



AGH

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE

Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej

Praca magisterska

Aleksandra Matlak

kierunek studiów: Fizyka Medyczna

specjalność: Dozymetria i Elektronika w Medycynie

Opracowanie ćwiczenia laboratoryjnego
z rentgenowskiej diagnostyki obrazowej

Opiekun: dr inż. Paweł Wróbel

Kraków, grudzień 2020

Oświadczenie studenta

Upředzona o odpowiedzialności karnej na podstawie art. 115 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (t.j. Dz. U. z 2018 r. poz. 1191 z późn. zm.): „Kto przywłaszcza sobie autorstwo albo wprowadza w błąd co do autorstwa całości lub części cudzego utworu albo artystycznego wykonania, podlega grzywnie, karze ograniczenia wolności albo pozbawienia wolności do lat 3. Tej samej karze podlega, kto rozpowszechnia bez podania nazwiska lub pseudonimu twórcy cudzy utwór w wersji oryginalnej albo w postaci opracowania, artystyczne wykonanie albo publicznie zniekształca taki utwór, artystyczne wykonanie, fonogram, wideogram lub nadanie.”, a także upředzona o odpowiedzialności dyscyplinarnej na podstawie art. 307 ust. 1 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2018 r. poz. 1668 z późn. zm.) „Student podlega odpowiedzialności dyscyplinarnej za naruszenie przepisów obowiązujących w uczelni oraz za czyn uchybiający godności studenta.”, oświadczam, że niniejszą pracę dyplomową wykonałam osobiście i samodzielnie i nie korzystałam) ze źródeł innych niż wymienione w pracy.

Jednocześnie Uczelnia informuje, że zgodnie z art. 15a ww. ustawy o prawie autorskim i prawach pokrewnych Uczelni przysługuje pierwszeństwo w opublikowaniu pracy dyplomowej studenta. Jeżeli Uczelnia nie opublikowała pracy dyplomowej w terminie 6 miesięcy od dnia jej obrony, autor może ją opublikować, chyba że praca jest częścią utworu zbiorowego. Ponadto Uczelnia jako podmiot, o którym mowa w art. 7 ust. 1 pkt 1 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. — Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2018 r. poz. 1668 z późn. zm.), może korzystać bez wynagrodzenia i bez konieczności uzyskania zgody autora z utworu stworzonego przez studenta w wyniku wykonywania obowiązków związanych z odbywaniem studiów, udostępniać utwór ministrowi właściwemu do spraw szkolnictwa wyższego i nauki oraz korzystać z utworów znajdujących się w prowadzonych przez niego bazach danych, w celu sprawdzania z wykorzystaniem systemu antyplagiatowego. Minister właściwy do spraw szkolnictwa wyższego i nauki może korzystać z prac dyplomowych znajdujących się w prowadzonych przez niego bazach danych w zakresie niezbędnym do zapewnienia prawidłowego utrzymania i rozwoju tych baz oraz współpracujących z nimi systemów informatycznych.

.....
(czytelny podpis)

Kraków, listopad 2020

Tematyka pracy magisterskiej i praktyki dyplomowej Aleksandry Matlak, studentki drugiego roku studiów drugiego stopnia na kierunku Fizyka Medyczna, specjalności Dozymetria i Elektronika w Medycynie

Temat pracy magisterskiej: Opracowanie ćwiczenia laboratoryjnego z rentgenowskiej diagnostyki obrazowej

Opiekun pracy: dr inż. Paweł Wróbel

Recenzenci pracy: dr inż. Joanna Dudała

Miejsce praktyki dyplomowej: WFiIS AGH, Kraków

Program pracy magisterskiej i praktyki dyplomowej

1. Omówienie realizacji pracy magisterskiej z opiekunem
2. Zebranie i opracowanie literatury dotyczącej tematu pracy
3. Praktyka dyplomowa:
 - ustalenie celu pracy
 - udział w budowie stanowiska dydaktycznego
 - wykonanie wstępnych pomiarów na stanowisku z wykorzystaniem wykonanych próbek
 - dyskusja i analiza uzyskiwanych wyników
 - sporządzenie sprawozdania z praktyki dyplomowej
4. Kontynuacja pomiarów związanych z tematem pracy magisterskiej
5. Analiza uzyskanych danych pomiarowych
6. Opracowanie ćwiczenia laboratoryjnego dla studentów
7. Opracowanie redakcyjne pracy

Termin oddania w dziekanacie: listopada 2020

.....
(podpis kierownika katedry)

.....
(podpis opiekuna)

Merytoryczna ocena pracy przez promotora:

Merytoryczna ocena pracy przez recenzenta:

Składam serdeczne podziękowania Panu dr. inż. Pawłowi Wróblowi za poświęcony czas, duże zaangażowanie, cenne uwagi merytoryczne, ogromną cierpliwość i pomoc podczas pisania niniejszej pracy.

Spis treści

1	Wstęp	10
2	Cel pracy	11
	CZEŚĆ TEORETYCZNA	12
3	Promieniowanie rentgenowskie	12
3.1	Właściwości promieniowania rentgenowskiego	12
3.2	Zastosowanie promieniowania rentgenowskiego	13
4	Źródło promieniowania rentgenowskiego	14
4.1	Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej	14
4.2	Widmo promieniowania rentgenowskiego	15
4.3	Filtracja promieniowania	15
4.4	Anodowy efekt osłabienia	16
4.5	Ognisko lampy rentgenowskiej	17
5	Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materia	19
5.1	Zjawisko fotoelektryczne	19
5.2	Efekt Comptona	20
5.3	Tworzenie par	21
5.4	Rozproszenie koherentne	22
5.5	Osłabienie promieniowania rentgenowskiego	23
6	Rentgenodiagnostyka	26
6.1	Powstanie rentgenogramu	26
6.2	Obraz rentgenowski	27
6.2.1	Kontrastowość obrazu	28
6.2.2	Ostrość obrazu	29
6.2.3	Rozdzielczość obrazu	31
6.2.4	Powiększenie obrazu	32
6.3	Radiografia różnicowa	33

7 Tomografia komputerowa	36
7.1 Opis metody obrazowania	36
7.2 Rekonstrukcja obrazu tomograficznego	36
CZEŚĆ PRAKTYCZNA	39
8 Aparatura	39
8.1 Ogólny schemat układu	39
8.2 Lampa rentgenowska	40
8.3 Kolimator	42
8.4 Uchwyt na próbki	42
8.5 Kamera	42
8.6 Geometria pomiaru	44
8.7 Bezpieczeństwo użytkownika	45
9 Próbki	46
10 Oprogramowanie	48
10.1 Środowisko LabView	48
10.2 Matlab	48
10.3 ImageJ	48
10.4 Python	49
11 Przygotowanie ćwiczenia dla studentów	50
11.1 Pomiar kąta rozwarcia stożka promieniowania	50
11.2 Analiza jasności obrazu w funkcji odległości kamery od źródła	52
11.3 Analiza powiększeń	53
11.4 Wyznaczenie rzeczywistego rozmiaru przedmiotu	55
11.5 Pomiar anodowego efektu osłabienia	56
11.6 Analiza różnic rozdzielczości przestrzennej w obrębie pola widzenia	58
11.7 Wpływ napięcia na lampie oraz filtrów kolimatora na intensywność wiązki promieniowania	63
11.8 Wyznaczenie rozmiaru ogniska lampy	67

11.9 Korekcja płaskiego pola	70
11.10 Radiografia różnicowa	72
11.11 Wykonanie animacji z projekcji	73
11.12 Wykonanie rekonstrukcji obrazu	75
12 Podsumowanie	79
Spis rysunków	81
Literatura	84

1 Wstęp

Diagnostyka obrazowa rozwinęła się w niezwykle sposób od czasu wynalezienia promieni rentgenowskich przez Wilhelma Roentgena 125 lat temu. Wiadomość o odkryciu stała się przedmiotem zainteresowań nie tylko naukowców, ale również codziennej prasy. Wówczas nie zdawano sobie sprawy z niebezpieczeństwa, jakie wiąże się z ekspozycją na promieniowanie, trwającej od kilkudziesięciu minut do kilku godzin, ponieważ dopiero po kilku miesiącach zaczęto odnotowywać pierwsze niekorzystne skutki biologiczne, tj. uszkodzenia skóry rąk i stóp.

Kolejne lata stanowiły okres intensywnej pracy fizyków, chemików, lekarzy i przedstawicieli nauk technicznych, którzy udoskonalali aparaturę rentgenowską. Celem był przełom w rozwoju medycyny, możliwość przedłużenia życia, diagnostyki chorób przy jednocześnie zminimalizowanym zagrożeniu zdrowia pacjenta w czasie badania. Poszukiwano lepszych materiałów światłoczułych oraz środków cieniujących, opracowywano metody badań układu oddechowego, naczyniowego, dróg żółciowych i pęcherzyka żółciowego. Zaczęły kształtować się podstawy neuroradiologii. Starano się znaleźć związki pomiędzy uzyskanymi obrazami a określonymi stanami chorobowymi. W latach sześćdziesiątych XX wieku zaczęła rozwijać się medycyna nuklearna, w której szerokie zastosowanie znalazły izotopy promieniotwórcze, będące kolejnym krokiem w rozwoju diagnostyki obrazowej.

Ważnym momentem w doskonaleniu metod obrazowania było stworzenie podstaw tomografii komputerowej a także rezonansu magnetycznego. W obu technologiach została przyznana Nagroda Nobla. Obecnie radiolodzy są w stanie uzyskać obraz ludzkiego ciała ze szczegółami, wykorzystując w tym celu m.in. wspomnianą wcześniej tomografię komputerową, rezonans magnetyczny, ultradźwięki, pozytonową tomografią emisyjną czy konwencjonalną diagnostykę rentgenowską. Technologie te umożliwiają lekarzom wykonanie bardzo dobrej jakości badań przesiewowych, diagnostykę chorób i ich monitorowanie, a także planowanie leczenia pacjentów [1] [2] [3].

2 Cel pracy

Do roku akademickiego 2018/2019 studenci drugiego stopnia Fizyki Medycznej mogli wybrać jedną z dwóch specjalizacji. Były to: „Dozymetria i Elektronika w Medycynie” oraz „Techniki Obrazowania i Biometria”. Kolejny rocznik, który rozpoczął studia magisterskie, nie miał już takiej możliwości. Specjalizacje zostały wycofane a kierunek uogólniony. Takie zmiany wymagały poprawy sylabusu Fizyki Medycznej. Jednym z działań, jakie zostały podjęte, było przygotowanie planu nowego przedmiotu „Diagnostyka Obrazowa i Kontrola Jakości”. W ramach realizacji tego modułu studenci będą pogłębiać swoją wiedzę z zakresu wykorzystania promieniowania X w medycznej diagnostyce obrazowej oraz zapoznają się z wybranymi aspektami kontroli jakości medycznych urządzeń diagnostycznych. Oprócz wykładów studenci zobligowani są do uczestnictwa w zajęciach laboratoryjnych, gdzie będą mogli wykorzystać wiedzę teoretyczną do wykonania poszczególnych ćwiczeń [4].

Celem pracy było uruchomienie radiograficzno-tomograficznego stanowiska laboratoryjnego dla studentów drugiego stopnia Fizyki Medycznej WFiIS w ramach nowopowstałego przedmiotu i przygotowanie ćwiczeń, które studenci będą wykonywać podczas swoich zajęć.

W części teoretycznej omówiono najważniejsze zagadnienia związane z promieniowaniem rentgenowskim, rentgenodiagnostyką oraz pokrótce tomografią komputerową. Następnie opisano wykorzystywaną aparaturę oraz próbki fantomowe, a także użyte oprogramowanie. W kolejnej części przedstawiono sposób wykonania ćwiczeń z przykładowymi uzyskanymi wynikami.

CZEŚĆ TEORETYCZNA

3 Promieniowanie rentgenowskie

Promieniowanie rentgenowskie jest niewidzialnym, silnie przenikającym promieniowaniem elektromagnetycznym, które wykazuje dualizm korpuskularno-falowy. Długość fali promieniowania rentgenowskiego jest znacznie krótsza niż długość fali światła widzialnego, mieści się w zakresie 10^{-12} - 10^{-8} m i znajduje się pomiędzy promieniowaniem UV a promieniowaniem γ [5].

3.1 Właściwości promieniowania rentgenowskiego

Promieniowanie rentgenowskie ma następujące właściwości:

- Zmniejsza swoje natężenie wraz z kwadratem odległości - ma to istotne znaczenie dla ochrony radiologicznej, projektowania osłon i dla samej techniki wykonywania zdjęć rtg.
- Dochodzi do osłabienia promieniowania, które przenika przez materię – penetracja zależy od gęstości i grubości badanego obiektu oraz rodzaju materii. Przykładowo promienie rentgenowskie bez problemu przenikają przez powietrze.
- Promienie poruszają się prostoliniowo i nie niosą ze sobą ładunku elektrycznego.
- Wywołuje proces jonizacji materii – w wyniku oddziaływania z materią wywołuje jonizację związków chemicznych oraz atomów. Proces ten wykorzystywany jest w urządzeniach do detekcji promieniowania.
- Działanie fotograficzne - promienie rentgenowskie zaciemniają emulsję fotograficzną.
- Wywołuje zjawisko luminescencji – pod wpływem promieniowania dochodzi do emisji światła widzialnego przez pewne związki chemiczne. Luminescencję wykorzystuje się podczas produkcji folii wzmacniających do wzmocnienia działania promieniowania rentgenowskiego podczas zdjęć rentgenowskich.

- Działanie biologiczne - w organizmach żywych wywołuje niekorzystne zmiany, do których dochodzi poprzez uszkodzenie nici DNA w komórce. Szkodliwy wpływ na tkanki wykorzystywany jest do leczenia nowotworów złośliwych.
- Niewyczuwalne dla zmysłów człowieka – nie jest widzialne, słyszalne, nie ma zapachu, co powoduje, że ochrona radiologiczna nie należy do najłatwiejszych zadań [6].

3.2 Zastosowanie promieniowania rentgenowskiego

Promieniowanie X jest używane w wielu dziedzinach. Z jego pomocą można badać strukturę kryształów, konserwować surowce i artykuły spożywcze. Wykorzystywane także w rentgenodefekskopii (badania defektów) w strukturach metali, sprawdzeniu izolacji, uszkodzeń np. skrzydeł samolotów czy też podczas kontroli jakości materiałów.

Natomiast w medycynie promieniowanie X stosowane w rentgenoterapii. Jest to dział radiologii posługujący się twardymi promieniami rentgenowskimi w leczeniu nowotworów złośliwych, miękkimi zaś — w niektórych schorzeniach skóry. Jednakże najważniejszym wykorzystaniem jest rentgenodiagnostyka, w ramach której wykonywane są tzw. prześwietlenia kości. Dzięki temu można obserwować budowę i artefakty w budowie w narządach wewnętrznych. Na podstawie zdjęć rentgenowskich oceniane są zmiany m.in.:

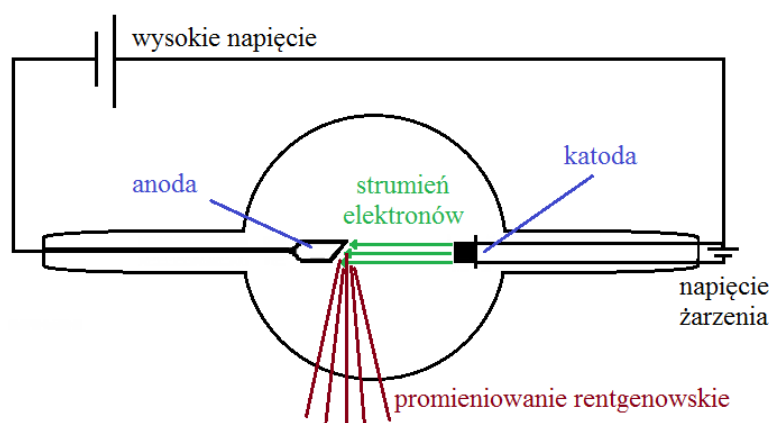
- w układzie kostnym, np. złamania, stany zwyrodnieniowe,
- w klatce piersiowej, np. zapalenie,
- w jamie brzusznej, np. niedrożność przewodu pokarmowego [7].

