otrzymane w formacie nieprzetworzonym (DICOM *for processing*) obrazy fantomu poddano analizie programem ImageJ [51] w celu wyznaczenia średniej wartości pikseli i SNR w referencyjnych obszarach ROI. Wyniki przedstawiono na rycinie 4.3.



Rycina 4.3 Wyznaczona funkcja odpowiedzi selenowego detektora obrazu (Hologic). a) Zależność średniej wartości pikseli (MPV) od obciążenia prądowo-czasowego. b) Zależność kwadratu stosunku sygnału do szumu (SNR) od obciążenia prądowo-czasowego.

Wysoka wartość współczynnika korelacji świadczy o silnie liniowej zależności między średnią wartością pikseli a dawką pochłoniętą w detektorze. Liniowy przebieg zależności SNR^2 w funkcji obciążenia prądowo-czasowego potwierdza, że dominującym źródłem szumu obrazu jest szum kwantowy.

4.3 Współczynnik kratki przeciwrozproszeniowej

W celu weryfikacji modelu liniowej kratki przeciwrozproszeniowej przeprowadzono symulację dwóch ekspozycji (z kratką i bez kratki) jednorodnego fantomu z PMMA o grubości 4 cm, pokrywającego całą powierzchnię detektora. Obie symulacje przeprowadzono dla tego samego widma lampy (28 kVp, Mo-Mo). Współczynnik kratki (K) wyznaczono korzystając z wzoru:

$$K = \frac{\epsilon_{OUT}}{\epsilon_{IN}}, \quad (43)$$

gdzie:

- ϵ_{OUT} – suma depozytów energii w referencyjnym ROI detektora dla ekspozycji bez kratki przeciwrozproszeniowej,
- ϵ_{IN} – suma depozytów energii w referencyjnym ROI detektora dla ekspozycji z kratką przeciwrozproszeniową.

Otrzymana wartość współczynnika kratki wynosi $1,70 \pm 0,03$ (2SE). Mieści się ona w typowym zakresie (1.5 – 2.5) podawanym w piśmiennictwie [52]. Bezpośrednie porównanie z pomiarem dla kratki liniowej jest utrudnione, ponieważ ograniczenia techniczne nie pozwalają na wykonanie ekspozycji z wycofaną kratką przeciwrozproszeniową.

5 WYNIKI I DYSKUSJA

Symulacje przeprowadzono dla sześciu grubości fantomu: 32, 45, 53, 60, 75 oraz 90 mm. Dla każdego z fantomów stworzone zostały 3 programy symulacyjne różniące się definicją filtra dodatkowego (30 μm Mo, 25 μm Rh oraz 50 μm Rh), które po uruchomieniu odwoływały się do makr zawierających charakterystykę źródła promieniowania. Dla wszystkich kombinacji anoda-filtr (tabela 3.1) wykonano serię symulacji dla napięć z zakresu od 20 kV do 40 kV (co 1 kV).

Liczba symulowanych historii dla pojedynczego programu zawierała się w przedziale od 10^9 – dla małych grubości fantomu, do 10^{10} – dla dużych grubości fantomu. Część symulacji (dla niskich napięć) była powtarzana w celu ograniczenia niepewności statystycznej.

Wartość ziarna (ang. *seed*) użytego generatora liczb pseudolosowych (HepRandom) była ustalana w oparciu o funkcję *time(NULL)* z biblioteki C++ [53]. Funkcja ta zwraca wartość zależną od aktualnego czasu systemowego, dzięki czemu sekwencje liczb pseudolosowych były różne przy każdorazowym wywołaniu programu symulacyjnego.

Wynikiem symulacji była informacja o wielkości (sygnał) i odchyleniu standardowym (szum) depozytów energii w detektorach logicznych znajdujących się w obszarze związanym z obiektem (O) i tłem (B). Na podstawie wartości energii zaabsorbowanej w wewnętrznej części fantomu oraz informacji o jego masie wyznaczana była wartość dawki pochłoniętej. Wszystkie wyniki zostały znormalizowane dla liczby historii 10^9 .

5.1 Opracowanie statystyczne

Dane uzyskiwane dzięki symulacji komputerowej są obciążone niepewnością statystyczną. Często stosowanym zabiegiem, pozwalającym zminimalizować niepewności statystyczne jest dopasowanie funkcji do punktów z symulacji [54, 55].

Do uzyskanych z symulacji danych dopasowano funkcje wielomianowe 2 lub 3 stopnia w postaci:

$$y = cx^2 + bx + a, \quad (44)$$

lub:

$$y = dx^3 + cx^2 + bx + a, \quad (45)$$

gdzie x jest napięciem nominalnym wyrażonym w kV.

Wielomiany 3 stopnia zostały wykorzystane do opisu zależności między dawką pochłoniętą a wartością wysokiego napięcia dla kombinacji anoda-filtr Mo-Mo, Mo-Rh oraz W-Rh. Do opisu pozostałych danych posłużono się wielomianami 2 stopnia.

Równania 44 i 45 są wewnętrznie liniowe. Przy założeniu:

$$\beta_1 = x \quad \beta_2 = x^2 \quad \beta_3 = x^3 \quad (46)$$

można je przedstawić w postaci:

$$y = c\beta_2 + b\beta_1 + a, \quad (47)$$

$$y = d\beta_3 + c\beta_2 + b\beta_1 + a. \quad (48)$$

Dzięki zwiększeniu liczby zmiennych objaśniających model regresji nieliniowej zostaje przekształcony w liniowy model regresji wielorakiej, co umożliwia jego statystyczną ocenę przy użyciu metod właściwych dla regresji liniowej [56].

Współczynniki a , b , c oraz d wielomianów zostały dopasowane metodą najmniejszych kwadratów do wartości otrzymanych z symulacji (MS Excel 2003 dodatek SOLVER). Wartość współczynnika determinacji R^2 dla wszystkich dopasowanych krzywych była większa od 0,998, co oznacza, że znaleziony model opisuje ponad 99,8% zmienności zmiennej zależnej [57, 58].

Ocenę istotności wyznaczonych modeli regresji przeprowadzono przy użyciu dodatku Analiza Danych MS Excel 2003. Wykonano globalny test istotności (test F-Snedecora) pozwalający rozstrzygnąć następujące hipotezy [56]:

$$H_0 \quad a = b = c = d = 0$$

$$H_1 \quad \text{co najmniej jeden współczynnik wielomianu} \neq 0$$

Dla wszystkich weryfikowanych modeli odrzucono hipotezę zerową przy poziomie istotności $p < 0.001$, co pozwala wnioskować, że każdy model jest statystycznie istotny.

Przeprowadzono także testy istotności pojedynczych parametrów dopasowania. Dla każdego parametru sformułowano dwie hipotezy:

$$H_0 \quad \text{współczynnik wielomianu} = 0$$

$$H_1 \quad \text{współczynnik wielomianu} \neq 0$$

Przyjęcie hipotezy zerowej oznacza, że oceniany parametr nie ma istotnego wpływu na jakość dopasowania i może zostać usunięty z modelu. Weryfikacja hipotezy dokonywana jest przy wykorzystaniu statystyki zbudowanej w oparciu o rozkład t-Studenta [56].

Przy przyjętym poziomie istotności $p=0.05$ większość współczynników (w tym wszystkie współczynniki przy najwyższej potędze zmiennej) była istotna statystycznie.

Wartości reszt (rezyduów) dla dobrze dobranego modelu powinny mieć rozkład normalny o średniej 0. Wykazano, że dla wszystkich dopasowanych krzywych założenia te są spełnione. Weryfikację rozkładu reszt przeprowadzono testem Shapiro-Wilka (dodatek XLStats 2009.3.02, MS Excel 2003) dla hipotez:

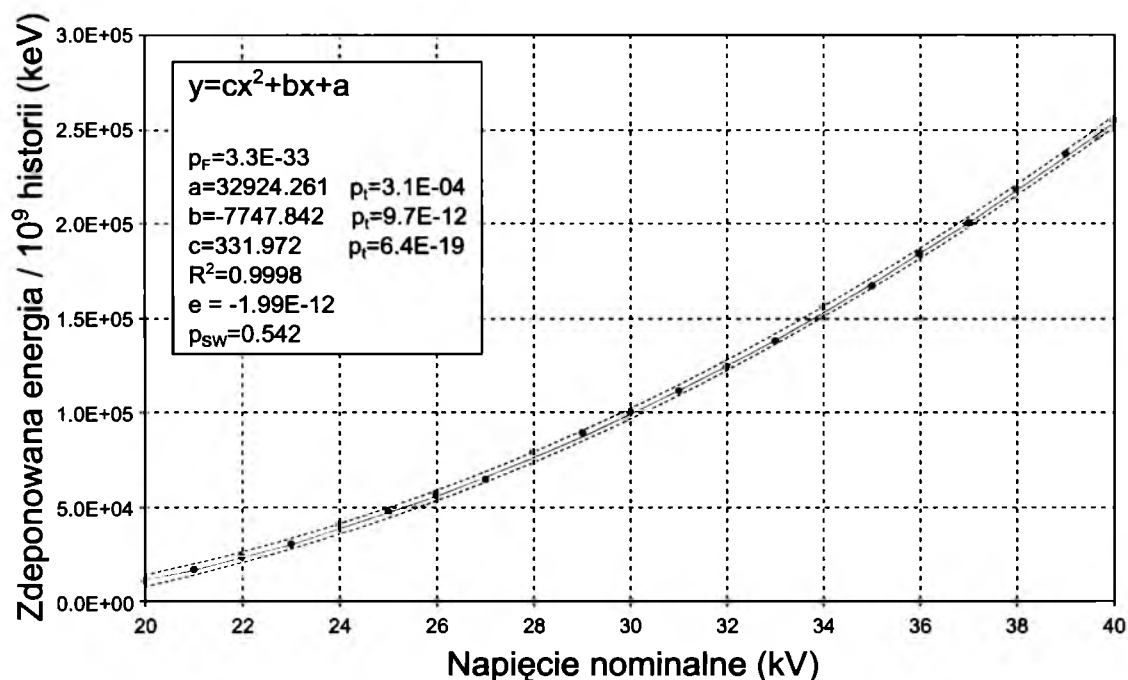
H_0 rozkład reszt jest zgodny z rozkładem normalnym