4 Źródło promieniowania rentgenowskiego

Promieniowanie rentgenowskie powstaje w sposób naturalny (naturalna promieniotwórczość) oraz sztuczny w wyniku przyspieszania cząstek obdarzonych ładunkiem. Jednym ze sposobów otrzymania w ten sposób promieniowania jest lampa rentgenowska. Aby wytworzyć w niej promieniowanie rentgenowskie, należy zachować cztery podstawowe warunki: potrzebna będzie próżnia, źródło elektronów, cel dla elektronów oraz duża różnica potencjałów pomiędzy celem elektronów a ich źródłem. Innym źródłem promieniowania rentgenowskiego są synchrotrony czyli akceleratory cząstek [13].

4.1 Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej

Promieniowanie rentgenowskie powstaje w szklanej bańce próżniowej, w której umieszczone są dwie elektrody: dodatnia i ujemna.



Rysunek 1: Schemat budowy i działania lampy [5]

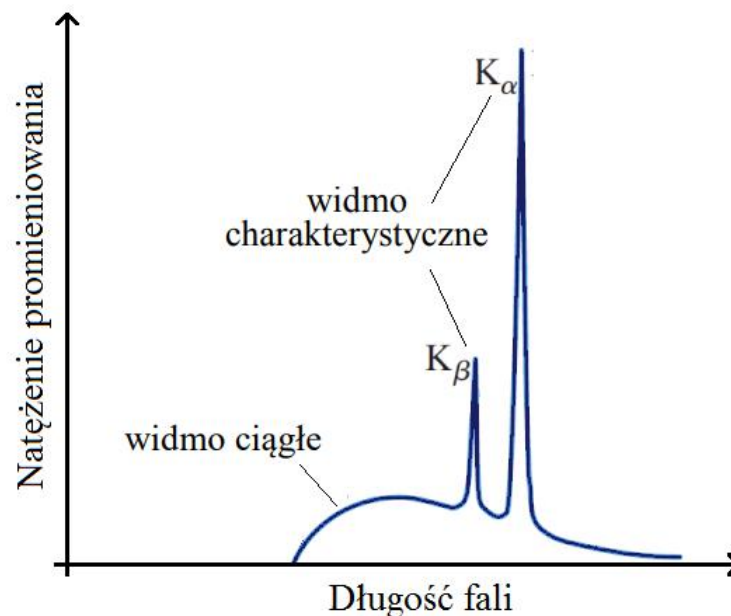
Elektroda ujemna, tzw. katoda, zbudowana jest z wolframowego drutu – włókna żarzenia. Prąd generowany w obwodzie rozgrzewa katodę. Energia termiczna atomów jest tak duża, że elektrony z pasma przewodnictwa opuszczają katodę. Jest to zjawisko termoemisji elektronów. Pomiędzy elektrodami znajduje się wysoka różnica potencjałów, nadająca wolnym elektronom energię kinetyczną pracy pola elektrycznego, w wyniku czego przyspieszone elektrony uderzają w materiał anody, która staje się źródłem promieniowania rentgenowskiego. O widmie promieniowania decyduje napięcie szczytowe prądu elektrycznego (kVp)

oraz materiał anody, natomiast natężenie prądu (mA) wpływa na natężenie promieniowania rentgenowskiego [5] [6] [8].

4.2 Widmo promieniowania rentgenowskiego

Wyemitowane promieniowanie przez lampę rentgenowską składa się z promieni hamowania oraz promieni charakterystycznych:

- ciągłe promieniowanie hamowania (Bremsstrahlung) – wytwarzane przez hamowanie w polu elektrostatycznym jądra atomowego,
- dyskretne promieniowania charakterystyczne – emitowane w wyniku emisji fotonów charakterystycznych przez atomy materiału anody [9].



Rysunek 2: Przykładowe widmo promieniowania rentgenowskiego [8]

4.3 Filtracja promieniowania

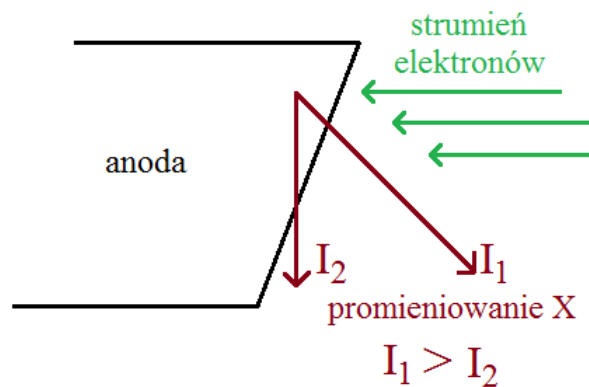
Okienko berylowe (lub szklane) lampy stanowi tzw. filtr własny lampy. Osłabia ono składowe wiązki promieniowania o najniższej energii, które jest niekorzystne z dwóch powodów. Po pierwsze, nie dotrze w linii prostej do błony rentgenowskiej, co spowoduje zamglenie fotoczułej emulsji, a zatem utrudni odczytanie uzyskanego obrazu. Po drugie, zwiększa dawkę

energii otrzymywaną przez pacjenta. Należy więc pozbyć się niskoenergetycznego promieniowania, o ile to możliwe.

Drugą stosowaną filtracją jest tzw. filtracja pierwotna. W tym celu wykorzystuje się cienkie filtry, wykonane najczęściej z aluminium lub z miedzi, które wymienia się w układzie kolimatora. Dzięki temu możliwe jest ustalenie grubości filtra, a zatem istnieje sposób na modulowanie wartości energii wiązki dostosowanej do wykonywanego badania [2] [9].

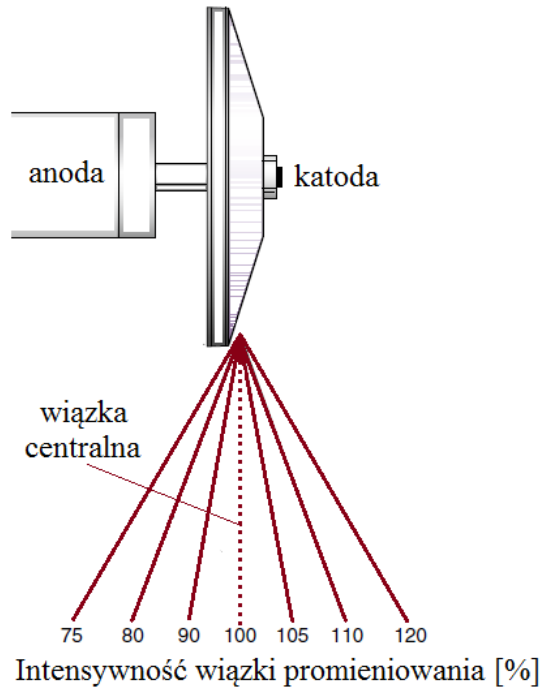
4.4 Anodowy efekt osłabienia

Wytwarzane promieniowanie rentgenowskie opuszcza anodę we wszystkich kierunkach.



Rysunek 3: Zilustrowanie przyczyny anodowego efektu anodowego [10]

Podczas wytwarzania promieniowania X, zostaje ono częściowo zaabsorbowane przez sam materiał anody. Ilość pochłoniętego promieniowania zależy od dystansu, który penetruje wiązka w danym materiale anody. Powoduje to stopniowe zmniejszenie intensywności promieniowania od katody do kierunku anody.



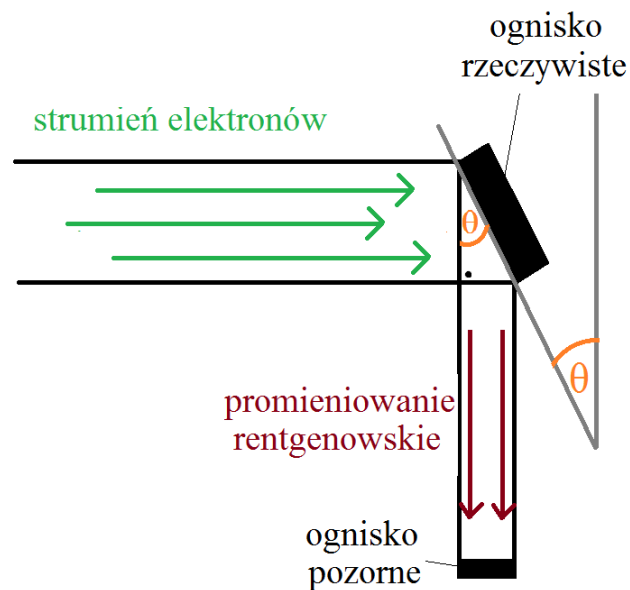
Rysunek 4: Zilustrowanie przyczyny anodowego efektu anodowego [10]

Efekt pięty może być stosowany z korzyścią w radiografii, ponieważ można umieścić koniec katody nad grubszą częścią ciała, co skutkuje bardziej równomierną ekspozycją [10].

4.5 Ognisko lampy rentgenowskiej

Wielkość i kształt ogniska są istotnymi parametrami charakteryzującymi lampę rentgenowską. Wyróżniamy:

- ognisko promieniowania (rzeczywiste) – część anody, z której emitowane jest promieniowanie X,
- ognisko efektywne (pozorne) – rzut ogniska promieniowania na prostopadłą do promienia środkowego płaszczyznę.



Rysunek 5: Schemat ilustrujący ogniska lampy [1]

Obie wielkości połączone są ze sobą zależnością:

$$FS_p = FS_{rz} \cdot \sin(\theta) \quad (1)$$

gdzie:

FS_p – ognisko pozorne,

FS_{rz} – ognisko rzeczywiste,

θ - kąt pochylenia anody względem wiązki promieniowania rentgenowskiego [1].

5 Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią

Podstawową koncepcją w fizyce jest zasada minimalizowania całkowitej energii potencjalnej, zgodnie z którą wszystkie układy fizyczne w przyrodzie dążą do osiągnięcia stanu równowagi, następujący w momencie osiągnięcia minimum przez energię potencjalną. Aby układ został wytrącony ze stanu równowagi, należy wprowadzić do układu pewne zakłócenie, np. w postaci energii. Cząstki, które przechodzą przez materię, mogą na różne sposoby oddziaływać z materią i oddawać swoją energię [11].

5.1 Zjawisko fotoelektryczne

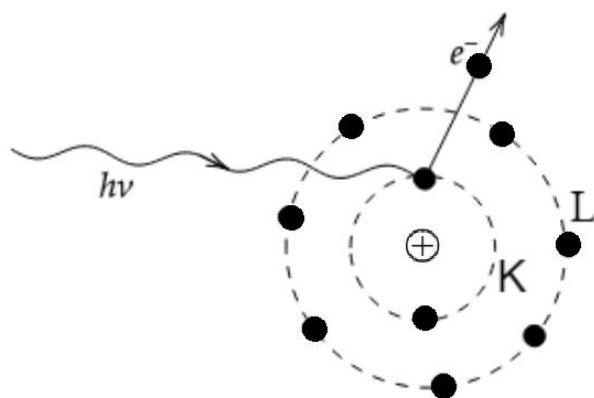
Zjawisko fotoelektryczne ma największe znaczenie w procesie tworzenia obrazu radiologicznego. Padający foton przekazuje swoją energię jednemu z elektronów wewnątrz powłoki. Skutkuje to zanikiem fotonu i wybiciu elektronu z atomu. Wybity elektron nazywany jest fotoelektronem, który przenosi pewną energię kinetyczną E_k określoną wzorem:

$$E_k = h\nu - E_w \quad (2)$$

gdzie:

$h\nu$ – energia fotonu,

E_w – energia wiązania elektronu.



Rysunek 6: Zjawisko fotoelektryczne [12]

Efekt fotoelektryczny zachodzi tylko wtedy, kiedy energia padającego fotonu jest wyższa niż energia wiązania elektronu w powłoce wewnętrznej. Prawdopodobieństwo zajścia tego zjawiska zależy od energii fotonu oraz od liczby atomowej pierwiastka:

$$\tau(h\nu, Z) = k \frac{Z^n}{(h\nu)^m} \quad (3)$$

gdzie:

τ – przekrój czynny wyrażający liczbowo prawdopodobieństwo zajścia zjawiska fotoelektrycznego,

k – stała liczbowa,

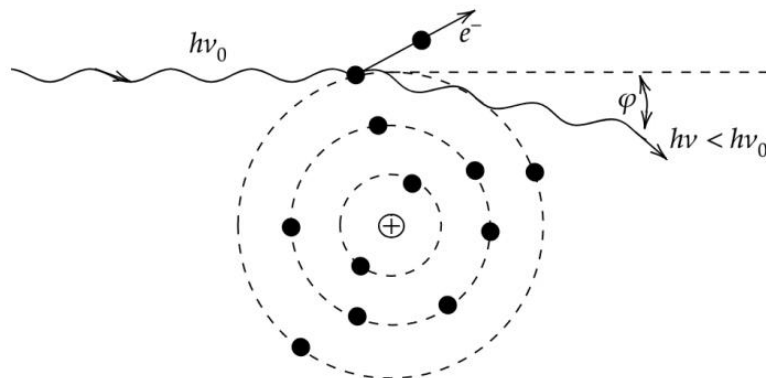
Z – liczba atomowa,

n – wykładnik w zakresie 3,6 - 5,3 (największy dla niskich liczb atomowych),

m – wykładnik w zakresie 2,5 – 3,5 (największy dla niskich liczb atomowych) [12] [13] [14].

5.2 Efekt Comptona

Efekt Comptona to niekoherentne rozproszenie fotonu na elektronie walencyjnym słabo związanym z atomem. Podczas zderzenia elektron przejmuje część energii i pędu fotonu, w skutek czego foton traci ułamek energii i zmienia kierunek rozchodzenia.



Rysunek 7: Efekt Comptona [12]

Energię $h\nu$ rozproszonych fotonów można wyznaczyć jako zależność od kąta rozproszenia oraz energii pierwotnej fotonu:

$$hv = \frac{hv_0}{1 + \frac{hv_0}{m_0c^2}(1 - \cos(\varphi))} \quad (4)$$

gdzie:

hv_0 - energia pierwotna padającego fotonu,

m_0 – masa spoczynkowa elektronu,

c – prędkość światła,

φ – kąt rozproszenia [0-180°].

Prawdopodobieństwo zajścia efektu Comptona na swobodnym elektronie wyraża się wzorem:

$$\sigma(hv) = 2\pi r^2 \left[\left(\frac{1 + \alpha}{\alpha^2} \right) \left(\frac{2(1 + \alpha)}{1 + 2\alpha} - \frac{\ln(1 + 2\alpha)}{\alpha} \right) + \left(\frac{\ln(1 + 2\alpha)}{2\alpha} \right) - \left(\frac{1 + 3\alpha}{(1 + 2\alpha)^2} \right) \right] \quad (5)$$

gdzie:

σ – przekrój czynny wyrażający liczbowo prawdopodobieństwo zajścia efektu Comptona,

r – promień elektronu,

α – stała liczbową równa hv_0/m_0c^2 [12] [13] [14].

5.3 Tworzenie par

Kreacja par cząstek elektronu i pozytonu polega na powstaniu tych cząstek w wyniku oddziaływania fotonu z polem elektrycznym jądra atomowego, w skutek czego foton traci całą swoją energię. Zjawisko to zachodzi przy spełnieniu koniecznego warunku – energia fotonu musi wynosić przynajmniej 1,02 MeV. Wynika to z wzoru Einsteina wyrażającego równowagę masy i energii:

$$E = mc^2 \quad (6)$$

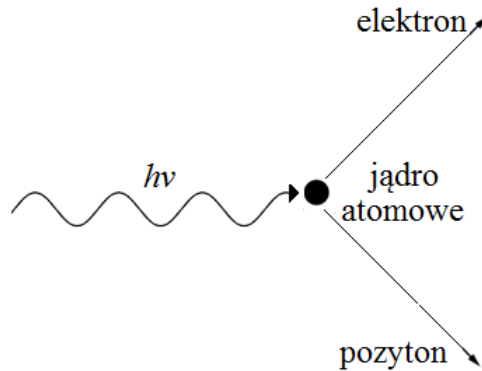
gdzie:

E – energia spoczynkowa elektronu (lub pozytonu),

m_0 – masa spoczynkowa elektronu (taka sama jak pozytonu),

c – prędkość światła.

Zjawisko dotyczy dwóch cząstek – elektronu i pozytonu – zatem minimalna energia to suma energii spoczynkowej elektronu i pozytonu: $2E = 2m_0c^2 = 2 \cdot 0,51 = 1,02$ [MeV], która zostaje równomiernie rozdzielona pomiędzy dwie powstałe cząstki.



Rysunek 8: Kreacja pary elektron – pozyton [12]

Prawdopodobieństwo zajścia procesu tworzenia par określa się wzorem:

$$\kappa = \kappa_0 \cdot Z^3 \left(a \cdot \ln\left(\frac{2hv_0}{m_0c^2}\right) - b \right) \quad (7)$$

gdzie:

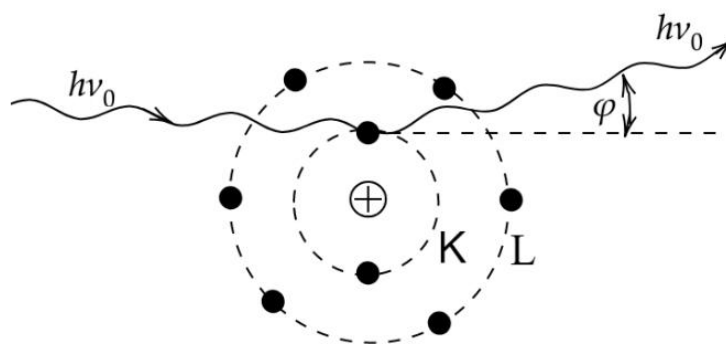
κ - przekrój czynny wyrażający liczbowo prawdopodobieństwo zajścia efektu Comptona,

$\kappa_0 = 5,28 \cdot 10^{-28}$ /jądro,

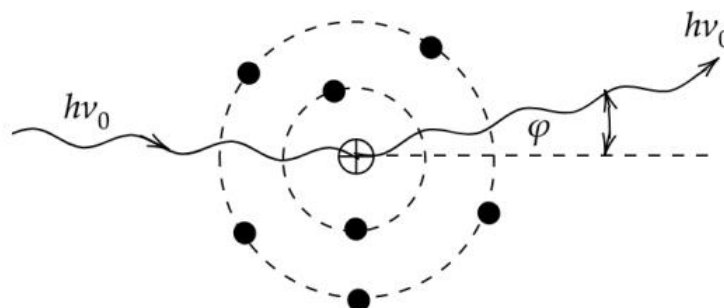
a, b – stałe bezwymiarowe o wartościach rzędu kilku jednostek [12] [13] [14].

5.4 Rozproszenie koherentne

Rozproszenie koherentne występuje, gdy wartość energii fotonu jest niższa niż energia wiązania elektronu w atomie. Elektron nie zostaje wybity z atomu, zatem foton nie traci swojej energii, jednak mimo to może dojść do rozproszenia elektronu pod niewielkim kątem. Wyróżnia się rozproszenie koherentne fotonu na jądrze atomu oraz na elektronie silnie związanym w atomie, które dają podobny efekt końcowy [12].



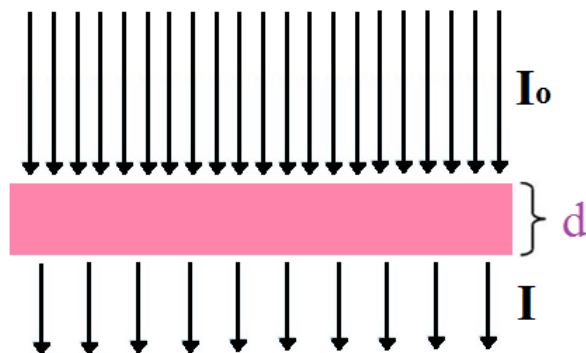
Rysunek 9: Rozproszenie koherentne fotonu na elektronie [12]



Rysunek 10: Rozproszenie koherentne fotonu na jądrze atomu [12]

5.5 Osłabienie promieniowania rentgenowskiego

Zjawisko osłabienia natężenia promieniowania spowodowane jest rozpraszaniem i pochłanianiem promieni rentgenowskich przechodzących przez ciało pacjenta. Wielkość osłabienia zależy od: energii promieniowania, efektywnej liczby atomowej związków i tkanek oraz od gęstości i grubości badanego obiektu.



Rysunek 11: Zilustrowanie osłabienia promieniowania [13]

Oslabienie natężenia promieniowania przedstawia się wzorem:

$$I = I_0 \cdot e^{(-\mu d)} \quad (8)$$

gdzie:

I – natężenie promieniowania po przejściu przez badany obiekt,

I_0 – natężenie promieniowania padającego na badany obiekt,

e – podstawa logarytmów naturalnych (2,718),

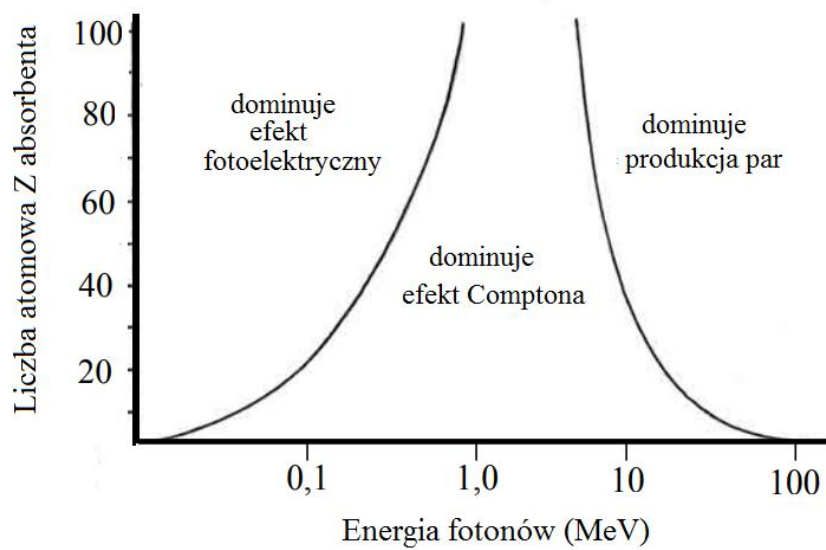
μ - liniowy współczynnik osłabienia dla określonej substancji zależny od jej gęstości i grubości,

d – grubość warstwy obiektu, przez którą przenika promieniowanie.

Linowy współczynnik osłabiania jest sumą w składowych, pochodzących z trzech zjawisk, które biorą udział w pochłanianiu promieniowania, tj. zjawisko fotoelektryczne, efekt Comptona oraz tworzenie par:

$$\mu = \mu_f + \mu_c + \mu_p \quad (9)$$

W procesach oddziaływania z materią udział tych trzech procesów zależy od energii promieniowania oraz liczby atomowej pochłaniającego materiału. Zależności te przedstawiono na poniższym rysunku:



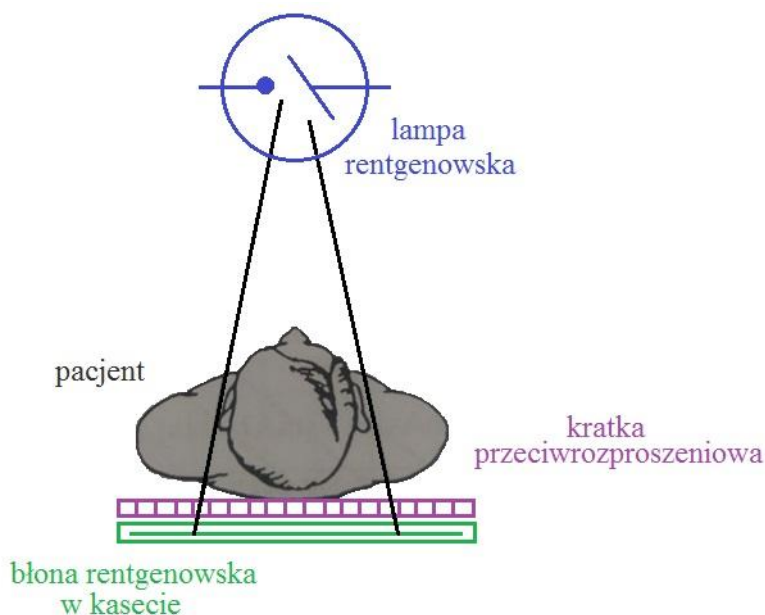
Rysunek 12: Zmiana dominacji różnych procesów oddziaływania o danej liczbie atomowej Z w funkcji energii [8]

Linie ciągłe odpowiadają równemu prawdopodobieństwu wystąpienia dwóch sąsiednich procesów [12] [14] [15].

6 Rentgenodiagnostyka

6.1 Powstanie rentgenogramu

Sposób wykonywania rentgenogramów przedstawiono schematycznie na poniższym rysunku:



Rysunek 13: Schemat sposobu wykonania rentgenogramu [1]

Promieniowanie rentgenowskie przechodzi przez ciało pacjenta, ulegając osłabieniu po przejściu przez tkanki. W zależności od natężenia promieniowania, jakie padnie na poszczególne partie błony fotograficznej, ulegnie ona odpowiedniemu przyciemnieniu. W miejscu, w którym na kliszę padnie duża intensywność promieniowania rentgenowskiego, staje się ona niemal czarna (np. w przypadku płuc, które absorbują tylko niewielką część promieniowania). Gdy na dane miejsce nie padną żadne promienie lub tylko ich niewielka ilość, klisza w tym obszarze staje się biała (przykładem są kości, które absorbują większość promieniowania).

Niestety zwykła, cienka klisza nie jest zbyt czuła na promieniowanie, przez co nie ulega łatwo zaczerwienieniu. Aby powstał miarodajny obraz, potrzebne jest odpowiednie natężenie promieni rentgenowskich. Jest to równoznaczne z wysokim narażeniem pacjenta na promie-

niowanie w wyniku ekspozycji. Wykorzystuje się zatem tzw. folie wzmacniające, dzięki którym możliwe jest uzyskanie dobrej jakości zdjęcia przy niewielkiej ilości promieniowania. Folie te są dużo bardziej wrażliwe na promieniowanie niż wcześniej wspomniane klisze. Gdy promieniowanie pada na powierzchnię foli, staje się ona jasna. Im więcej w danym miejscu padnie promieni rentgenowskich, tym więcej światła emitowanego jest przez folię, które następnie powoduje zaczernienie kliszy. Jest ona bardzo wrażliwa na światło emitowane przez folie wzmacniające. Oznacza to, że dzięki wykorzystaniu połączenia folia-klisza wzmacniająca możemy zastosować mniejszą intensywność promieniowania do uzyskania właściwego obrazu rentgenowskiego [5] [13].

6.2 Obraz rentgenowski

Jakość obrazu rentgenowskiego zależy od kilkunastu czynników, które zostały podzielone na 5 grup:

1. czynniki zależne od pacjenta - budowa jego ciała, niezależna od woli pacjenta ruchomość narządów czy też świadomy ruch badanej części ciała np. podczas oddychania,
2. czynniki techniczne – zależą od sprzętu używanego do badania, tj. rodzaj klatki przeciwrozproszeniowej, rodzaj i stopień filtracji lampy, wielkość jej ogniska, dobór warunków ekspozycji, stabilność aparatury,
3. czynniki zależne od geometrycznych zasad rzutu: obiektu na płaszczyznę, a także odległości ognisko lampy – pacjent – detektor,
4. metody rejestracji – wyróżnia się metody cyfrowe i analogowe. W metodach cyfrowych wpływ na jakość obrazu będzie miał rodzaj matrycy, stosunek sygnału do szumu oraz samo przetworzenie obrazu. W systemach analogowych istotny jest rodzaj ekranu wzmacniającego, czułość błony, czas i temperatura wywoływacza, stan odczynników, a także przyleganie błony do ekranu wzmacniającego,
5. sposoby prezentacji obrazu - np. wielkość ekranu, poziom naświetlenia.

Najważniejszymi cechami, jakie charakteryzują jakość obrazu rentgenowskiego są: kontrastowość, ostrość oraz rozdzielcza zdolność przestrzenna [1].

6.2.1 Kontrastowość obrazu

Kontrastem K nazywa się parametr określający stosunek jasności dwóch sąsiednich szczegółów obrazu. W przypadku rentgenodiagnostyki wartość liczbową kontrastu wyznacza się ze wzoru:

$$K = \frac{I_1}{I_2} \quad (10)$$

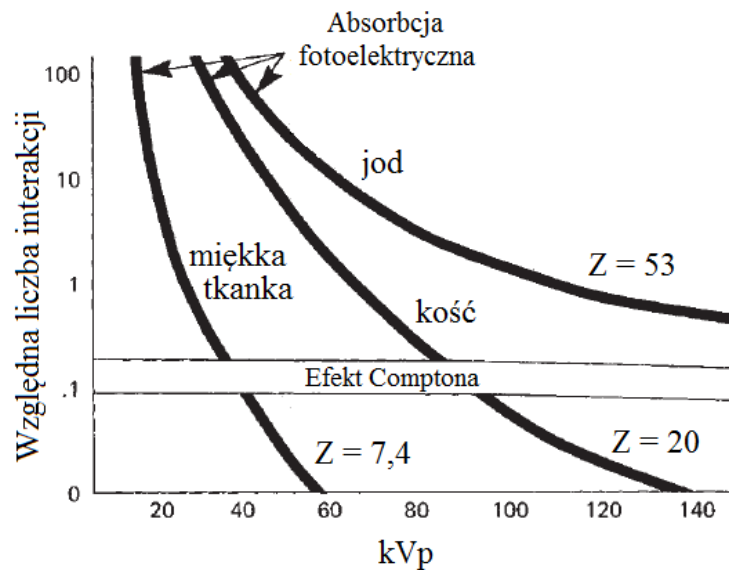
gdzie I_1, I_2 to natężenia światła przechodzące przez dwa sąsiadujące obszary obrazu, które mierzy się za pomocą densytometru. Warto zaznaczyć, że kontrast obrazu nie zależy od zmiany jasności obrazu, co przedstawiono schematycznie na poniższym rysunku:



Rysunek 14: Przedstawienie zmiany jasności bez zmiany kontrastu [13]

Stosunek różnicy między dwoma sąsiednimi obszarami pozostaje taki sam, mimo że obraz A jest dwukrotnie ciemniejszy od obrazu B. Zatem każdy obraz można przyciemniać lub rozjaśniać, jednocześnie zachowując kontrast.