H_1 rozkład reszt nie jest zgodny z rozkładem normalnym

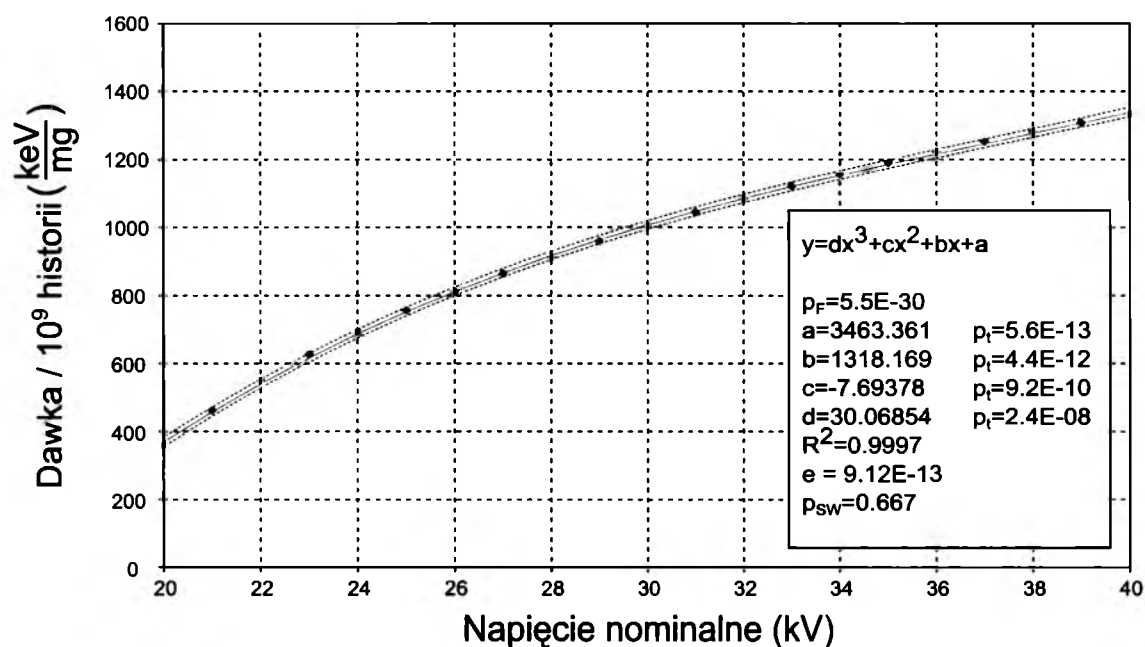
Hipoteza zerowa była akceptowana (nie wykazano podstaw do jej odrzucenia), jeżeli wyliczona wartość $p>0.05$.

Przykładowe dane wraz z wynikami weryfikacji modelu regresji przedstawiono na rycinie 5.1a (sygnał w funkcji wysokiego napięcia), rycinie 5.1b (dawka w funkcji wysokiego napięcia) oraz na rycinie 5.2 (szum w funkcji wysokiego napięcia).

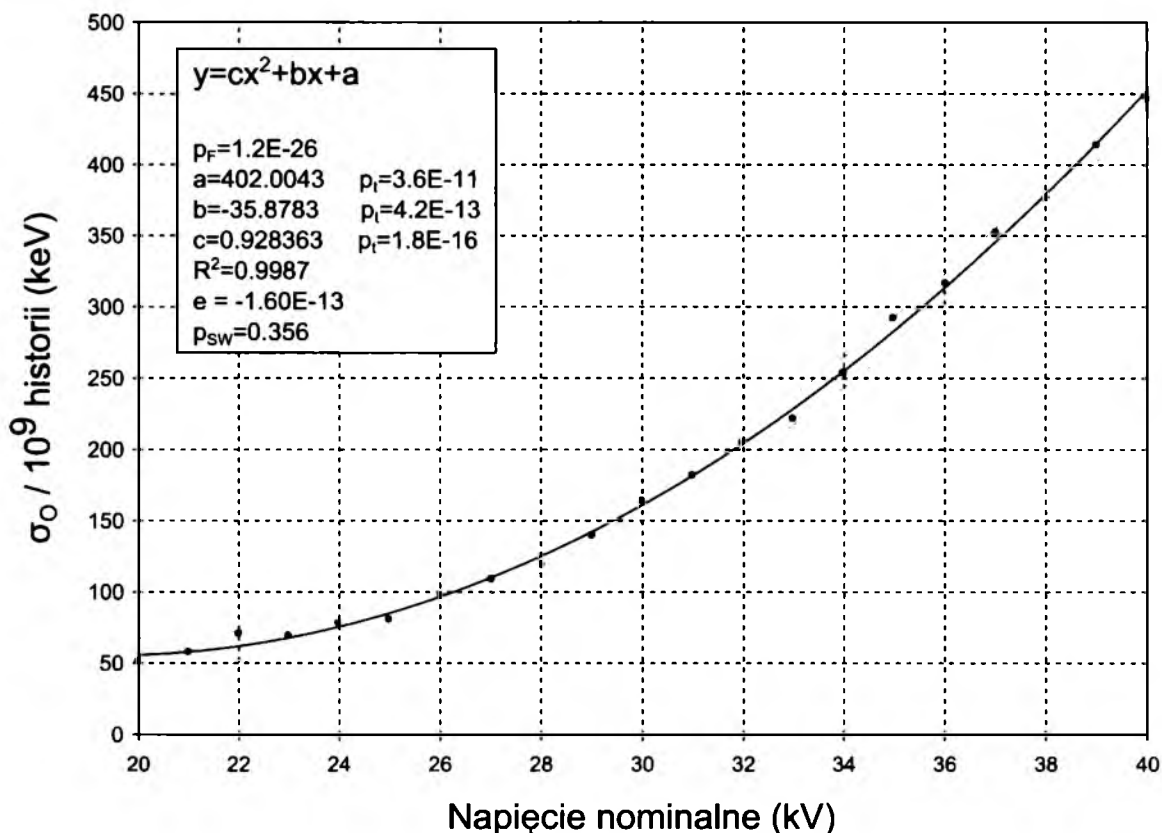
a)



b)



Rycina 5.1 Wyniki analizy modelu regresji na przykładzie danych dla fantomu o grubości 45 mm i kombinacji anoda-filtr Mo-Rh (a) oraz dla fantomu o grubości 75 mm i kombinacji anoda-filtr Mo-Mo (b). Zależność między sygnałem w detektorze logicznym znajdującym się w obszarze guza a nominalnym napięciem lampy została opisana wielomianem 2 stopnia (zielona linia). Zależność między dawką w wewnętrznej części fantomu a nominalnym napięciem lampy została opisana wielomianem 3 stopnia (czerwona linia). Na wykresach przedstawiono także przedziały predykcji dla 95% poziomu ufności. p_F – wyznaczony poziom istotności dla testu F-Snedecora, p_t – poziom istotności poszczególnych parametrów modelu, e - wartość średnia rezyduów, p_{SW} – poziom istotności wyznaczony dla testu Shapiro-Wilka.



Rycina 5.2 Model regresji uzyskany dla zależności między szumem (detektor pod obiektem) a wysokim napięciem. Wyniki dotyczą symulacji dla piersi o grubości 53 mm i układu W-Rh. Na wykresie przedstawiono także przedziały predykcji dla 95% poziomu ufności. p_F – wyznaczony poziom istotności dla testu F-Snedecora, p_t – poziom istotności poszczególnych parametrów modelu, e – wartość średnia rezyduów, p_{SW} – poziom istotności wyznaczony dla testu Shapiro-Wilka.

Analiza przebiegu przedziałów predykcji dla zmiennych zależnych wskazuje, że największe błędy predykcji (względne oraz bezwzględne) wystąpią dla niskich wartości napięć. Rozpiętość pasma predykcji (PI) jest tym większa, im dalej od wartości średniej ($\bar{x}$) leży zmienna niezależna (x) [56]:

$$PI = y_{fitted} \pm t_{\alpha/2} \cdot s \cdot \sqrt{1 + \frac{1}{n} + \frac{(x - \bar{x})^2}{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}}, \quad (49)$$

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n e_i^2}{n - 2}}, \quad (50)$$

gdzie:

$t_{\alpha/2}$ – wartość krytyczna wyznaczona z tablic rozkładu Studenta dla obszaru jednostronnego, poziomu ufności $1 - \alpha$ i $n - 1$ stopni swobody,

- s – błąd standardowy predykcji,
 e_i – wartość resztowa (rezydualna).