Aby poprawić kontrast pomiędzy uwidocznionymi tkankami, czyli osiągnąć lepszą jakość otrzymanych obrazów, podaje się pacjentowi środki kontrastowe. Są to substancje pochłaniające promieniowanie rentgenowskie w większym (środki cieniujące pozytywne) lub mniejszym (środki cieniujące negatywne) stopniu niż sąsiednie tkanki. Ich zastosowanie umożliwia uzyskanie podczas badania obrazowego większej liczby szczegółów, a dzięki temu dokładniejszą diagnostykę. W rentgenodiagnostyce najczęściej wykorzystuje się związki jodu lub baru, należące do środków cieniujących pozytywnych. Pierwiastki te mają wysokie liczby atomowe (I: $Z = 53$, Ba: $Z = 56$) i współczynniki pochłaniania promieniowania 50-1000 razy większe niż składniki tkanek miękkich, np. tlen ($Z = 8$) lub węgiel ($Z = 6$). Podanie kontrastu, tj. substancji z pierwiastkiem o wyższej liczbie atomowej, powoduje zwiększenie efektu fotoelektrycznego, dzięki czemu uzyskany kontrast, jaki możemy uzyskać pomiędzy miękkimi tkankami, będzie większy.



Rysunek 15: Schemat ilustrujący przewagę efektu fotoelektrycznego nad efektem Comptona [13]

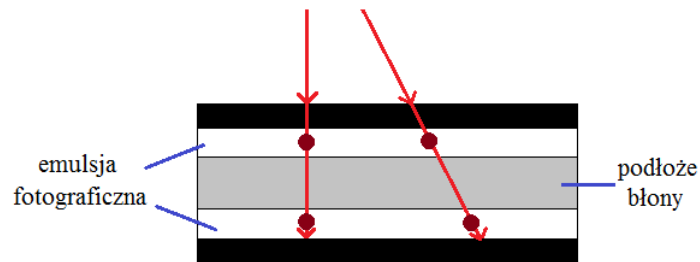
Na powyższym rysunku przedstawiono przewagę efektu fotoelektrycznego nad efektem Comptona w tkankach miękkich oraz kościach. Przy większych energiach liczba interakcji zmniejsza się, a sam efekt Comptona zaczyna dominować przy wyższych poziomach kVp. Podanie związku jodu, zwiększa efekt fotoelektryczny w tkance, dzięki czemu będzie ona rozróżnialna w większym stopniu niż sąsiadująca tkanka bez środka cieniującego [13] [16].

6.2.2 Ostrość obrazu

Ostrość obrazu to zdolność do zarysowania wyraźnych granic pomiędzy sąsiednimi elementami obrazu. Czym większa ostrość tym łatwiejsze rozpoznawanie szczegółów. Wyróżnia się cztery rodzaje nieostrości:

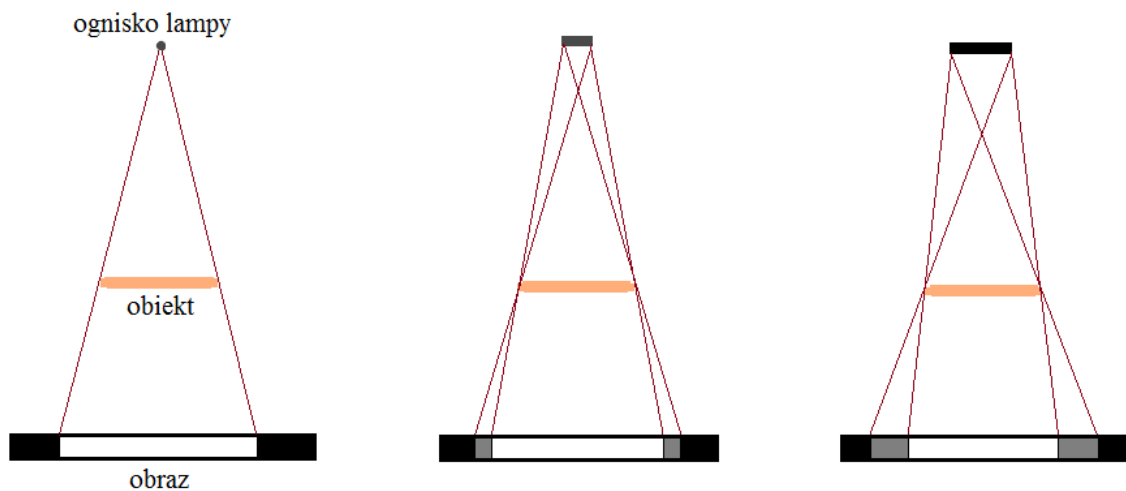
1. Nieostrość ruchowa – wynika z ruchu badanego pacjenta oraz jego narządów wewnętrznych. Aby uniknąć artefaktów wynikających z nieostrości ruchowej unieruchamia się badaną część ciała, natomiast sam czas ekspozycji powinien być możliwie jak najkrótszy.
2. Nieostrość fotograficzna – jej przyczyną są wielkości ziaren emulsji błony i folii wzmacniającej, niedokładne przyleganie błony oraz ekranu wzmacniającego. Do nieostrości

fotograficznej zaliczane jest również tzw. zjawisko paralaksy, które wynika ze skośnego padania promieniowania na film, czego wynikiem jest przesunięcie obrazu.



Rysunek 16: Zilustrowanie zjawisko paralaksy [1]

3. Nieostrość geometryczna – zależy od odległości ogniska oraz badanego przedmiotu od błony fotograficznej, a także od rozmiaru ogniska optycznego lampy.



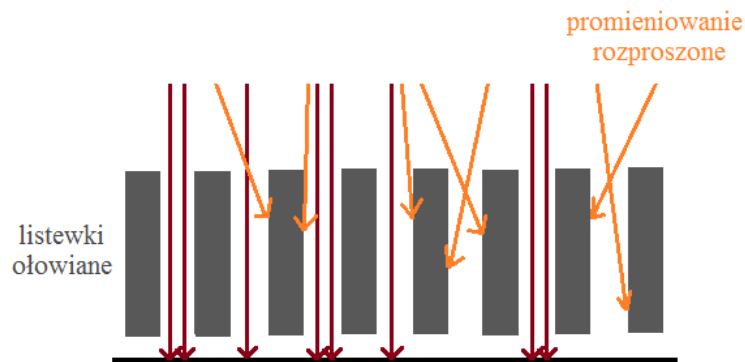
Rysunek 17: Nieostrość geometryczna [1]

Teoretycznie, gdyby źródło promieniowania było punktowe, nie dochodziłoby do rozmycia elementów obrazu, projekcja miałaby idealne krawędzie. W przypadku niepunktowego źródła pojawiają się cienie na krawędziach wynikające z faktu, że konkretna krawędź powstaje w wyniku nałożenia się kilku źródeł promieniowania pod różnymi kątami. Ten typ nieostrości niweluje się poprzez stosowanie lamp o jak najmniejszym ognisku, a obrazowany obiekt należy umieszczać jak najbliżej detektora.

4. Nieostrość spowodowana promieniowaniem rozproszonym – jest to rodzaj nieostrości, który bez odpowiednich rozwiązań znacząco pogarsza jakość obrazu. Źródłem promie-

niowania rozproszonego jest przede wszystkim ciało pacjenta, a jego ilość zależy od: grubości warstwy, przez którą przeniknie, twardości i natężenia promieniowania. Aby zniwelować niekorzystny efekt stosuje się odpowiednią filtrację, ogranicza się naświetlane pole oraz stosuje kratki przeciwrozproszeniowe [1] [5].

Kratki przeciwrozproszeniowe to przesłony w postaci sztywnej płyty, która zbudowana jest z ułożonych naprzemiennie dwóch rodzajów listewek. Pierwszy rodzaj to listewki wykonane z materiału mocno pochłaniającego promieniowanie (ołowiane), przegrodzone materiałem słabo pochłaniającym promieniowanie, np. aluminium bądź włókno węglowe, pokryte folią aluminiową lub powłoką z włókna węglowego. Przesłony te znajdują się za pacjentem bezpośrednio przed detektorem. Zasadę działania przedstawiono na poniższym rysunku:

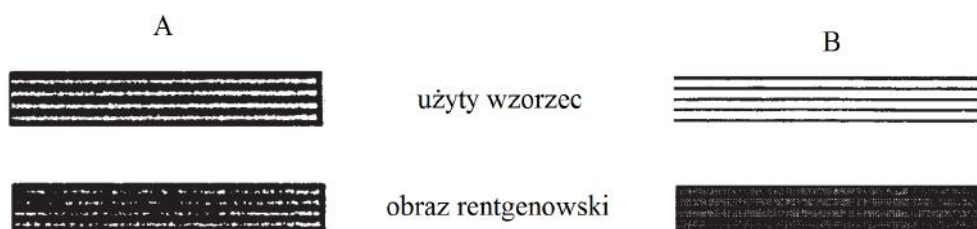


Rysunek 18: Schemat działania kratki przeciwrozproszeniowej [10]

Promienie rentgenowskie będące równoległe do ołowianych płytek docierają do błony rentgenowskiej i przyczyniają się do zaciemnienia kliszy oraz powstania obrazu. Promienie rozproszone zostają pochłonięte przez paski z ołowiu [1] [10] [13].

6.2.3 Rozdzielczość obrazu

Rozdzielczość obrazu definiowana jest jako zdolność do rozróżnienia dwóch oddzielnych szczegółów, które sąsiadują ze sobą. Jest też określana jako najmniejsza odległość pomiędzy dwoma punktami na obrazie, które można rozróżnić. Największy wpływ na rozdzielczość mają kontrast i ostrość obrazu, co przedstawiono na poniższym rysunku:



Rysunek 19: Zilustrowanie wpływu ostrości oraz kontrastu na rozdzielczość obrazu [13]

Przedstawiono projekcję wzorców – szablony składające się z naprzemiennych linii folii ołowianej i otwartych szczelin. W wyniku prześwietlenia rentgenowskiego otrzymano naprzemienne białe oraz czarne linie. Obraz A charakteryzuje się wysokim kontrastem, lecz słabą ostrością, obraz B ma natomiast niski kontrast ale lepszą ostrość. W obu przypadkach trudno rozróżnić poszczególne linie, co wynika z słabej rozdzielczości [13] [16].

6.2.4 Powiększenie obrazu

Rozmiar uzyskanego obrazu rentgenowskiego nie odzwierciedla rzeczywistego rozmiaru obrazowanego obiektu. Jest to spowodowane uzyskanym powiększeniem. Powiększenie to stosunek rozmiaru obrazu do rozmiaru przedmiotu, a zatem rzeczywisty rozmiar przedmiotu S_0 można wyznaczyć jako:

$$S_0 = \frac{S_I}{M} \quad (11)$$

przy czym S_I to rozmiar obrazu, natomiast M – powiększenie.

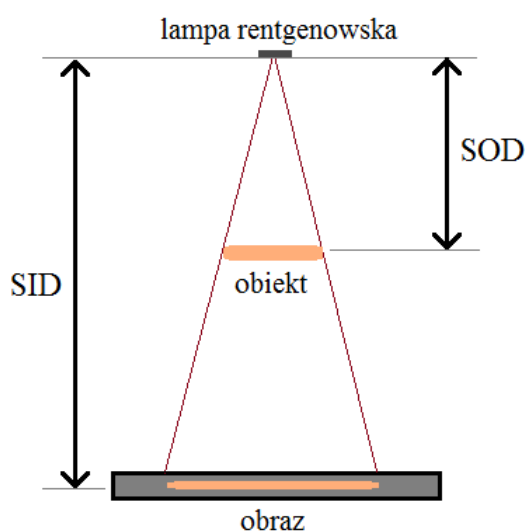
Powiększenie teoretyczne M_t wylicza się, korzystając z wzoru:

$$M_t = \frac{SID}{SOD} \quad (12)$$

gdzie:

SID – odległość obrazu od źródła promieniowania,

SOD – odległość obiektu od źródła promieniowania.



Rysunek 20: Zilustrowanie efektu powiększenia [10]

Wartość $M = 1$ oznaczałaby, że nie ma powiększenia, rozmiar uzyskanego obrazu odpowiada rozmiarowi badanego obiektu. Nie jest to możliwe do otrzymania na zdjęciach rentgenowskich, ponieważ niewykonalne jest umieszczenie przedmiotu/pacjenta w tym samym miejscu, w którym ustawiony jest detektor [13] [17].

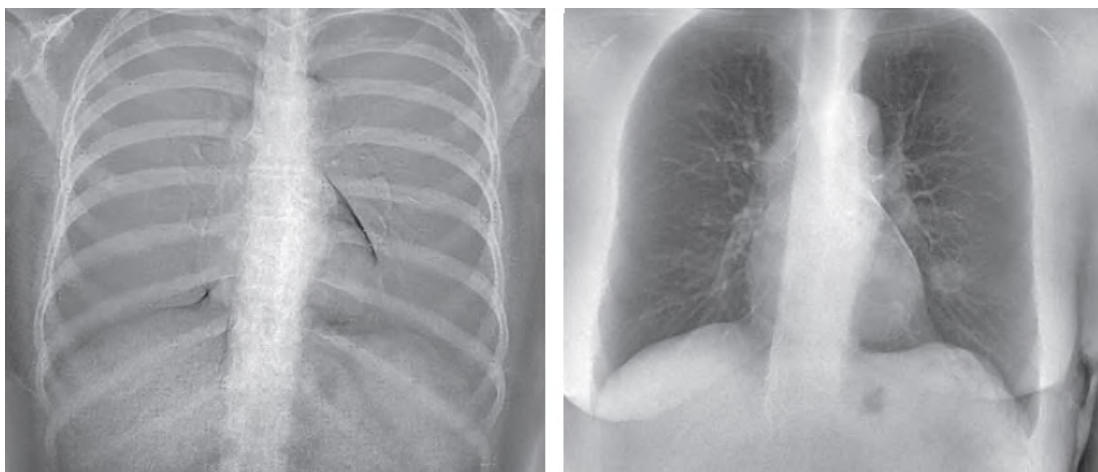
6.3 Radiografia różnicowa

Głównym ograniczeniem radiografii jest fakt, że wykonywana jest projekcja trójwymiarowa anatomii pacjenta i na dwuwymiarowej płaszczyźnie obrazu. Na przykład w obrazowaniu klatki piersiowej struktura kostna żeber, obojczyka zasłania obraz płuc, dlatego usunięcie struktury kostnej może pomóc w wizualizacji niewykrywalnych w inny sposób zmian. Podobnie, usunięcie elementów tkanek miękkich i podkreślenie struktur kostnych może pozwolić na odróżnienie zmian miękkich od zwapnionych na kości. Ma to szczególne znaczenie diagnostyczne. Jest różnica, czy zauważona nieprawidłowość należy do kości czy do tkanki miękkiej, uszkodzenie płuc może być nałożone na żebro. Rozdzielenie obrazów tkanek miękkich i kości pozwala na rozróżnienie, czy jest to narośl na żebrze czy zmiana w tkance płucnej za żebrzem.



Rysunek 21: Wykonane zdjęcie rentgenowskie klatki piersiowej [10]

Aby uzyskać oddzielne obrazy tkanek miękkich i kości, należy wykonać dwa zdjęcia: obraz uzyskany przy większej energii promieniowania (wyższym napięciu na lampie rentgenowskiej) oraz obraz uzyskany przy mniejszej energii (niższym napięciu na lampie). Łącząc ze sobą dwa zdjęcia z odpowiednimi współczynnikami wagowymi można uzyskać obraz zawierający tylko tkankę miękką lub obraz z uwidocznionymi strukturami kostnymi.



Rysunek 22: Efekt wykonania radiografii różnicowej [10]

Na obrazach kolista zmiana w obrębie tkanki płucnej dolnego płata lewego płuca jest możliwa do zlokalizowania w obrazie, w którym usunięto obszary struktur kostnych, co było trudne do wykrycia w oryginalnym obrazie [13] [14] [18].

Obraz różnicowy N , w którym usunięto obszary o słabszej absorpcji wyznacza się zgodnie ze wzorem:

$$\ln(N) = \ln(H) - w \cdot \ln(L) \quad (13)$$

gdzie:

H - obraz uzyskany przy wyższym napięciu lampy (wyższej energii promieniowania),

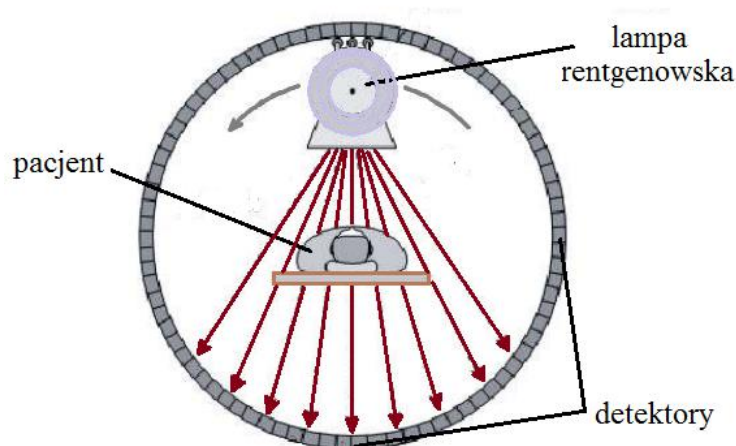
L - obraz uzyskany przy niższym napięciu lampy,

w - współczynnik wagowy modulujący stopień usunięcia obszaru o słabszej absorpcji [19].

7 Tomografia komputerowa

7.1 Opis metody obrazowania

Tomografia komputerowa należy do systemów obrazowania pośredniego, ponieważ obraz powstaje w wyniku obliczeń i przekształceń matematycznych na zebranych danych, a nie w wyniku pomiaru. Pomiary te wykonuje się podobnie jak w przypadku uzyskiwaniu klasycznych rentgenogramów.



Rysunek 23: Schemat wykonywania tomografii komputerowej [20]

Promieniowanie rentgenowskie zostaje wyemitowane z lampy, następnie przenika przez obiekt (ciało pacjenta) i ulega osłabieniu, co rejestrują odpowiednie detektory. W porównaniu do zdjęć rentgenowskich, gdzie wykorzystuje się klisze i folie wzmacniające – w tomografii komputerowej stosuje się układy detektorów i wzmacniacz. Pomiary są wykonywane wielokrotnie, dla różnych kątów pomiędzy osią lampa-obiekt-detektor a pionem. Dzięki temu dla różnych kątów pomiarowych uzyskuje się zbiór wartości pochłaniania promieniowania. Pojedynczy pomiar nazywany jest projekcją, natomiast zbiór projekcji to skan [19] [20] [21].

7.2 Rekonstrukcja obrazu tomograficznego

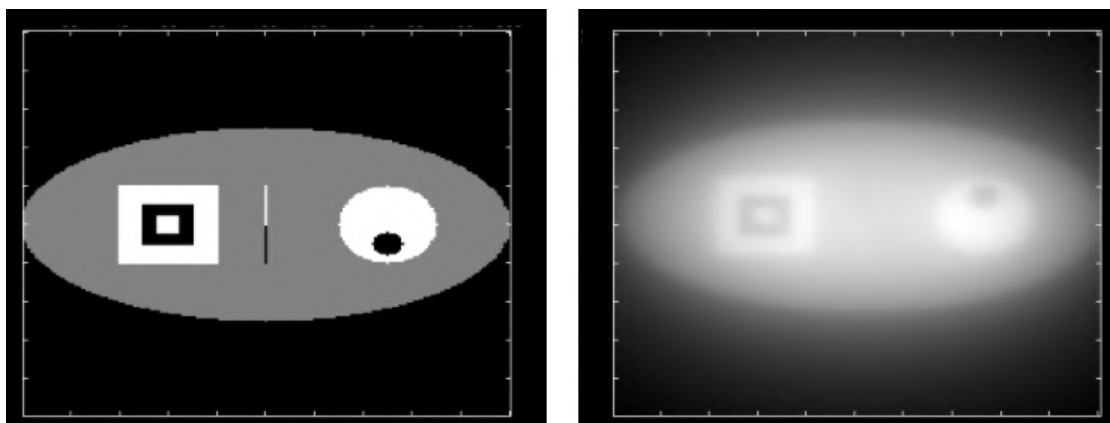
Rekonstrukcją obrazu tomograficznego nazywamy proces przetwarzania pierwotnych danych do obrazu tomograficznego. Aby uzyskać obraz w skali szarości, należy wykorzystać

operacje matematyczne, które tworzą równomierny rozkład wartości pochłaniania promieniowania w danej projekcji.

Istnieje kilka metod rekonstrukcji obrazu. Najpopularniejsze z nich to:

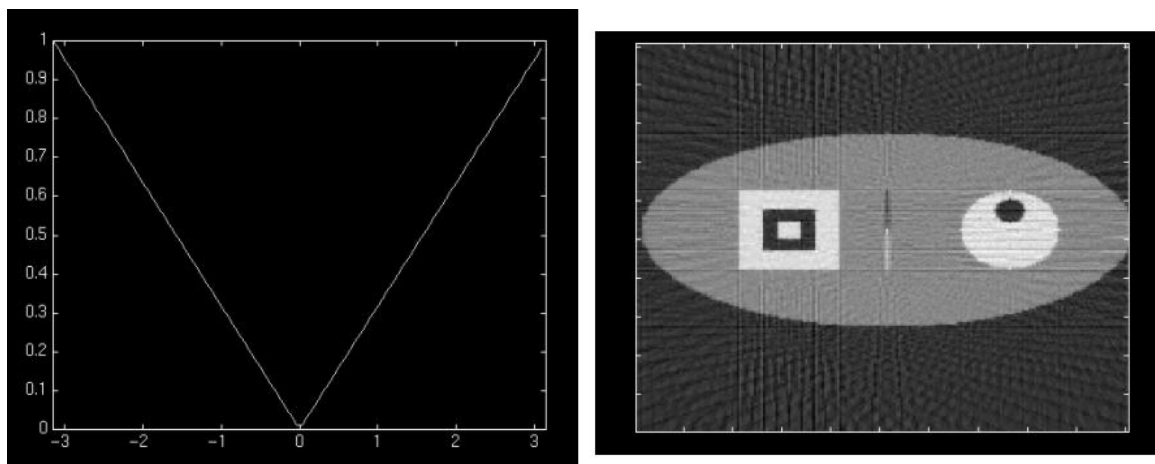
- Metoda algebraiczna - polega na rozwiązywaniu układu równań liniowych. Metoda ta nie sprawdza się już przy niezbyt dużych rozdzielczościach. Jest to spowodowane zbyt dużym układem równań oraz obciążeniami obliczeniowymi.
- Metoda iteracyjna – opiera się wyszukiwaniu wartości osłabienia promieniowania w poszczególnych objętościach obiektu (voxelach) tak, aby był on zgodny ze zmierzonymi wartościami. Przez kolejne powtarzające się kroki (iteracje), wartości kolejnych projekcji są modyfikowane tak długo, aż do uzyskania zgodności pomiędzy wartościami zmierzonymi a wyznaczonymi, co oznacza, że obraz został zrekonstruowany.
- Projekcja wsteczna – wykorzystuje tzw. transformatę Radona i odwrotną transformatę Radona. Każdy promień (prostą) można scharakteryzować określając jego kąt nachylenia względem osi Y oraz jego odległość względem środka układu współrzędnych. W biegunowym układzie współrzędnych transformatą Radona punktu jest krzywa sinusoidalna, a zatem transformata Radona obiektu będzie składała się z wielu sinusoid. Dlatego też zestawienie zbioru takich projekcji nazywa się sinogramem. Aby zobrazić obiekt, wykorzystuje się transformatę odwrotną do Transformaty Radona, odwrotnej obraz obiektu na podstawie danych zawartych w sinogramie.

Mimo różnych sposobów rekonstrukcji obrazu, najczęściej wykorzystywanym algorytmem w tomografii komputerowej jest algorytm należący do filtrowanej projekcji wstecznej. Sama metoda rzutu wstecznego nie zapewnia jednak równomiernego rozkładu wartości pochłoniętego promieniowania. Wynika to z faktu, że w obszarze nakłada się wiele różnych obrazów. Dodatkowo, uzyskane obrazy są mocno rozmyte.



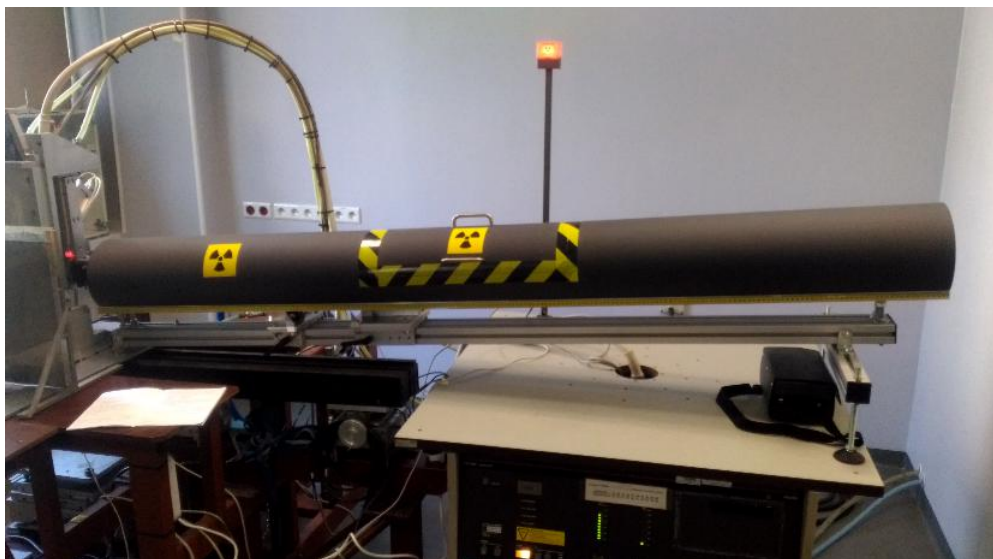
Rysunek 24: Fantom przed wykonaniem projekcji (po lewej) oraz niefiltrowana projekcja wsteczna fantomu (po prawej) [22]

Dlatego też projekcje uzyskane z pomiarów najpierw są filtrowane, a dopiero później następuje rzutowanie wsteczne. Najczęściej wykorzystywanym filtrem jest filtr Ram-Laka.



Rysunek 25: Znormalizowana odpowiedź filtra Ram-Laka (po lewej) oraz zrekonstruowany fantom [22]

Filtr ten odfiltrowuje niskie częstotliwości i przepuszcza tylko wysokie, zachowując liniowość między nimi. W ten sposób kontrastujące ze sobą obszary obrazu są podkreślane, natomiast rozmycia minimalizowane [21] [22] [25].



Rysunek 27: Widok ogólny stanowiska

Układ ten pozwala na zmienianie odległości kamery od źródła promieniowania oraz odległości próbki od źródła. Pomiar ustawianych odległości możliwy jest za pomocą taśmy mierniczej i wskaźników, które zostały zamocowane na wózkach. Rura wraz z przewodnicą została oparta na dwóch podporach. Dzięki temu uzyskano możliwość modyfikacji kąta nachylenia całego układu względem poziomu.

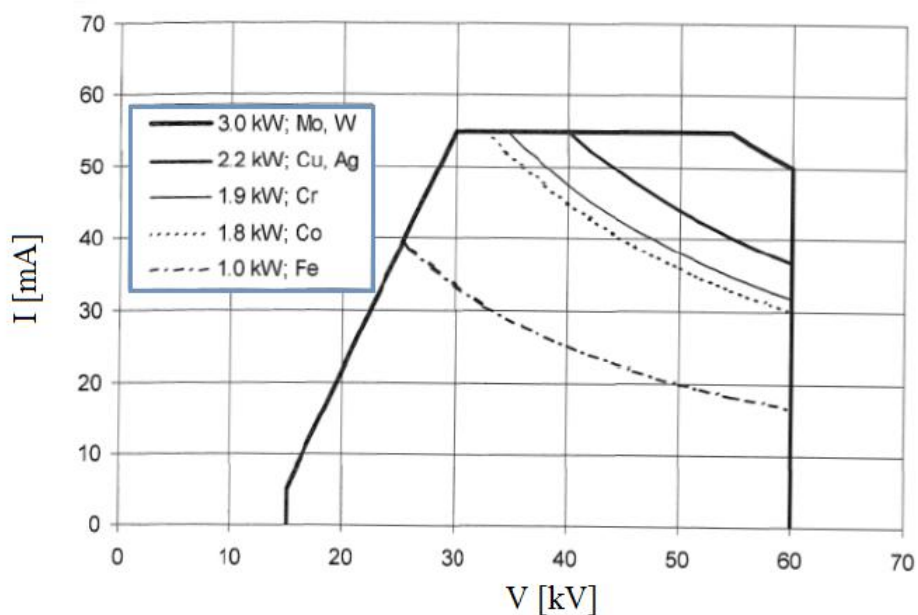
8.2 Lampa rentgenowska

Źródłem promieniowania jest lampa typu dyfrakcyjnego ze stałą anodą molibdenową przeznaczona do pracy ciągłej. Jest to lampa typu „long fine focus” – jej ognisko ma wymiary $0,4 \times 12 \text{ mm}^2$ i jest ono zorientowane wzdłuż stanowiska radiograficznego. Lampa posiada okno berylowe o grubości 0,3 mm.



Rysunek 28: Rysunek lampy dyfrakcyjnej [23]

Generator HV Philips PW1830 umożliwia zasilanie o napięciu maksymalnym 60 kV oraz maksymalnym prądzie lampy 60 mA. Maksymalny możliwy prąd lampy w funkcji wysokiego napięcia przedstawia wykres na Rysunku 29. Lampa ta chłodzona jest wodą o przepływie około 4 litrów na minutę.



Rysunek 29: Wykres mocy lampy [24]

8.3 Kolimator

Promieniowanie wychodzące z lampy charakteryzuje się szerokim kątem bryłowym. W celu ukształtowania wiązki wykorzystano mosiężny kolimator, który wsuwany jest przy wyjściu promieniowania z lampy. Średnica jego otworu wynosi 1 cm, dodatkowo założono milimetrową osłonę ołowianą osłaniającą przed promieniowaniem rozproszenia w powietrzu. Na kolimatorze można zamontować filtry. Przygotowano filtry aluminiowe oraz miedziane.