5.2 Jakość obrazu a dawka

Jako miarę stosunku jakości obrazu do dawki przyjęto parametr Q , zdefiniowany następująco:

$$Q = \frac{SDNR^2}{D_F}, \quad (51)$$

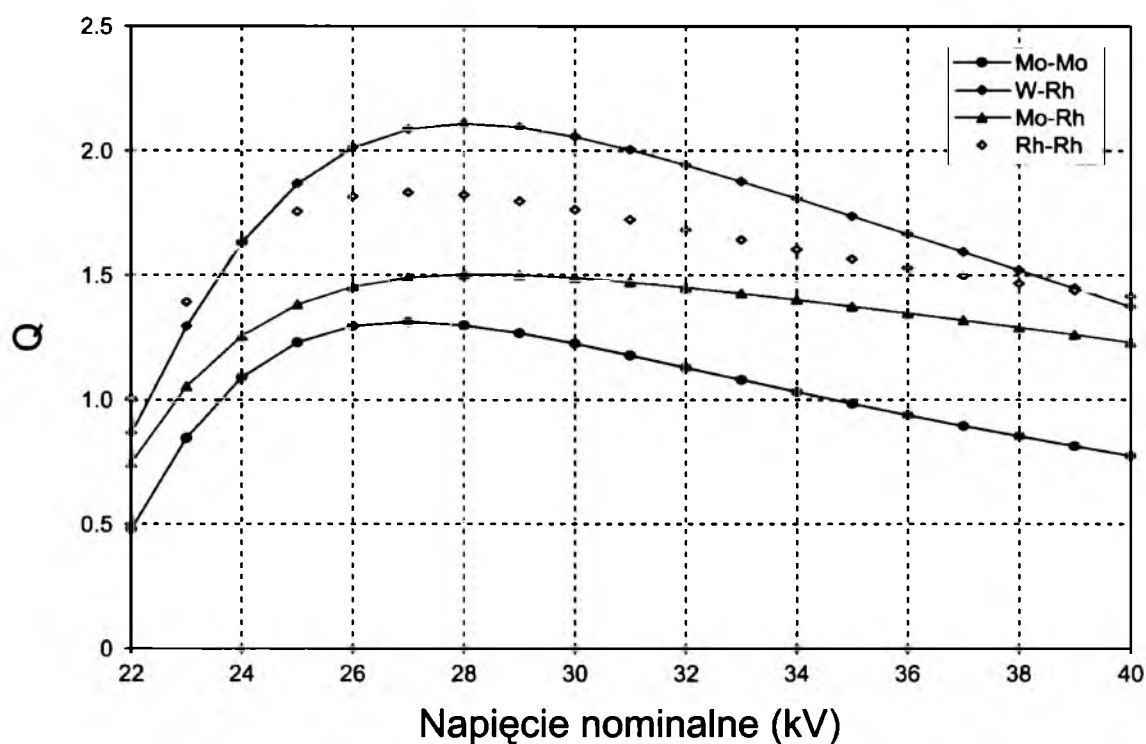
gdzie D_F oznacza dawkę pochłoniętą w wewnętrznej części fantomu piersi a parametr $SDNR$ jest stosunkiem różnicy sygnałów do szumu, wyznaczanym według wzoru:

$$SDNR = \frac{\varepsilon_B - \varepsilon_O}{\sqrt{\frac{(\sigma_B)^2 + (\sigma_O)^2}{2}}}, \quad (52)$$

gdzie:

- $\varepsilon_B, \varepsilon_O$ – energia zdeponowana w detektorze logicznym odpowiednio w obrazie tła i w obrazie obiektu,
 σ_B, σ_O – odchylenie standardowe depozytów energii w detektorze logicznym odpowiednio w obrazie tła i w obrazie obiektu.

W celu ograniczenia fluktuacji statystycznych, do obliczeń przyjmowano wartości $\varepsilon_B, \varepsilon_O, \sigma_B, \sigma_O$ oraz D_F uzyskane z modeli regresji. Dla danej grubości fantomu szukano wartości wysokiego napięcia, dla którego parametr Q osiąga maksimum. Typowe przebiegi zależności parametru Q od napięcia przedstawia rycina 5.2.



Rycina 5.3 Przebieg zależności parametru Q w funkcji wysokiego napięcia dla piersi o grubości 75 mm i różnych kombinacji anoda-filtr. Punkty danych połączono odcinkami.

Tabela 5.1 zawiera wszystkie wyznaczone wartości napięć. Otrzymane wyniki wskazują, że optymalną konfiguracją dla mammografów cyfrowych z selenowym detektorem obrazu jest lampa wolframowa z filtracją rodową (najwyższe wartości parametru $Q_{\max}$). Najmniej korzystnym układem jest kombinacja Mo-Mo, stosowana rutynowo w mammografii analogowej.

Tabela 5.1 Optymalne wartości wysokiego napięcia (kV) dla piersi o różnej budowie oraz odpowiadające im maksymalne wartości indeksu $Q_{\max}$.

		grubość fantomu					
		32 mm	45 mm	53 mm	60 mm	75 mm	90 mm
		gruczołowość fantomu					
		67%	41%	29%	20%	9%	4%
Mo-Mo	kVp	24 kV	25 kV	25 kV	28 kV	27 kV	29 kV
	$Q_{\max}$	0.991	1.959	2.029	1.171	1.312	1.313
Mo-Rh	kVp	24 kV	25 kV	26 kV	27 kV	28 kV	28 kV
	$Q_{\max}$	1.278	2.084	2.103	2.131	1.503	1.889
Rh-Rh	kVp	25 kV	25 kV	26 kV	26 kV	27 kV	28 kV
	$Q_{\max}$	1.957	2.273	2.471	2.476	1.832	2.150
W-Rh	kVp	24 kV	25 kV	26 kV	28 kV	28 kV	30 kV
	$Q_{\max}$	1.026	3.589	5.374	2.965	2.109	3.200

Przyczyną tego jest fakt, że średnia energia widma lampy wolframowej jest przesunięta w kierunku wyższych energii, dla których spadek kontrastu obiektu jest kompensowany przez poprawę SNR (dla detektora cyfrowego). W przypadku mammografii analogowej efekt ten nie może zostać wykorzystany ze względu na ograniczoną dynamikę błony RTG. Co więcej, amorficzny selen charakteryzuje się większym przekrojem czynnym na absorpcję fotonów o wysokiej energii niż Gd_2O_2S z którego wykonane są ekrany wzmacniające [23].

Porównując wartości Q_{max} (uśrednione dla wszystkich grubości) dla różnych wariantów można przypuszczać, że przy jednakowej dawce dla pacjentki, jakość obrazu będzie – w odniesieniu do układu Mo-Mo – ok. dwukrotnie większa dla układu W-Rh i o ok. 60% większa przy zastosowaniu lampy z anodą Rh oraz filtrem $25\ \mu m$ Rh. Lampy rodowe nie są jednak stosowane w systemach mammograficznych o rozpatrywanym typie detektora obrazu.

Przewaga lamp z anodą wolframową nad pozostałymi rozwiązaniami znajduje potwierdzenie w opublikowanych wynikach badań doświadczalnych [52, 59, 59] oraz wykorzystujących metody Monte Carlo [60, 61].

Częściowo odmienne od prezentowanych w niniejszej pracy wnioski dotyczące kombinacji Rh/Rh można znaleźć w pracy Dance'a i in. [61]. Autorzy ci uznali, że kombinacja taka nigdy nie jest optymalna. Wyniki symulacji wykonanych przez Autora wskazują, że ma ona przewagę w przypadku piersi o niewielkiej grubości (32 mm). Za rozbieżność wniosków płynących z obu opracowań najpewniej są odpowiedzialne istotne różnice w zastosowanej metodyce. Dance wykonał symulacje dla fantomów piersi o grubości 2, 4 i 6 cm i gruczołowości 50% oraz fantomów 8 i 10 cm o gruczołowości 10%, co w świetle późniejszych doniesień dotyczących typowej budowy sutka [62] stanowi daleko idące uproszczenie. Ponadto symulacje dla obiektu kontrastowego (5mm, tkanka gruczołowa) przeprowadzono jedynie dla 4 napięć. Pozostałe rozważania dotyczyły kontrastu dla mikrozwapnień.