Rysunek 30: Kolimator z przygotowanymi filtrami

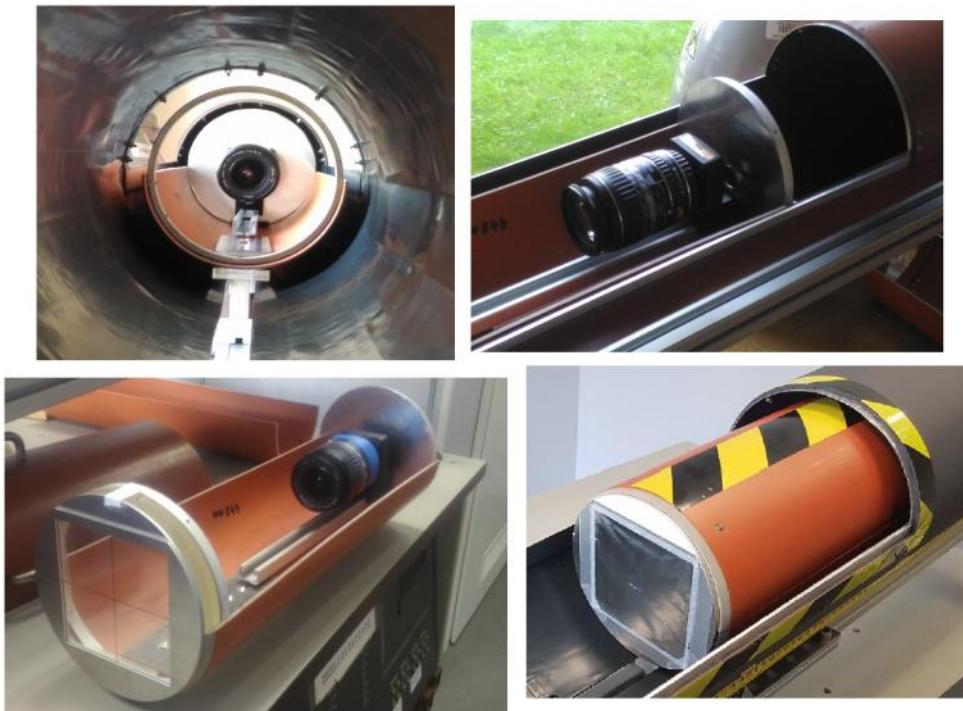
8.4 Uchwyt na próbki

Próbki, przyklejone do drewnianych patyczków (grubych wykałaczek), zakładane są na uchwyt wiertarski zamontowany jest na silniku krokowym, który umożliwia automatyczny obrót próbki o 360° z krokiem $1,8^\circ$. Dostęp do próbek możliwy jest po usunięciu wieka obudowy stanowiska, dlatego bardzo ważne jest, aby podczas zmiany obiektów do naświetlania pamiętać o bezpieczeństwie i zawsze sprawdzać, czy migawka lampy jest zasłonięta.

8.5 Kamera

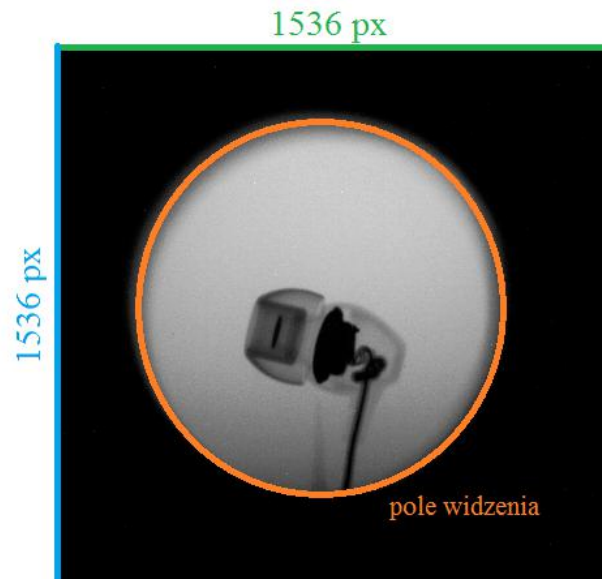
Głównymi elementami kamery rentgenowskiej są:

- Ekran wzmacniający firmy CAWO model OG16 na bazie siarczko-tlenku gadolinu GdO_2S o czułości 800 świecącego na zielono,
- Kamera mikroskopowej CMOS firmy Touptek o rozdzielczości 3,1 megapikseli oraz rozmiarze matrycy $1/2M''$,
- Obiektywu Canon EF-S 18-55 mm $f/3.5-5.6$,



Rysunek 31: Układ kamery

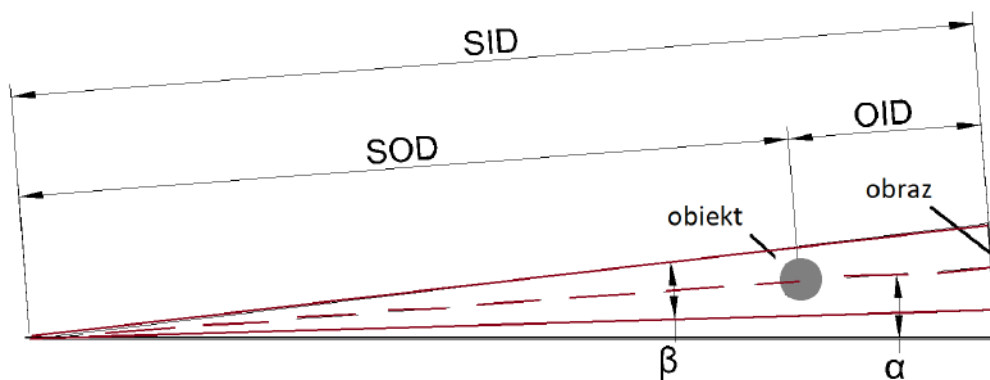
Kamera mikroskopowa umieszczona została w obudowie z rury PCV. Okrągła tafla szkła ołowianego stanowi ochronę kamery przed bezpośrednim oświetleniem promieniowania X, które mogłoby ją uszkodzić. Dodatkowo przód kamery zaklejono folią aluminiową, dzięki czemu jest zabezpieczona przed światłem widzialnym. Obszar czynny kamery wynosi $8,8 \times 8,8 \text{ cm}^2$ (1536 x 1536 pikseli), jednak w praktyce pole widzenia jest ograniczone przez stożek promieniowania.



Rysunek 32: Ograniczenie pola widzenia przez stożek promieniowania

8.6 Geometria pomiaru

Geometria pomiaru przedstawiono na poniższym rysunku:



Rysunek 33: Schemat geometrii

Kąt α jest kątem nachylenia osi urządzenia względem poziomu. Kąt β jest kątem rozwarcia stożka promieniowania wychodzącego z kolimatora. *SID* jest oznaczeniem odległości obrazu od źródła promieniowania, *SOD* odległością obiektu (próbki) od źródła, natomiast *OID* to odległość obrazu od naświetlanego obiektu.

8.7 Bezpieczeństwo użytkownika

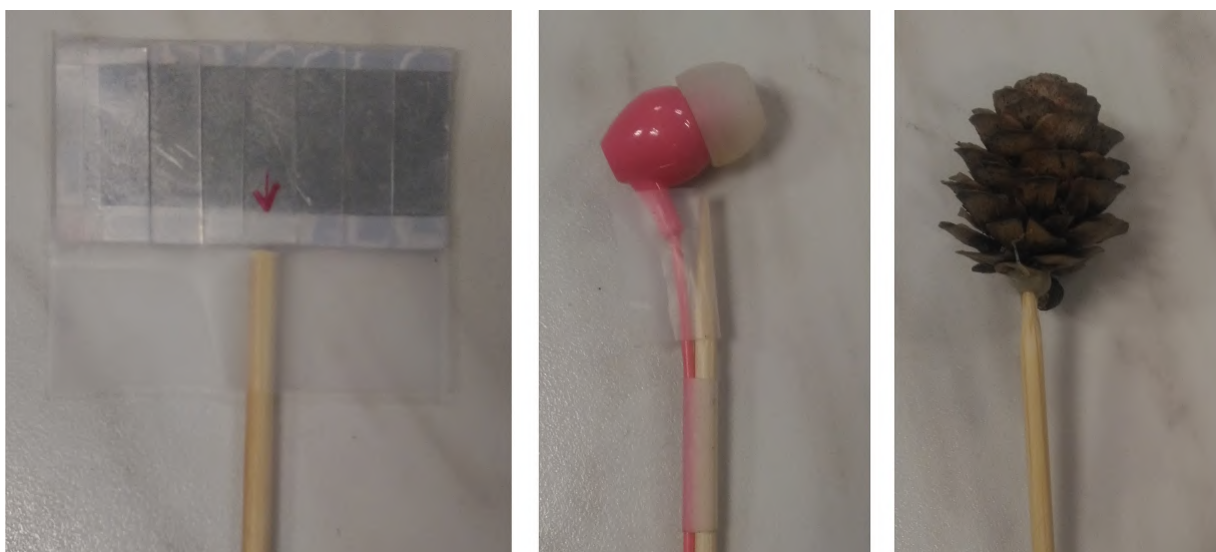
Moc dawki w polu promieniowania wychodzącym z lampy jest rzędu kilku Sv/h . Aby ograniczyć narażenie studentów i pracowników na promieniowanie rozproszone od próbki, kamery oraz powietrza - obudowę stanowiska wyklejono od wewnętrznej strony folią ołowianą o grubości 0,5 mm. Tylne ścianki zostały dodatkowo zabezpieczone 1,5 milimetrową warstwą ołowiu. Ochroną przed promieniowaniem wychodzącym bezpośrednio z lampy jest centymetrowa tafła szkła ołowianego zamontowana w układzie kamery.

Podczas wykonywania ćwiczenia i pracy w pobliżu zbudowanego układu należy zachować ostrożność i przestrzegać zasad, które pozwalają na bezpieczne użytkowanie stanowiska. Przede wszystkim nie należy przebywać w bliskiej odległości od stanowiska podczas otwartej migawki lampy, a także zawsze bezwzględnie sprawdzać, czy migawka nie jest otwarta podczas podnoszenia pokrywy bądź zmian ustawień położenia wózka kamery lub próbki.

9 Próbki

Oprócz zbudowania układu należało również przygotować próbki, które wykorzystano do wykonywania pomiarów. Średnica rury PCV oraz zakres pola widzenia kamery ograniczyły wielkość używanych obiektów, przez co próbki mogą mieć wielkość maksymalnie kilku centymetrów. Do przeprowadzenia ćwiczeń przygotowano:

- metalową kratkę - sitko do krojenia warzyw,
- sztuczne muszelki różnego kształtu,
- szyszkę,
- słuchawkę dokanałową,
- orzecha,
- nakrętkę z butelki,
- układ blaszek różnej grubości,
- pendrive'a,
- zestaw probówek wypełnionych 5% roztworem $\text{Ba}(\text{NO}_3)_2$ w wodzie, 2,5% roztworem $\text{Ba}(\text{NO}_3)_2$ w wodzie wraz czystą wodą.



Rysunek 34: Zdjęcia próbek - metalowej blaszki, słuchawki, szyszki



Rysunek 35: Zdjęcia próbek - sitka, nakrętki, pendrive'a



Rysunek 36: Zdjęcia próbek - muszelek i orzecha

10 Oprogramowanie

10.1 Środowisko LabView

Akwizycja obrazu odbywa się za pomocą skryptu napisanego w środowisku LabView. Skrypt ten przechwytuje obraz RGB z kamery z częstotliwością 1 klatki na sekundę – emulacja ekspozycji polega na sumowaniu ze sobą zadanej ilości klatek (po uprzedniej konwersji RGB na skalę szarości) do czarno-białego 8-bitowego obrazu. Pliki ASCII z danymi tekstowymi mają zakodowane w nazwie parametry wykonanej projekcji: NAZWA–(napięcie [kV])–(prąd [mA])–(SOD [cm])–(SID [cm])–(ilość filtrów aluminiowych o grubości 0,5mm)–(ilość klatek).dat np.: Orzeszek–55–15–50–80–1–30.dat oznacza ekspozycję orzeszka przy 55 kV, 15 mA odległości orzeszek-lampa 50 cm, odległości lampa-kamera 80 cm, łączną grubość filtrów aluminiowych 0.5 mm, ekspozycję 30 klatek czyli 30 sekund.

10.2 Matlab

Jedno z wykonywanych ćwiczeń wykorzystuje skrypty napisane w oprogramowaniu Matlab [22]. Zawierają w sobie zestawy funkcji wykonujących zadania rekonstrukcji obrazów tomograficznych, takie jak transformacja Radona, projekcja wsteczna, filtrowana projekcja wsteczna z filtrem Ram-Laka, a także projekcja wsteczna filtrowana w dziedzinie częstotliwości. Dodatkowo skrypty zostały rozbudowane do automatycznej rekonstrukcji wszystkich sinogramów w projekcji. Oprócz tego każda projekcja została znormalizowana, a także wyznaczono położenie średniej osi obrotu (miejsce na sinogramie wokół którego obraca się obiekt).

10.3 ImageJ

Do obróbki danych użyto programu do przetwarzania i analizy obrazu – ImageJ. Zaletami wykorzystanego narzędzia jest niezależność od systemu operacyjnego, prosta oraz intuicyjna obsługa, a także darmowe użytkowanie bez potrzeby wykupywania licencji. Z tego powodu program będzie polecany studentom wykonującym ćwiczenie laboratoryjne.

Wybrane opcje programu ImageJ, które zostały wykorzystane do wykonania konkretnego

zadania zostały przedstawione przy odpowiednim ćwiczeniu.

10.4 Python

Uzyskane dane przedstawiane na wykresach otrzymano jako wynik kodu napisanego w języku Python. Program ten zawiera bibliotekę `matplotlib` umożliwiającą generowanie czytelnych wykresów, które w szybki i prosty sposób można modyfikować.

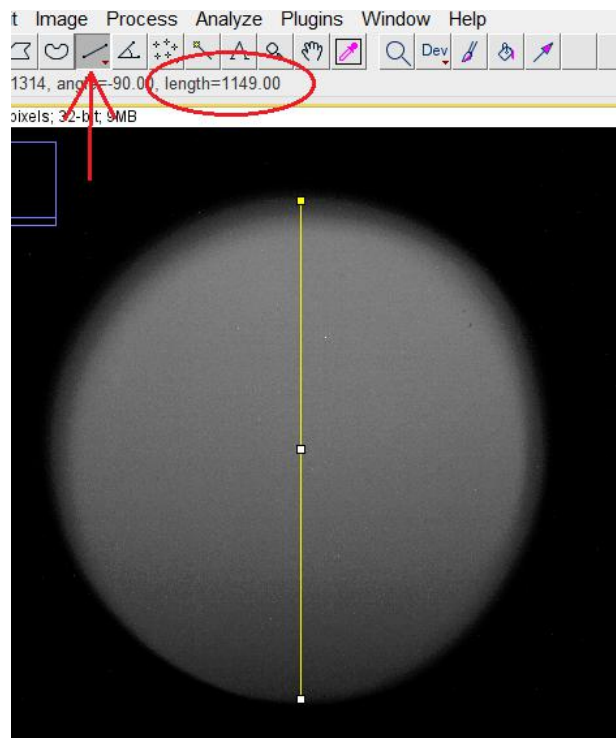
11 Przygotowanie ćwiczenia dla studentów

Głównym celem pracy dyplomowej było przygotowanie ćwiczeń laboratoryjnych dla studentów. Opracowano zestaw zadań, jakie zostaną wykonane za pomocą stworzonego stanowiska, a także przedstawiono uzyskane wyniki.

Podczas wykonywania pomiarów do niniejszej pracy obudowa wraz z szyną przewodniczą ustawiona była pod kątem $\alpha = 4,3^\circ$.