W przypadku lamp z anodą molibdenową zasadne okazuje się użycie filtracji $25\ \mu m$ Rh zamiast $30\ \mu m$ Mo, niezależnie od grubości piersi, co pozwoli poprawić stosunek jakość obrazu/dawka o ok. 30%. Wniosek ten ma znaczenie praktyczne, ponieważ wszystkie mammografy cyfrowe wyposażone w anodę molibdenową dają możliwość zmiany filtracji dodatkowej na rodową. Niezależnie od poprawy jakości obrazu, użycie filtracji Rh dla niskich napięć ($<26\ kVp$) poprawia wydajność lampy

zmniejszając jej obciążenie termiczne oraz czas ekspozycji (krawędź absorpcji K dla Rh ~23.2 keV, dla Mo ~20.0 keV)

Wyniki optymalizacji przeprowadzonej metodą Monte Carlo (wspomagana metodami empirycznymi) w zakresie zbliżonym do niniejszego opracowania przedstawili Bernhardt i in. [60]. Wyznaczone przez nich optymalne wartości napięć (tabela 5.2) dotyczą piersi o gruczołowości 50%, niezależnie od jej grubości – to przyjęte do obliczeń uproszczone założenie, iż pierś zbudowana jest w 50% z tkanki gruczołowej i w 50% z tkanki tłuszczowej było do niedawna często stosowane, jednak obecnie wiadomo, że model taki jest niereprezentatywny [62]. Co więcej, w przebiegu zależności między grubością piersi a napięciem pojawiają się skokowe zmiany, np. sugerowane napięcie dla piersi o grubości 40 mm to 26.5 kVp wobec 40.0 kVp dla piersi 50 mm (dla układu Mo-Mo) [60]. Napięcia proponowane dla piersi o dużych grubościach wykraczają poza zakres dostępny w mammografach cyfrowych – na przykład dla mammografu Hologic Lorad Selenia maksymalne dostępne napięcie to 39 kVp.

Tabela 5.2 Zoptymalizowane wartości napięć wyznaczone przez Bernhardta i in. [60]. Dane odnoszą się do obrazowania guza przy ustalonej grubości filtracji dodatkowej i z użyciem kratki przeciwrzproszeniowej. Fantom piersi zbudowany był z 50% tkanki gruczołowej i 50% tkanki tłuszczowej.

grubość piersi po kompresji [mm]	kVp		
	anoda-filtr		
	Mo-Mo	Mo-Rh	W-Rh
20	24.5	26.0	24.5
30	25.5	27.5	27.0
40	26.5	28.5	28.0
50	40.0	30.0	29.0
60	41.0	31.0	31.0
70	41.5	42.0	33.5
80	41.0	42.0	42.0

W celu umożliwienia porównania otrzymanych wyników, w tabeli 5.3 zebrano rzeczywiste ustawienia systemu automatyki ekspozycji dla mammografów wyposażonych w cyfrowy detektor selenowy. Dane otrzymano stosując metodykę oceny AEC zbliżoną do wytycznych europejskich *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis. 4th Edition* [15, 52]. Oba urządzenia są zainstalowane u świadczeniodawców realizujących program skryningowy w Polsce.

Tabela 5.3 Porównanie napięć i filtracji wybieranych przez system AEC dla mammografów wyposażonych w lampę molibdenową i wolframową. System automatyki pracował w trybie OPDOSE dla aparatu Siemens oraz AUTO-FILTER dla aparatu Hologic.

Grubość fantomu PMMA [mm]	Ekwiwalentna grubość piersi po kompresji [mm]	Gruzołowość [%]	HOLOGIC Lorad Selenia		SIEMENS Mammomat Inspiration	
			Anoda-filtr	kVp	Anoda-filtr	kVp
20	21	97	Mo-Mo	24	W/Rh	24
30	32	67	Mo-Mo	27	W/Rh	26
40	45	41	Mo-Mo	29	W/Rh	28
45	53	29	Mo-Rh	31	W/Rh	29
50	60	20	Mo-Rh	32	W/Rh	29
60	75	9	Mo-Rh	33	W/Rh	31
70	90	4	Mo-Rh	34	W/Rh	32

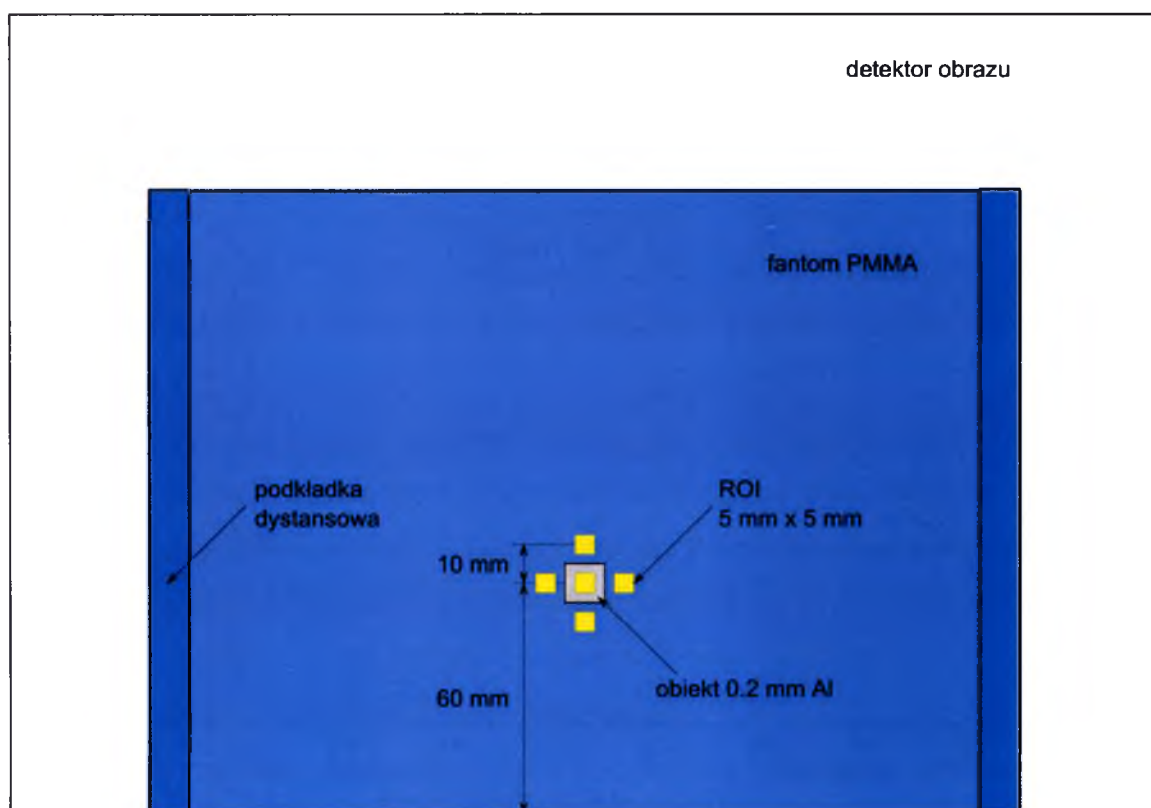
Optymalny zakres wyznaczony metodą symulacji Monte Carlo (przedstawiony w tabeli 5.1) jest węższy i przesunięty w stronę niższych napięć, w porównaniu do schematów ustawień AEC przedstawionych w tabeli 5.3.

Warto podkreślić, że najwyższe wartości indeksu $Q_{\max}$ obserwowane są dla piersi o wymiarach mieszczących się w środku rozpatrywanego przedziału grubości (53 mm – 60 mm). Niższa jakość obrazu dla piersi o mniejszych wymiarach spowodowana jest ich wysoką gruczołowością – skutkującą pogorszeniem kontrastu

fizycznego. Dla piersi dużych ($>60\text{mm}$ po kompresji) wzrost objętości tkanek nie jest wystarczająco kompensowany poprzez malejącą zawartość tkanki gruczołowej i jakość obrazu także maleje. Tendencja ta jest różna od prezentowanej w pracy Bernhardta i in. [60], gdzie najwyższa jakość obrazowania obserwowano dla piersi małych ($2 - 3\text{ cm}$). Jak wspomniano wcześniej, rozbieżność ta jest wynikiem przyjęcia przez autorów modelu piersi o stałym składzie tkankowym przy różnych grubościach.

Podobne problemy występują przy interpretacji wyników testu kompensacji zmian grubości. W założeniu test ten pozwala na ocenę jakości obrazu w klinicznych ustawieniach systemu AEC dla fantomu wykonanego z PMMA, będącego ekwiwalentem piersi o różnej grubości po kompresji. Podstawowe założenia, wartości graniczne parametrów oraz wskazówki dotyczące sposobu wykonania testu zostały opublikowane jako wytyczne europejskie [15]. Metoda ta jest szeroko stosowana i rozwijana, co znajduje odzwierciedlenie w doniesieniach literaturowych [59, 63, 64].

Kompensację grubości obiektu ocenia się przez ekspozycję płytek PMMA o grubościach 20, 30, 40, 45, 50, 60 i 70 mm w klinicznie używanym ustawieniu AEC (napiecie, anoda, filtracja, tryb). Na warstwie PMMA o grubości 20 mm umieszczony jest element kontrastowy (0.2 mm Al). Aktywny obszar AEC ograniczony jest tak, aby obiekt Al nie zaburzał pracy systemu automatyki ekspozycji. Ponieważ PMMA charakteryzuje się większą gęstością ($\rho=1.19\text{ g/cm}^3$) niż ekwiwalentna pierś, na powierzchni fantomu umieszczone są elementy dystansowe o grubości takiej, aby płytka uciskowa znalazła się na wysokości odpowiedniej dla ekwiwalentnej grubości piersi (wskazanej w tabeli 5.3). Geometria pomiaru przedstawiona została na rycinie 5.4.