11.1 Pomiar kąta rozwarcia stożka promieniowania

Pierwszym ćwiczeniem jest wyznaczenie kąta β rozwarcia stożka promieniowania wychodzącego z lampy oraz jego niepewność. W tym celu student wykonuje kilka projekcji pustego pola, tj. bez wykorzystania próbek, zmieniając odległość SID co 10-15 cm. Następnie należy zmierzyć średnicę D oświetlonego pola dla każdego pomiaru oraz wykonać wykres zmierzonych wartości w funkcji odległości SID . Można tego dokonać używając narzędzia „Line” w programie ImageJ:

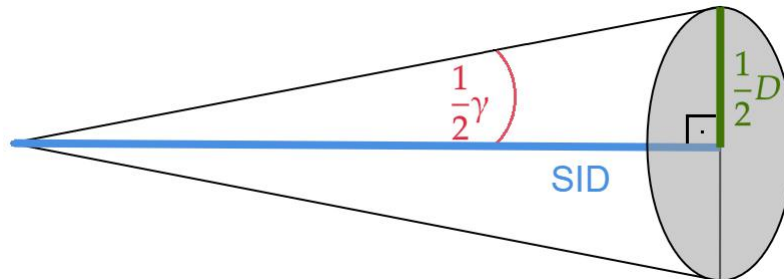


Rysunek 37: Przedstawienie przykładowego sposobu pomiaru średnicy w programie ImageJ

Wyznaczony z dopasowania prostej:

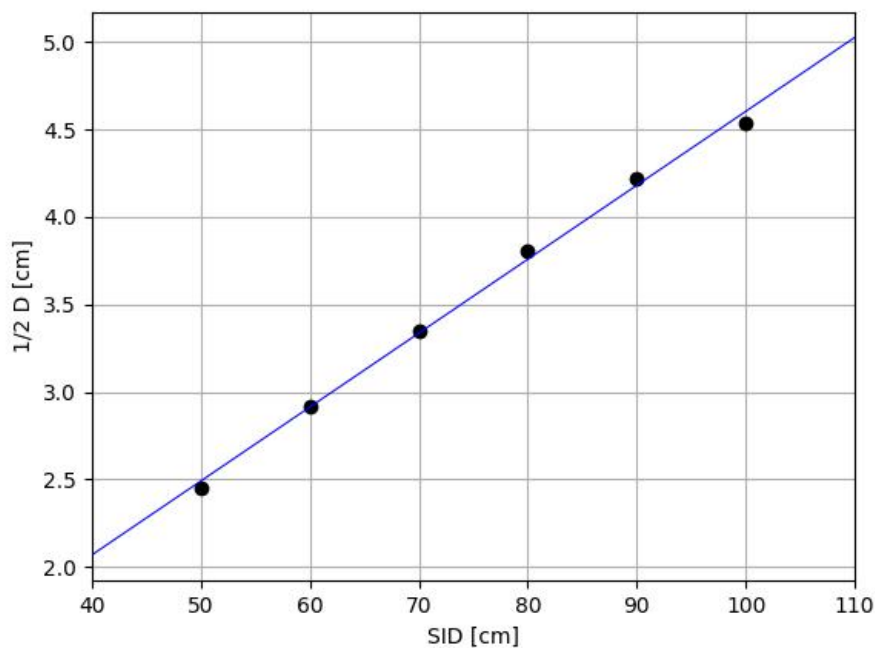
$$\frac{1}{2}D(SID) = a \cdot SID$$

współczynnik nachylenia a jest tangensem połowy kąta rozwarcia stożka.



Rysunek 38: Zilustrowanie metody wyznaczenia kąta rozwarcia stożka promieniowania

Na kolejnym rysunku przedstawiono wynik uzyskanych pomiarów wraz z dopasowaną prostą.



Rysunek 39: Uzyskane wyniki z dopasowaną prostą

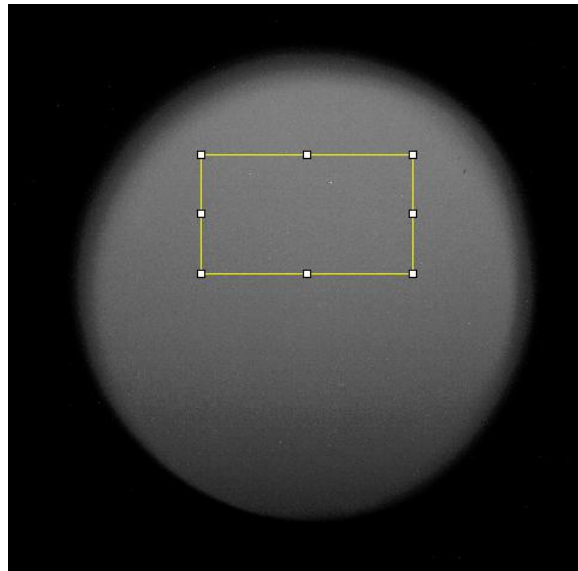
Otrzymano wzór dopasowanej prostej:

$$\frac{1}{2}D = 0,042(2)SID + 0,35(18)$$

. Współczynnik dopasowanej prostej wynosi zatem $a = 0,042$. Po przeliczeniu współczynnika na kąt rozwarcia stożka promieniowania uzyskano wynik: $4,83(14)^\circ$.

11.2 Analiza jasności obrazu w funkcji odległości kamery od źródła

Wykonane projekcje z poprzedniego ćwiczenia można wykorzystać do analizy jasności obrazu. Za pomocą narzędzi „Retangle” a następnie „Analyze” -> „Histogram” należy zmierzyć średni sygnał („mean” w tabeli uzyskanych wartości histogramu) we fragmencie górnej części oświetlonego pola (jak na rysunku niżej), a następnie wykonać wykres uzyskanych wartości w funkcji odległości SID .



Rysunek 40: Zilustrowanie obszaru do pomiaru średniego sygnału

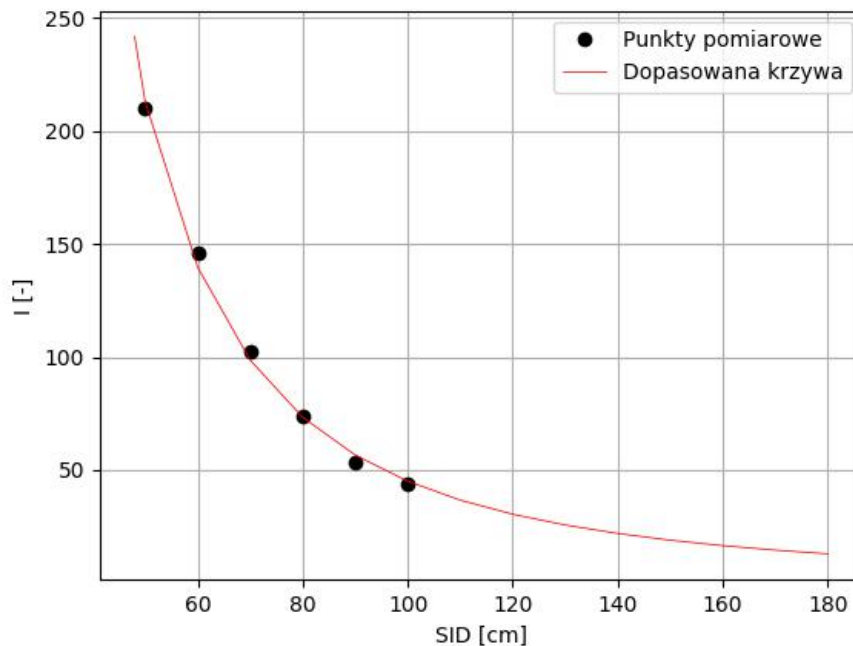
Kolejnym etapem jest dopasowanie do danych funkcji typu:

$$I(SID) = \frac{A}{(SID - SID_0)^2}$$

i ekstrapolacja do maksymalnej odległości SID_{max} , tj. do 172 cm.

Na poniższym rysunku przedstawiono wyniki pomiarów, do których dopasowano prostą:

$$I(SID) = \frac{386553}{(SID - 7,38)^2}$$

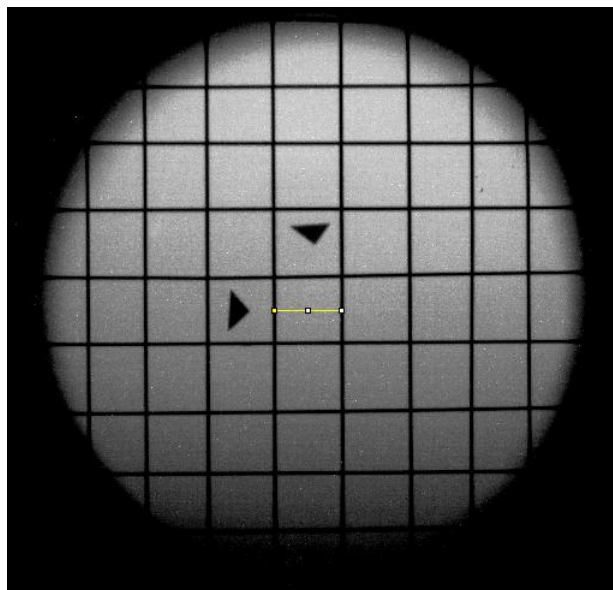


Rysunek 41: Uzyskane punkty pomiarowe i dopasowana funkcja

Dodatkowym zadaniem studenta jest skomentowanie wyniku pod kątem użyteczności urządzenia w pracy dla dużych odległości SID .

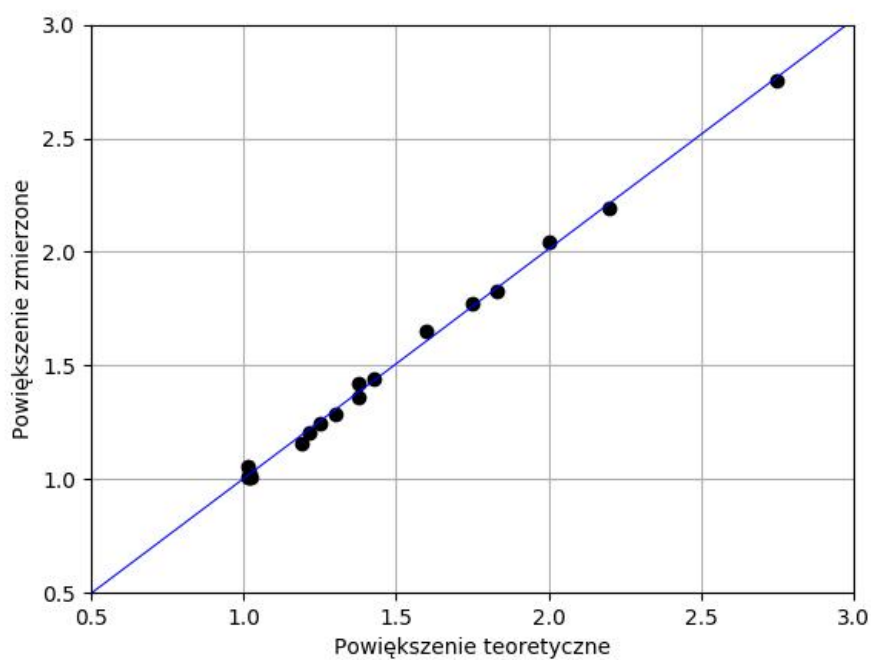
11.3 Analiza powiększeń

Celem ćwiczenia jest porównanie powiększenia teoretycznego z powiększeniem rzeczywistym. Powiększenie teoretyczne oblicza się ze wzoru (12). Powiększenie rzeczywiste (mierzone) można uzyskać porównując rzeczywisty rozmiar obiektu z rozmiarem jego obrazu. Do wykonania tego zadania student wykorzystuje próbkę – metalowe sitko do krojenia warzyw. Należy wykonać kilkanaście projekcji w różnych odległościach SID i SOD by następnie, korzystając z narzędzia „Line”, zmierzyć rozstaw kratki, który należy przeliczyć na milimetry. Znając rzeczywisty rozstaw – 8 mm – można wyznaczyć powiększenie jako stosunek zmierzonego rozstawu kratki do rzeczywistego.



Rysunek 42: Przedstawienie miejsca pomiaru rozstawu kratki

Kolejnymi krokami są: wykonanie wykresu powiększenia zmierzonego M_z w funkcji powiększenia teoretycznego M_t , dopasowanie prostej do danych i sprawdzenie, czy współczynnik nachylenia jest równy jedności w granicy niepewności. Na rysunku poniżej przedstawiono uzyskane wyniki wraz z dopasowaną prostą.



Rysunek 43: Wykres powiększenia zmierzonego w funkcji powiększenia teoretycznego

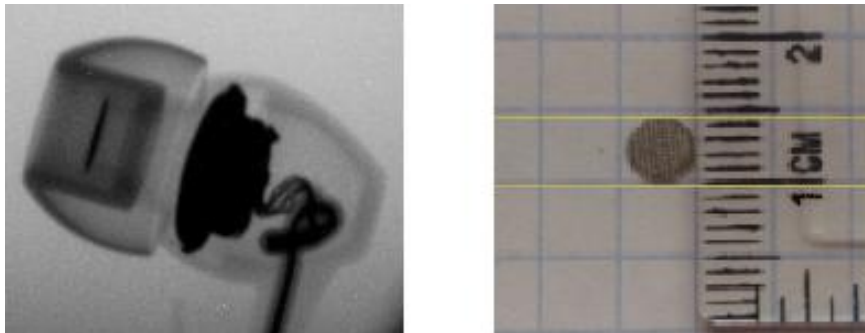
Otrzymano wzór dopasowanej prostej:

$$M_z = 1,009(12) \cdot M_t - 0,006(19)$$

. Na podstawie uzyskanego wyniku stwierdzono, że powiększenie zmierzone zgadza się z powiększeniem teoretycznym. Dzięki temu można wyznaczyć rzeczywisty rozmiar prześwietlanego obiektu.

11.4 Wyznaczenie rzeczywistego rozmiaru przedmiotu

Do wykonania tego ćwiczenia należy wykorzystać różową słuchawkę. Wewnątrz jej gumowej części znajduje się małe, okrągłe, metalowe sitko. Na poniższym rysunku przedstawiono projekcję obiektu z widocznym sitkiem oraz wyciągnięte sitko z drugiej słuchawki dousznej, które służyło do sprawdzenia wymiaru rzeczywistego.

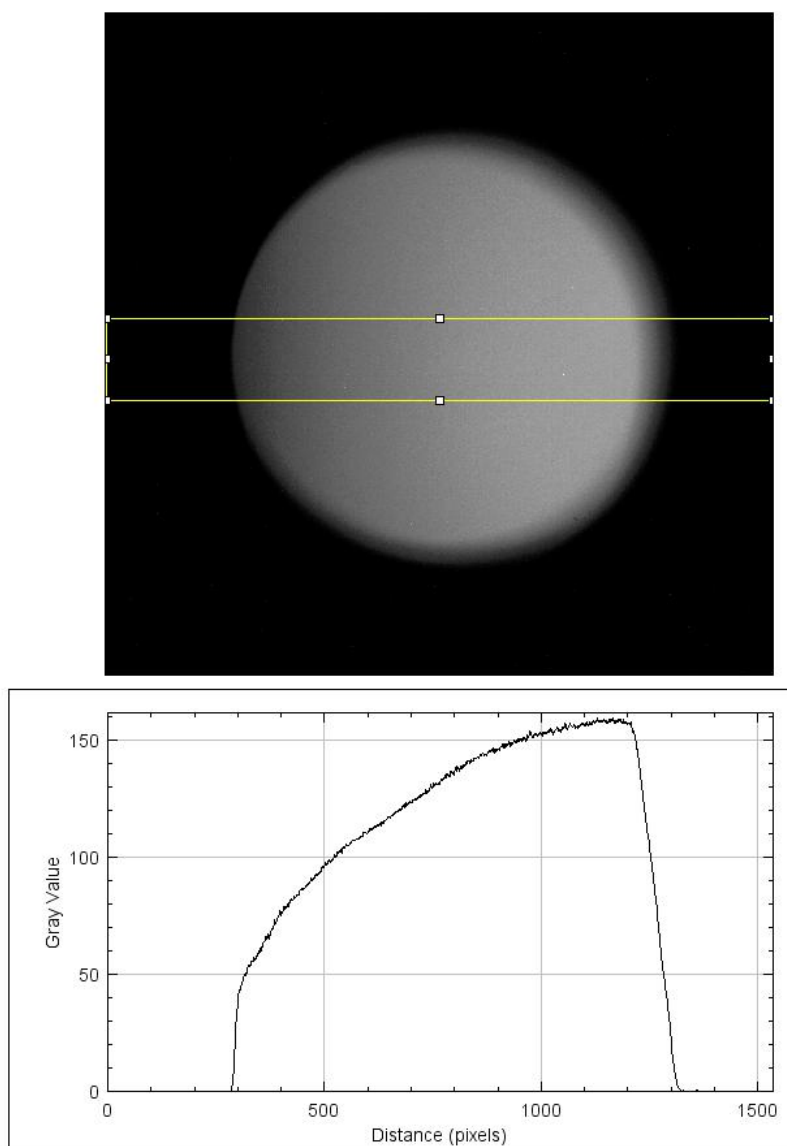


Rysunek 44: Projekcja słuchawki z widocznym rzutem sitka oraz samo sitko

Na podstawie wykonanej projekcji należy zmierzyć jego średnicę w milimetrach i porównać z wymiarem rzeczywistym, tj. 4,5 mm. W przykładowym pomiarze średnicy uzyskano wartość 105 pikseli, co po przeliczeniu na milimetry z uwzględnieniem powiększenia $M = 1,5$ dało wynik 4,4 mm. Można stwierdzić, że wykonując projekcję przedmiotu, po odpowiednich obliczeniach z bardzo dużą dokładnością otrzymuje się rzeczywiste rozmiary obiektów.