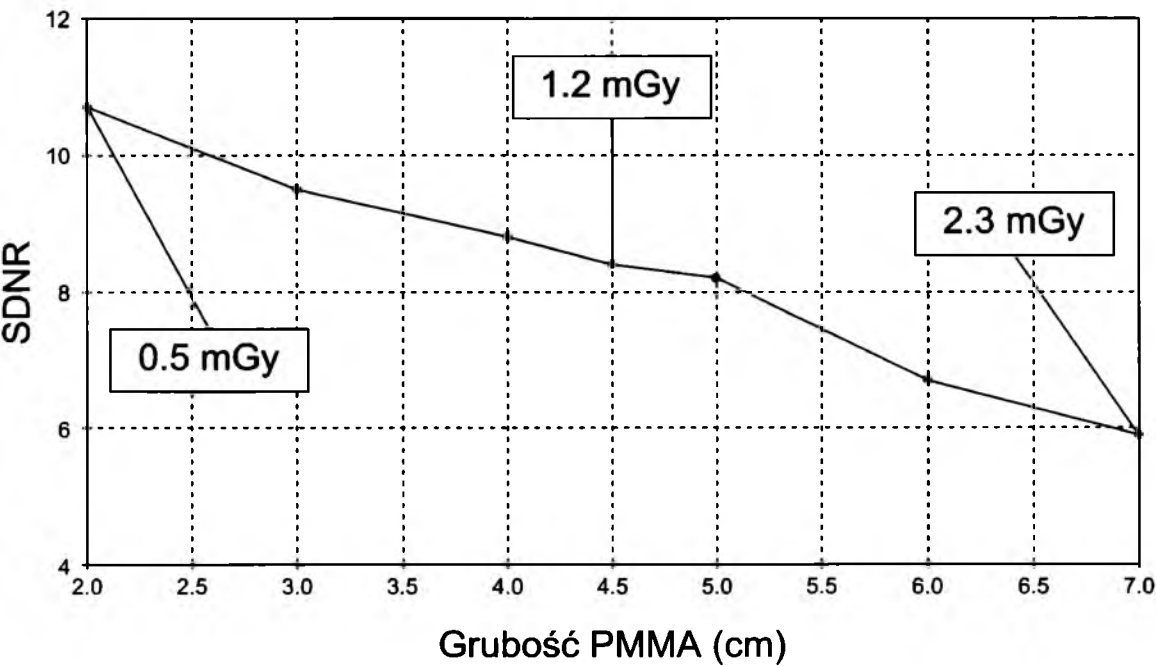


Rycina 5.4 Geometria pomiaru *SDNR* – widok z góry.

Oceny parametru *SDNR* dokonuje się w oparciu o uzyskane nieprzetworzone obrazy DICOM. Dla każdego obrazu w obszarze ROI znajdującym w środku obrazu obiektu Al wyznacza się średnią wartość pikseli i odchylenie standardowe wartości pikseli. W obrazie tła wyznacza się uśrednione wartości pikseli i odchylen standardowych w oparciu o dane uzyskane ze wszystkich czterech obszarów ROI – w celu minimalizacji wpływu anodowego efektu osłabienia wiązki promieniowania (ang. *heel effect*) na wyniki, a następnie obliczana jest wartość *SDNR* dla danej grubości fantomu.

Tą metodą przeprowadzona została ocena kompensacji zmian grubości piersi dla mammografu Siemens Mammomat Inspiration (nr seryjny 1540), której wyniki przedstawiono na rycinie 5.5. Wskazują one jednoznacznie, że obrazy o najwyższej jakości otrzymywane są dla najmniejszych piersi. Do takiej konkluzji należy jednak podejść z dystansem. Doniesienia kliniczne wskazują, że duża gruczołowość jest czynnikiem znacznie obniżającym wartość diagnostyczną mammogramów, co przejawia się w postaci niższej czułości badań mammograficznych gęstych piersi [65]. Wysoka gruczołowość sutka u kobiet w wieku przedmenopauzalnym jest jedną

z przyczyn, dla których program skryningowy w Polsce nie obejmuje kobiet w wieku poniżej 50 lat [2, 5].



Rycina 5.5 Zależność między stosunkiem kontrastu do szumu a grubością fantomu PMMA wyznaczona dla mammografu SIEMENS Mammomat Inspiration dla kombinacji W-Rh. AEC ustawiono w stosowanym klinicznie trybie OPDOSE. Maksymalna wartość niepewności standardowej *SDNR* wyniosła 0.11% (nie przedstawiono na wykresie). Dla wybranych grubości podano wyznaczone wartości *MGD*.

6 WNIOSKI I PODSUMOWANIE

Stosując techniki symulacji Monte Carlo zoptymalizowano parametry wiązek promieniowania X stosowanych w mammografii cyfrowej, co przekłada się na zminimalizowanie dawek otrzymywanych przez pacjentki poddawane mammograficznemu badaniu diagnostycznemu oraz poprawę jakości rejestrowanego obrazu.

W ramach realizacji celu pracy zbudowano w środowisku GEANT4 wirtualny model mammografu cyfrowego z detektorem selenowym i zweryfikowano go poprzez porównanie wyników symulacji z eksperymentem. Przeprowadzono serię symulacji dla wirtualnych fantomów piersi o grubościach z zakresu od 32 do 90 mm dla różnych napięć i układów anoda-filtracja dodatkowa oraz zoptymalizowano parametry ekspozycji dla piersi o różnej grubości po kompresji.

Wykorzystanie środowiska GEANT4 w celu stworzenia modelu symulacji pozwoliło w całości zrealizować postawione na wstępie pracy zadanie badawcze. Model został zweryfikowany poprzez porównanie wyników symulacji z eksperymentem przeprowadzonym przy użyciu rzeczywistego mammografu. Korzystny wynik weryfikacji modelu oraz analiza i statystyczne opracowanie danych otrzymanych z symulacji wskazują na dużą wiarygodność wyników końcowych.

W części teoretycznej pracy zebrano podstawowe informacje dotyczące mammografii oraz jej fizycznych podstaw, co może stanowić kompendium wiedzy o mammografii FFDM przydatne fizykom medycznym zajmującym się kontrolą jakości.

Wyniki pracy przedstawiono w postaci tabeli prezentującej optymalne wartości wysokiego napięcia dla piersi o różnej budowie. Proponowane wartości napięć mogą posłużyć do skorygowania schematu ustawień systemu AEC, w efekcie czego zminimalizowana zostanie dawka otrzymywana przez pacjentki poddawane badaniom mammograficznym z jednoczesną maksymalizacją jakości otrzymywanego obrazu diagnostycznego.

Porównanie maksymalnych wartości parametru Q dla różnych kombinacji anoda-filtr pozwoliło na wyciągnięcie następujących wniosków:

1. Anoda molibdenowa oraz filtr molibdenowy (typowy układ używany w mammografii analogowej) tworzą kombinację najmniej korzystną pod

względem relacji jakości obrazu do dawki, niezależnie od grubości piersi po kompresji. Ponieważ wszystkie mammografy z selenowym rejestratorem obrazu i anodą Mo mają możliwość użycia filtracji rodowej – filtracja taka powinna być używana przy każdej ekspozycji.

2. Lampa wolframowa z 50 μm filtrem rodowym jest rozwiązaniem optymalnym dla mammografów cyfrowych omawianego typu. Jest to informacja szczególnie istotna dla świadczeniodawców planujących zakup nowych urządzeń – mających wpływ na rodzaj lampy instalowanej w aparacie.
3. Otrzymane wyniki wskazują, że anoda rodowa z filtrem rodowym jest rozwiązaniem korzystniejszym od układu Mo-Rh, a w przypadku piersi o niewielkiej grubości (32 mm) optymalnym.
4. Do wyników oceny jakości obrazowania przeprowadzonej zgodnie z wytycznymi europejskimi należy odnosić się z pewnym dystansem, ze względu na różnice między wykorzystywanym typem fantomu (PMMA, obiekt Al) a sytuacją kliniczną (piers o różnej kompozycji).

Warto podkreślić, że piśmiennictwo dotyczące mammografii cyfrowej w ujęciu zbliżonym do prezentowanego w niniejszej pracy jest ograniczone do nielicznych opracowań. Odejście od przyjętego przez innych autorów modelu piersi o stałej kompozycji pozwoliło na poszerzenie dotychczasowej wiedzy w dziedzinie optymalizacji jakości obrazowania w mammografii.

Autor ma nadzieję, że przedstawione wyniki przyczynią się do podniesienia poziomu realizacji badań skryningowych, a co za tym idzie, do zwiększenia szans na skuteczną walkę z rakiem piersi.

BIBLIOGRAFIA

- 1 www.onkologia.org.pl; Krajowa Baza Danych Nowotworowych, Zakład Epidemiologii i Prewencji Nowotworów Centrum Onkologii- Instytut Warszawa; Raporty na podstawie danych Centrum Onkologii w latach 2010; (dostęp: 7.03.2013);
- 2 Z. Wronkowski, M. Zwierko, M.P. Nowacki: „Program modelowego skryningu raka piersi i raka szyjki macicy w Polsce 1999-2000. Raport końcowy”, Centrum Onkologii - Instytut im. Marii Słodowskiej-Curie; *Nowotwory – Journal of Oncology* 52(suppl. 2):S1-S3 (2002);
- 3 L. Tabar, M.F. Yen, B. Vitak, H.H. Chen, R.A. Smith, S.W. Duffy: „Mammography service screening and mortality in breast cancer patients: 20-year follow-up before and after introduction of screening”, *Lancet* 361 (2003) 1405-10;
- 4 B. Pruszyński (red.): „Radiologia – diagnostyka obrazowa RTG, TK, USG, MR i radioizotopy”, wydanie 2, Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2005;
- 5 Ustawa z dnia 1 lipca 2005 r. o ustanowieniu programu wieloletniego „Narodowy program zwalczania chorób nowotworowych” (Dz.U. z 2005 r. nr 143, poz. 1200);
- 6 H. Vainio (red.), F. Bianchini (red.): „IARC Handbooks of Cancer Prevention – Volume 7: Breast Cancer Screening”, ARCPress 2002;
- 7 Rozporządzenie Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej z dnia 18 lutego 2011 r. (Dz.U. z 2011 r. nr 51 poz. 265);
- 8 Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe (tekst jednolity Dz. U. z 2012 r. nr 0, poz. 264);
- 9 Załącznik nr 4 do Zarządzenia Nr 81/2008/DSOZ Prezesa Narodowego Funduszu Zdrowia z dnia 14 października 2008 r. w sprawie określenia warunków zawierania i realizacji umów w rodzaju profilaktyczne programy zdrowotne;
- 10 Załącznik nr 4 do zarządzenia Nr 57/2009/DSOZ Prezesa Narodowego Funduszu Zdrowia z dnia 29 października 2009 r. w sprawie określenia warunków zawierania i realizacji umów w rodzaju profilaktyczne programy zdrowotne;
- 11 G.J. Tortora (red.), B.H. Derrickson (red.): „Principles of anatomy and physiology”, 12th edition, Wiley, John & Sons Inc. 2008;
- 12 H. Ellis: „Clinical anatomy a revision and applied anatomy for clinical students”, 10th edition, Wiley, John & Sons Inc. 2002;

- 13 K.M. Van De Graaff: „Human Anatomy”, 6th edition, McGraw-Hill Companies 2001;
- 14 M. Robinson, C.J. Kotre: „Trends in compressed breast thickness and radiation dose in breast screening mammography”, *The British Journal of Radiology* 81 (2008) 214–218;
- 15 N. Perry (red.), M. Broeders (red.), C. de Wolf (red.), S. Törnberg (red.), R. Holland (red.), L. von Karsa (red.): „European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis”, 4th edition, Office for Official Publications of the European Communities 2006;
- 16 R. Kowski (tłum.), M. Kubasiewicz (tłum.): „Mammografia – podręcznik zachowania standardów jakości”, wydanie 3, Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2001;
- 17 K.K. Hunt (red.), G.L. Robb (red.), A. Strom (red.), N.T. Ueno (red.): „Breast cancer”, 2nd edition, Springer-Verlag 2007;
- 18 F.A. Tavassoli (red.), P. Devilee (red.): „Pathology and genetics of tumours of the breast and female genital organs”, IARC Press 2003;
- 19 J.T. Bushberg, J.A. Seibert, E.M. Leidholdt, J.M. Boone: “The Essential Physics for Medical Imaging”, 2nd edition, Lippincott Williams and Wilkens 2002;
- 20 M. Nałęcz (red.): „Biocybernetyka i inżynieria medyczna 2000 – tom 9 – Fizyka medyczna”, Exit 2002;
- 21 B.M. Yavorsky, A.A. Pinsky: „Fundamentals of physics – vol.II”, Mir Publishers 1975;
- 22 W. Łobodziec: „Dozymetria promieniowania jonizującego”, wydanie 2, Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego 1999;
- 23 M.J. Yaffe, J.A. Rowlands: „X-ray detectors for digital radiography”, *Physics in Medicine and Biology* 42 (1997) 1–39;
- 24 U. Bick (red.), F. Diekmann (red.): „Digital Mammography”, 1st edition, Springer-Verlag 2011;
- 25 K.C. Young, J.M. Oduko: „Technical Evaluation of the Siemens Novation Full Field Digital Mammography System – NHSBSP Equipment Report 0711”, NHS Cancer Screening Programmes 2007;
- 26 S. Vedantham, A. Karellas, S. Suryanarayanan, D. Albagli, S. Han, E.J. Tkaczyk, C.E. Landberg, B. Opsahl-Ong, P.R. Granfors, I. Levis, C.J. D'Orsi, R.E. Hendrick: „Full breast digital mammography with an amorphous silicon-

- based flat panel detector: physical characteristics of a clinical prototype”, *Medical Physics* 27 (2000) 558-567;
- 27 E. Gingold, D. Lee: „Development of a Novel High-Resolution Direct Conversion X-ray Detector”, *Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging*, Proc. SPIE, 3977 (2000) 185-193;
 - 28 L.E. Antonuk, K.W. Jee, Y. El-Mohri, M. Maolinbay, S. Nassif, X. Rong, Q. Zhao, J.H. Siewerdsen, R.A. Street, K.S. Shah: „Strategies to improve the signal and noise performance of active matrix, flat-panel imagers for diagnostic x-ray applications”, *Medical Physics* 27 (2000) 289-306;
 - 29 B. Pruszyński B: „Diagnostyka Obrazowa – podstawy teoretyczne i metodyka badań”, wydanie 1, Wydawnictwo Lekarskie PZWL 2007;
 - 30 <http://geant4.web.cern.ch/geant4>; (dostęp: 7.03.2013);
 - 31 S. Agostinelli et al.: „Geant4 – a simulation toolkit”, *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research*, sec. A, vol. 506, is. 3 (2003) 250-303;
 - 32 J.B.A. England: „Metody doświadczalne fizyki jądrowej”, wydanie 1, Państwowe Wydawnictwo Naukowe 1980;
 - 33 M. Kubicka (red.), J. Barczyk (red.): „Skuteczna ochrona radiologiczna w medycynie”, Verlag Dashofer 2012;
 - 34 ICRP publication 103: „The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, *Annals of the ICRP* 37(2-4) (2007) 1-332;
 - 35 G.R. Hammerstein, D.W. Miller, D.R. White, M.E. Masterson, H.Q. Woodard, J.S. Laughlin: “Absorbed radiation dose in mammography”, *Radiology* 130 (1979) 485-491;
 - 36 D.R. Dance: „Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose”, *Physics in Medicine and Biology* 35 (1990) 1211–1219;
 - 37 D.R. Dance, C.L. Skinner, K.C. Young, J.R. Beckett, C.J. Kotre: „Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol” *Physics in Medicine and Biology* 45 (2000) 3225–3240;
 - 38 D.R. Dance, K.C. Young, R.E. van Engen: „Further factors for the estimation of mean glandular dose using the United Kingdom, European and IAEA breast dosimetry protocols”, *Physics in Medicine and Biology* 54 (2009) 4361–4372;

- 39 D.C. Spelic: "Dose and Image Quality in Mammography: Trends during the First Decade of MQSA", FDA 2003;
- 40 ICRP Publication 60: „Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, *Annals of the ICRP* 21 (1991);
- 41 U. Neitzell, E. Buhr, G. Hilgers, P.R. Granfors: „Determination of the modulation transfer function using the edge method: Influence of scattered radiation”, *Medical Physics* 31 (2004) 3485-3491;
- 42 J.M. Boone, T.R. Fewell, R.J. Jennings: “Molybdenum, rhodium and tungsten anode spectral models using interpolationg polynomials with application to mammography“, *Medical Physics* 24 (1997) 1863-1874;
- 43 <http://reat.space.qinetiq.com/gps/>; (dostęp: 7.03.2013);
- 44 J.T. Jansen, W.J. Veldkamp, M.A. Thijssen, S. van Woudenberg, J. Zoetelief: „Method for determination of the mean fraction of glandular tissue in individual female breasts using mammography”, *Physics in Medicine and Biology* 50 (2005) 5953-5967;
- 45 J.M. Boone: „Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy x-ray beams: Monte Carlo assessment”, *Radiology* 213 (1999) 23-37;
- 46 P.C. Johns, M.J. Yaffe: “X-ray characterization of normal and neoplastic breast tissues”, *Physics in Medicine and Biology* 32 (1987) 675-695;
- 47 G. Ullman, M. Sandborg, R. Hunt, D.R. Dance, G.A. Carlsson: „Implementation of pathologies in the Monte Carlo model in chest and breast imaging”, Institutionen för radiologi, Universitetet i Linköping, Report 94 (2003) 1-12;
- 48 <http://www.cortona3d.com/Products/Viewer.aspx>; (dostęp: 7.03.2013);
- 49 <http://www.web3d.org/x3d/specifications/vrml/>; (dostęp: 7.03.2013);
- 50 <http://geant4.slac.stanford.edu/Presentations/vis/G4HepRAppTutorial/G4HepRAppTutorial.html>; (dostęp: 7.03.2013);
- 51 <http://rsbweb.nih.gov/ij/> ; (dostęp: 7.03.2013);
- 52 J.M. Oduko, K.C. Young, A. Burch, E. Castellano, E. Kulama, C. Lawinski, N. Marshall: „Review of Measurements on Full Field Digital Mammography Systems – NHSBSP Equipment Report 0901”, NHS Cancer Screening Programmes 2009;
- 53 <http://www.cplusplus.com/reference/ctime/time/>; (dostęp: 7.03.2013);
- 54 A. Konefał: „Udział fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów współczesnej radioterapii”, Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego 2011;

- 55 B.R. Muir, D.W.O. Rogers: „Monte Carlo calculations of k_Q , the beam quality conversion factor”, *Medical Physics* 37 (2010) 5939-5950;
- 56 A. Staniszc: „Przystępny kurs statystyki z zastosowaniem STATISTICA PL na przykładach z medycyny – tom 2 – Modele liniowe i nieliniowe”, Wydawnictwo StatSoft 2007;
- 57 A.M. Brown: „A step-bys-step guide to non-linear regression analysis of experimental data using a Microsoft Excel spreadsheet”, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 65 (2001) 191–200;
- 58 S. Ostasiewicz, Z. Rusnak, U. Siedlecka: „Statystyka - elementy teorii i zadania”, wydanie 3, Wydawnictwo Akademii Ekonomicznej im. O. Langego we Wrocławiu 1999;
- 59 K.C. Young, J.M. Oduko, L. Woolley: „Technical Evaluation of the Hologic Selenia Full Field Digital Mammography System – NHSBSP Equipment Report 0701”, NHS Cancer Screening Programmes 2007;
- 60 P. Bernhardt, T. Mertelmeier, M. Hoheisel: „X-ray spectrum optimization of full-field digital mammography: Simulation and phantom study”, *Medical Physics* 33 (2006) 4337 -4349;
- 61 D.R. Dance, A.K. Thilander, M. Sandborg, C.L. Skinner, I.A. Castellano, G.A. CARLSSON: „Influence of anode/filter material and tube potential on contrast, signal-to-noise ratio and average absorbed dose in mammography: a Monte Carlo study”, *The British Journal of Radiology* 73 (2000) 1056-1067;
- 62 M.J. Yaffe, J.M. Boone, N. Packard, O. Alonzo-Proulx, S.Y. Huang, C.L. Peressotti, A. Al-Mayah, K. Brock: „The myth of the 50-50 breast”, *Medical Physics* 36 (2009) 5437-5443;
- 63 A. Workman, I. Castellano, E. Kulama, C.P. Lawinski, N. Marshall, K.C. Young: „Commissioning and routine testing of full field digital mammography systems – NHSBSP Equipment Report 0604”, NHS Cancer Screening Programmes 2006;
- 64 R.E. van Engen, K.C. Young, H. Bosmans, B. Lazzari, S. Schopphoven, P. Heid, M.A. Thijssen: „A supplement to the European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis”, In proceeding of: Digital Mammography, 10th International Workshop, IWDM 2010, Girona, Catalonia, Spain, June 16-18, 2010;
- 65 C.H. van Gils, J.D.M. Otten, A.M.L. Verbeek, J.H.C.L. Hendriks, R. Holland: „Effect of mammographic breast density on breast cancer screening performance: a study in Nijmegen, the Netherlands”, *Journal of Epidemiology and Community Health* 52 (1998) 267–271;

WYKAZ RYCIN I TABEL

Ryciny

1.1	Anatomia prawidłowa piersi (autor: Patrick J. Lynch, medical illustrator; C. Carl Jaffe, MD, cardiologist). Przekrój w płaszczyźnie strzałkowej. Widoczne są: 1. Ściana klatki piersiowej 2. Mięśnie piersiowe: mniejszy i większy 3. Tkanka gruczołowa 4. Brodawka sutkowa 5. Otoczką brodawki sutkowej 6. Przewód mlekowy 7. Tkanka tłuszczowa 8. Skóra.	8
1.2	Rozkład częstości występowania danej grubości piersi. Dane dotyczą pacjentek objętych programem przesiewowym w Wielkiej Brytanii [14].	9
1.3	Radiologiczny obraz sutka w projekcji a) kranio-kaudalnej, CC b) przyśrodkowo-bocznej, MLO.	10
1.4	Obraz prawej piersi w projekcji MLO z widoczną wyraźnie ograniczona zmianą.	12
1.5	Powiększony fragment mammogramu z widocznymi mikrozwapnieniami.	12
1.6	Budowa lampy rentgenowskiej.	13
1.7	Przykładowe widmo energetyczne lampy rentgenowskiej z widocznymi pikami promieniowania charakterystycznego (K_{α} , K_{β})	14
1.8	Emisja promieniowania hamowania.	15
1.9	Schemat procesu emisji promieniowania charakterystycznego. (1) Padający elektron oddziałuje poprzez siły kulombowskie z elektronem znajdującym się na powłoce K atomu. (2) Elektron zostaje wybity z powłoki K. (3) Elektron z powłoki L (lub wyższej) przechodzi na powłokę K zastępując wybity elektron. (4) Przy przejściu następuje emisja kwantu promieniowania X.	17
1.10	Elektronowe poziomy energetyczne dla molibdenu oraz obserwowane przejścia z emisją promieniowania charakterystycznego. n – główna liczba kwantowa; l – poboczna liczba kwantowa; j – liczba kwantowa całkowitego momentu pędu. Zgodnie z regułami wyboru dla przejść promienistych $\Delta l = \pm 1$. Przejście z poziomu L_1 na K nie jest obserwowane.	18
1.11	Wirująca anoda lampy RTG – widok z przodu.	20
1.12	Ognisko rzeczywiste i pozorne lampy RTG. Wymiar ogniska pozornego jest zależny od kąta nachylenia anody: $ cd = ab \sin \theta$.	20
1.13	Anodowy efekt osłabienia. Ze względu na różną grubość warstwy materiału anody, którą przenika promieniowanie, intensywność $I_A < I_B$.	21

1.14	Zasada działania filtracji dodatkowej. Liniowy współczynnik osłabienia μ dla molibdenu i rodu w funkcji energii. Widoczna tzw. krawędź absorpcji K.	22
1.15	Schematyczna budowa mammografu z uwidocznionymi najistotniejszymi elementami konstrukcji.	23
1.16	Liniowa kratka przeciwrozproszeniowa. H - wysokość kratki; W - szerokość odstępu między listewkami.	25
1.17	Uproszczony schemat budowy detektora selenowego.	27
1.18	Fragment matrycy pikseli detektora cyfrowego; d - szerokość piksela, a - szerokość części aktywnej, p - odległość między pikselami (ang. <i>pixel pitch</i>).	28
1.19	Funkcje odpowiedzi detektora analogowego (a) i detektora cyfrowego FFDM (b).	29
1.20	Zjawisko fotoelektryczne.	34
1.21	Rozpraszanie Comptona; λ_1 - długość fali fotonu padającego, λ_2 - długość fali fotonu rozproszonego.	35
1.22	Rozpraszanie Rayleigha. Foton padający (λ_1) oraz foton rozproszony (λ_2) mają tę samą długość fali.	37
1.23	Kontrast fizyczny.	47
1.24	Zależność liniowego współczynnika osłabienia (a) oraz kontrastu fizycznego (b) w funkcji energii dla tkanek obrazowanych w badaniu mammograficznym.	48
3.1	Schemat modelu wykorzystanego w symulacji.	52
3.2	Definicja źródła cząstek pierwotnych w przykładowym pliku simulation.mac. Pominięto fragment histogramu ([...]) dla zachowania czytelności.	54
3.3	Przykładowe widmo wykorzystane w symulacji, wygenerowane dla anody molibdenowej i napięcia przyspieszającego 28 kV. Φ - fluencja fotonów.	54
3.4	Wirtualny model fantomu piersi o grubości 53 mm. Widoczna część zewnętrzna, wewnętrzna oraz element imitujący guz nowotworowy Położenie modelowanego guza zależy od grubości fantomu – współrzędne x i y są wyznaczone tak, aby guz był rzutowany na wyróżniony obszar detektora obrazu (współrzędne środka: x_{det} , y_{det}): $x = x_{det}/SID \cdot (STD - 1/2 h_p)$; $y = y_{det}/SID \cdot (STD - 1/2 h_p)$. h_p – grubość fantomu.	56
3.5	Model detektora obrazu – widok z góry. Kolorem czerwonym oznaczono detektor logiczny pod guzem (O). Kolorem zielonym oznaczono detektor logiczny w obszarze tła (B).	59
4.1	Geometria pomiaru warstwy połówującej.	61

4.2	Porównanie wartości HVL wyznaczonych metodą eksperymentalną i metodą symulacji MC. Słupki błędów reprezentują niepewność rozszerzoną pomiaru/symulacji dla 95%-owego przedziału ufności.	63
4.3	Wyznaczona funkcja odpowiedzi selenowego detektora obrazu (Hologic). a) Zależność średniej wartości pikseli (MPI) od obciążenia prądowo-czasowego. b) Zależność kwadratu stosunku sygnału do szumu (SNR) od obciążenia prądowo-czasowego.	64
5.1	Wyniki analizy modelu regresji na przykładzie danych dla fantomu o grubości 45 mm i kombinacji anoda-filtr Mo-Rh (a) oraz dla fantomu o grubości 75 mm i kombinacji anoda-filtr Mo-Mo (b). Zależność między sygnałem w detektorze logicznym znajdującym się w obszarze guza a nominalnym napięciem lampy została opisana wielomianem 2 stopnia (zielona linia). Zależność między dawką w wewnętrznej części fantomu a nominalnym napięciem lampy została opisana wielomianem 3 stopnia (czerwona linia). Na wykresach przedstawiono także przedziały predykcji dla 95% poziomu ufności. p_F –wyznaczony poziom istotności dla testu F-Snedecora, p_t – poziom istotności poszczególnych parametrów modelu, e - wartość średnia rezyduów, p_{SW} – poziom istotności wyznaczony dla testu Shapiro-Wilka.	69
5.2	Model regresji uzyskany dla zależności między szumem (detektor pod obiektem) a wysokim napięciem. Wyniki dotyczą symulacji dla piersi o grubości 53 mm i układu W-Rh. Na wykresie przedstawiono także przedziały predykcji dla 95% poziomu ufności. p_F –wyznaczony poziom istotności dla testu F-Snedecora, p_t – poziom istotności poszczególnych parametrów modelu, e - wartość średnia rezyduów, p_{SW} – poziom istotności wyznaczony dla testu Shapiro-Wilka.	70
5.3	Przebieg zależności parametru Q w funkcji wysokiego napięcia dla piersi o grubości 75 mm i różnych kombinacji anoda-filtr. Punkty danych połączono odcinkami.	72
5.4	Geometria pomiaru $SDNR$ – widok z góry	77
5.5	Zależność między stosunkiem kontrastu do szumu a grubością fantomu PMMA wyznaczona dla mammografu SIEMENS Mammomat Inspiration dla kombinacji W-Rh. AEC ustawiono w stosowanym klinicznie trybie OPDOSE. Maksymalna wartość niepewności standardowej $SDNR$ wyniosła 0.11% (nie przedstawiono na wykresie). Dla wybranych grubości podano wyznaczone wartości MGD .	78

Tabele

1.1	Prawdopodobieństwo przeżycia 5 lat w zależności od stopnia zaawansowania nowotworu [2].	6
1.2	Typowe wartości gruczołowości odpowiadające piersi o danej grubości po kompresji wg European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis. 4th edition [15].	9
1.3	Energie wiązania elektronów (w keV) dla materiałów stosowanych w anodach lamp mammograficznych.	19
1.4	Energie linii promieniowania charakterystycznego (w keV) dla materiałów stosowanych w anodach lamp mammograficznych.	19
3.1	Symulowane kombinacje materiału anody i filtracji dodatkowej.	55
3.2	Skład pierwiastkowy tkanek. Wartości w tabeli przedstawiają udział masowy.	57
4.1	Wyznaczone grubości warstwy połowiącej Al (HVL). Δ – niepewność rozszerzona pomiaru/symulacji dla 95% przedziału ufności.	62
5.1	Optymalne wartości wysokiego napięcia (kV) dla piersi o różnej budowie oraz odpowiadające im maksymalne wartości indeksu $Q_{\max}$.	72
5.2	Zoptymalizowane wartości napięć wyznaczone przez Bernhardta i in. [60]. Dane odnoszą się do obrazowania guza przy ustalonej grubości filtracji dodatkowej i z użyciem kratki przeciwrozproszeniowej. Fantom piersi zbudowany był z 50% tkanki gruczołowej i 50% tkanki tłuszczowej.	74
5.3	Porównanie napięć i filtracji wybieranych przez system AEC dla mammografów wyposażonych w lampę molibdenową i wolframową. System automatyki pracował w trybie OPDOSE dla aparatu Siemens oraz AUTO-FILTER dla aparatu Hologic.	75

STRESZCZENIE

Rak piersi, jako najczęstszy nowotwór złośliwy wśród kobiet, jest poważnym problemem zdrowotnym i społecznym. Wcześnie wykryty może być jednak skutecznie leczony, co prowadzi do istotnej redukcji śmiertelności. Mammografia jest badaniem radiologicznym umożliwiającym wykrycie nowotworu we wczesnej fazie zaawansowania klinicznego i stosowana jest jako podstawowa metoda diagnostyczna w ramach programu przesiewowego. Z tego powodu aparaty mammograficzne muszą spełniać wysokie wymagania dotyczące jakości generowanych obrazów. Z drugiej strony, w związku z wykorzystaniem promieniowania jonizującego, istnieje konieczność minimalizacji dawki otrzymywanej przez pacjentki. Optymalizacja obu tych parametrów powinna uwzględniać m.in. charakterystykę odpowiedzi detektora obrazu oraz, zależny od gruczołowości piersi, fizyczny kontrast badanych struktur. Optymalizację tę przeprowadzono stosując techniki symulacji Monte Carlo.

Cel

Celem pracy było wyznaczenie optymalnych – dla danej grubości piersi – wartości wysokiego napięcia przy obrazowaniu z użyciem selenowego detektora obrazu. Optymalna wartość napięcia dla danej kombinacji anoda-filtr powinna wskazywać ustawienie systemu automatyki ekspozycji, w którym osiągnięty zostaje kompromis pomiędzy jakością obrazu a dawką. Szczegółowe zadania obejmowały:

- budowę modelu mammografu oraz zestawu wirtualnych fantomów piersi w środowisku GEANT4,
- zdefiniowanie źródła promieniowania,
- weryfikację modelu symulacji,
- przeprowadzenie symulacji dla piersi o różnej grubości i zależnej od niej gruczołowości dla wybranych kombinacji anoda-filtr w szerokim zakresie napięć.

Material

Zbudowany model mammografu uwzględnia wszystkie najistotniejsze elementy konstrukcyjne wpływające na jakość obrazu lub dawkę. Stworzono także zestaw 6 fantomów piersi, różniących się (w zakresie od 32 do 90 mm) grubością i zależną

od niej gruczołowością. Wewnątrz fantomów umieszczony był cylindryczny element ($r=0.5$ cm, $h=1$ cm) imitujący guz nowotworowy. Model źródła promieniowania zrealizowany został z wykorzystaniem klasy *G4GeneralParticleSource*. Rozkład energetyczny zdefiniowano w oparciu o opublikowane modele widm lampy rentgenowskiej z anodami Mo, Rh oraz W. W symulacji uwzględniono także filtrację dodatkową wiązki fotonowej (filtry 25 μ m Mo, 25 μ m Rh oraz 50 μ m Rh). Dla każdego fantomu piersi symulowano cztery możliwe kombinacje anoda-filtr w zakresie napięć od 20 do 40 kV (co 1 kV).

Do celów weryfikacyjnych wykonano serię pomiarów warstw połówających dla mammografu cyfrowego wyposażonego w lampę RTG z anodą Mo oraz W. Układ pomiarowy został odwzorowany w środowisku GEANT4, co umożliwiło wykonanie symulacji i porównanie otrzymanych wyników.

Metoda

Dla pojedynczej symulacji rejestrowano depozyty energii oraz wariancję w dwóch detektorach logicznych (związanych z guzem oraz tłem) wyróżnionych w obszarze rejestratora obrazu. Przyjęto, że kwadrat stosunku różnicy sygnałów do szumu ($SDNR^2$) jest miarą jakości obrazu. Odpowiednikiem dawki gruczołowej w symulowanym modelu była dawka pochłonięta w wewnętrznej części fantomu piersi (D). Stosunek jakości obrazu do dawki został zdefiniowany w postaci parametru Q . Jego maksymalna wartość dla danej grubości piersi i użytej kombinacji anoda-filtr wskazuje optymalną wartość wysokiego napięcia.

W celu minimalizacji wpływu fluktuacji statystycznych na wyniki, do danych uzyskanych z symulacji dopasowano metodą najmniejszych kwadratów wielomiany stopnia drugiego lub trzeciego. Jakość modelu regresji była oceniana przez analizę współczynnika determinacji, globalnego testu istotności (F-Snedecora), testu istotności poszczególnych parametrów modelu (statystyka t-Studenta) oraz weryfikacji normalności rozkładu rezyduów (test Shapiro-Wilka).

Wyniki

Na podstawie przeprowadzonej weryfikacji modelu stwierdzono, że wartości HVL wyznaczone metodą pomiarową i otrzymane z symulacji są zgodne z dokładnością określaną przez niepewności pomiarowe. Pozwala to uznać,

że w środowisku GEANT4 właściwie zdefiniowane zostało źródło promieniowania oraz poprawnie użyty model oddziaływań fizycznych.

Doświadczalnie zweryfikowano także założenie o liniowym przebiegu funkcji odpowiedzi dla rzeczywistego detektora selenowego ($R^2=0.999$), pozwalające pominąć wpływ na jakość obrazu źródeł szumu innych niż kwantowy.

Dzięki przeprowadzonym symulacjom możliwe było przedstawienie zestawu optymalnych napięć dla różnych kombinacji anoda-filtr i piersi o różnej grubości. Informacje te mogą posłużyć do weryfikacji i korekcji ustawień systemów automatyki ekspozycji, a w konsekwencji do poprawy jakości uzyskiwanych obrazów przy jednoczesnym ograniczeniu dawek na jakie narażone są pacjentki.

Wnioski

Anoda Mo wraz z filtracją Mo (układ zalecany w mammografii analogowej) stanowią najmniej korzystną kombinację pośród stosowanych w mammografach cyfrowych z detektorem a-Se. Autor wykazał, że użycie filtracji Rh zamiast Mo jest korzystne zawsze, niezależnie od grubości piersi i skutkuje istotną poprawą jakości obrazu (o ok. 60%), przy założeniu jednakowej dawki. Najkorzystniejszym rozwiązaniem (ok. dwukrotnie wyższy stosunek jakości obrazu do dawki w stosunku do układu Mo-Mo) jest zastosowanie lampy z anodą W – należy dążyć do tego, aby wszystkie instalowane mammografy z detektorem selenowym były wyposażane lampy rentgenowskie tego typu.