11.5 Pomiar anodowego efektu osłabienia

Na podstawie projekcji pustego pola (bez próbki) należy wykonać wykres jasności w funkcji kąta wyjścia promieniowania z anody. Aby to zrobić, należy w ImageJ'u obrócić obraz projekcji o 90° („Image” -> „Transform” -> „Rotate 90 Degrees Right”), a następnie użyć narzędzia „Rectangle” oraz „Analyze” -> „PlotProfile”.

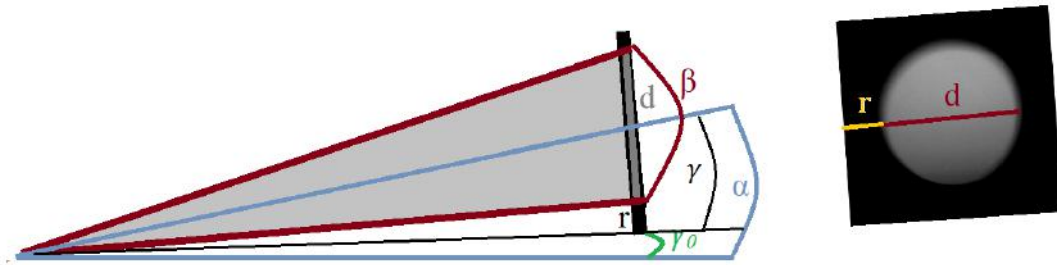


Rysunek 45: Analiza profilu do anodowego osłabienia uzyskanego w programie ImageJ

Wykreślony profil student zapisuje w formie danych liczbowych (*Data* -> *Save Data*). Kolejnym krokiem jest przeliczenie jednostki odciętych z pikseli na kąt względem poziomu, czyli kąt emisji promieniowania z anody. Kąt wyjścia dla centralnego promienia powinien

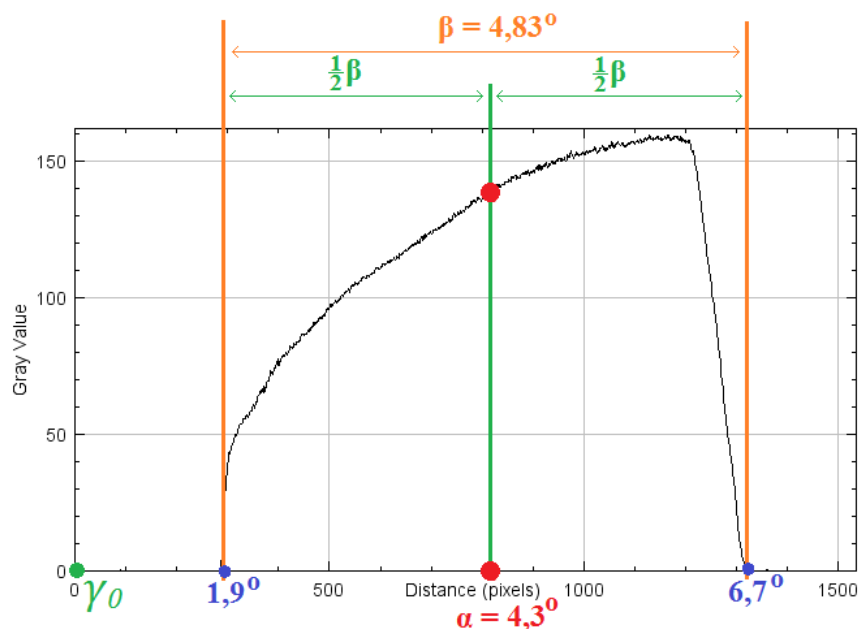
być równy kątowi nachylenia całego układu względem poziomu.

Znając kąt β , można wymierzyć średnicę oświetlonego pola i przeliczyć, jakiemu kątowi nachylenia odpowiada jeden piksel. Następnie do przeskalowanych wartości na osi rzędnych należy dodać wartość $\gamma_0 = \alpha - \gamma$.



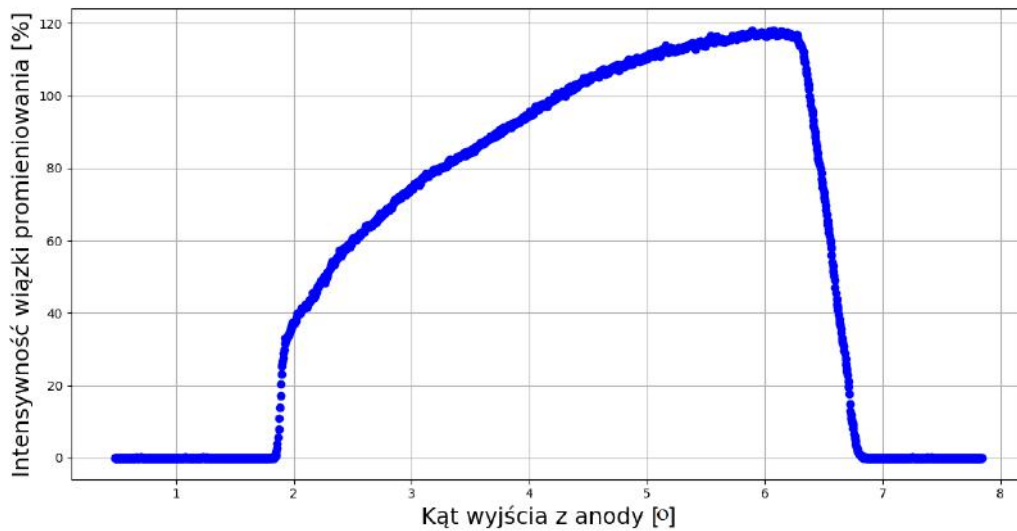
Rysunek 46: Schemat ilustrujący sposób przeskalowania danych

Kąty wyjścia promieniowania z anody γ_n zawierają się w przedziale $[\alpha - \frac{\beta}{2}; \alpha + \frac{\beta}{2}]$. Oznacza to, że wartości teoretyczne powinny wynosić $[1,9^\circ; 6,7^\circ]$, co przedstawiono na poniższym schemacie.



Rysunek 47: Schemat przedstawiający zakres wartości teoretycznych

Przeskalowane wartości prezentują się następująco:

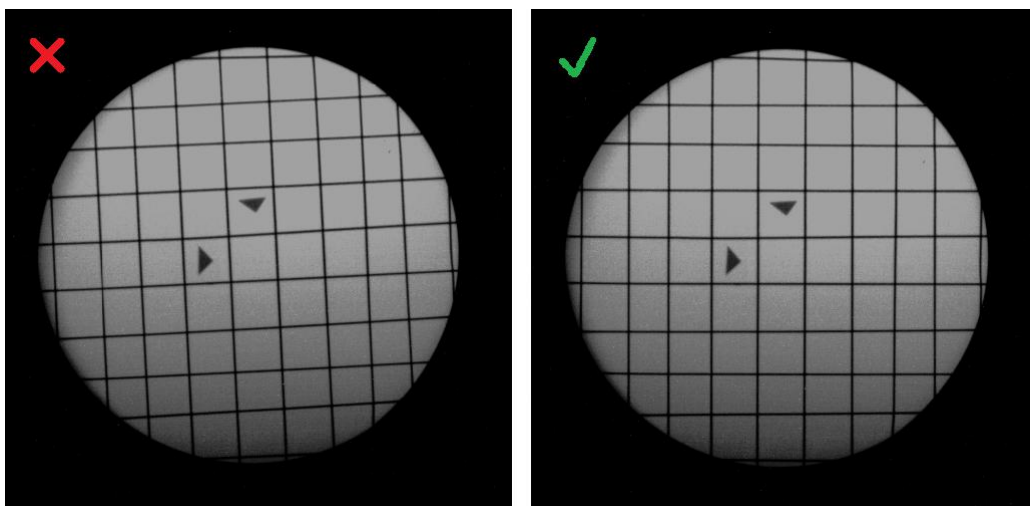


Rysunek 48: Zilustrowanie anodowego efektu osłabienia – po przeskalowaniu

Z danych wykresu należy również oszacować procentowy spadek jasności między górną a dolną krawędzią oświetlonego pola.

11.6 Analiza różnic rozdzielczości przestrzennej w obrębie pola widzenia

Następnym ćwiczeniem, przygotowanym dla studentów jest analiza różnic rozdzielczości przestrzennej w obrębie pola widzenia, tj. stożka promieniowania. Do tego zadania wykorzystuje się próbkę – sitko do krojenia warzyw. Po wykonaniu projekcji należy zwrócić uwagę, czy sitko zostało umocowane prosto (kratki prostopadłe do kadru), a w razie widocznego defektu należy poprawić obraz, korzystając z funkcji `,Image''->, ,Transform''->, ,Rotate''`:

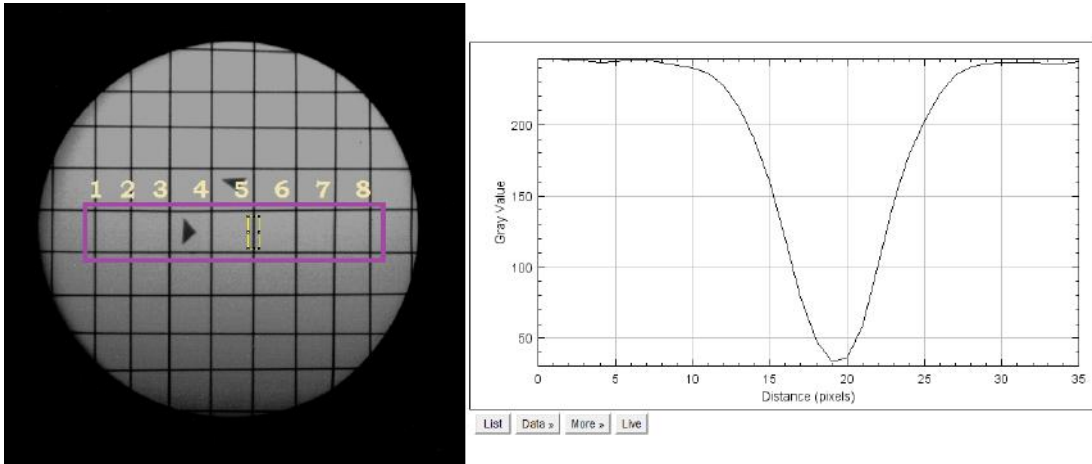


Rysunek 49: Przedstawienie nieprawidłowego i prawidłowo przygotowanego obrazu do wykonania ćwiczenia

Rozdzielczość przestrzenną określa się mierząc szerokość połówkową *FWHM* profilu poszczególnych drucików sitka. Profil to wykres intensywności jasności pikseli wzdłuż linii obrazu. W pojedynczym profilu występuje wiele szumów, dlatego zaleca się uśrednienie wiele profili wzdłuż pojedynczego drucika. W tym celu należy skorzystać z narzędzia „*Rectangle*”, a po zaznaczeniu odpowiedniego miejsca do wykreślenia - „*Analyze*” -> „*Plot Profile*”. Aby zapisać stworzony wykres w formie danych, korzysta się z „*Data*” -> „*Save Data*”, gdzie można wybrać format zapisu danych.

Pomiar rozdzielczości w poziomie

Dokonując pomiaru rozdzielczości w poziomie, student tworzy profile drucików zaznaczonych na rysunku poniżej.



Rysunek 50: Przedstawienie uzyskania uśrednionego profilu pojedynczego drucika

Aby otrzymać szerokość połówkową, do uzyskanych danych należy dopasować odpowiednią funkcję. Gdyby druciki siatki były nieskończenie cienkie, profil zostałby opisany funkcją Gaussa. W związku z tym, że druciki mają swoją określoną grubość do każdego profilu należy dopasować funkcję:

$$I(x) = B + A \left(\operatorname{erf} \left(\frac{x - x_c + \frac{W}{2}}{\sqrt{2}\sigma_x} \right) - \operatorname{erf} \left(\frac{x - x_c - \frac{W}{2}}{\sqrt{2}\sigma_x} \right) \right) \quad (14)$$

gdzie:

$I(x)$ - intensywność względna jasności piksela [-],

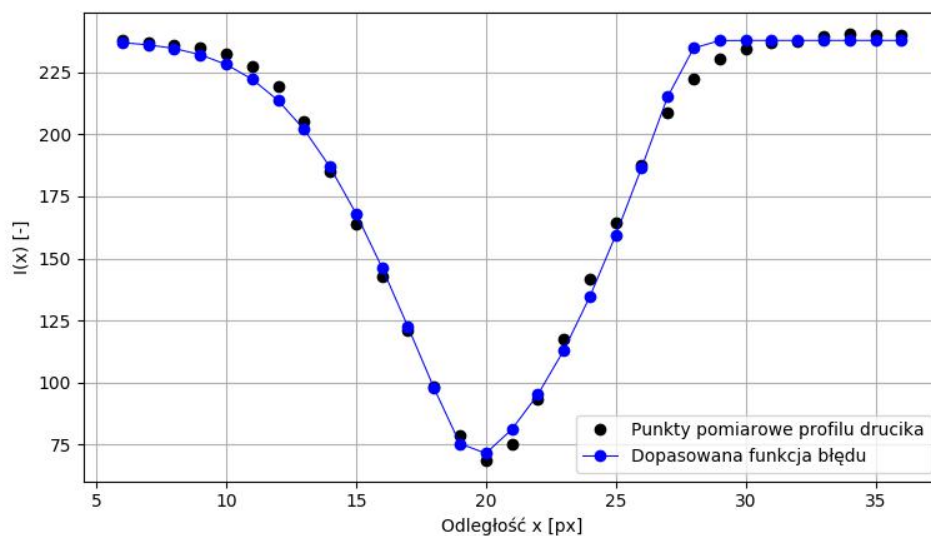
A, B to stałe, które pozwalają na przesunięcie wykresu [-],

σ_x pomnożone przez 2,35 jest poszukiwaną szerokością połówkową $FWHM$ [px],

x_c jest środkiem profilu [px],

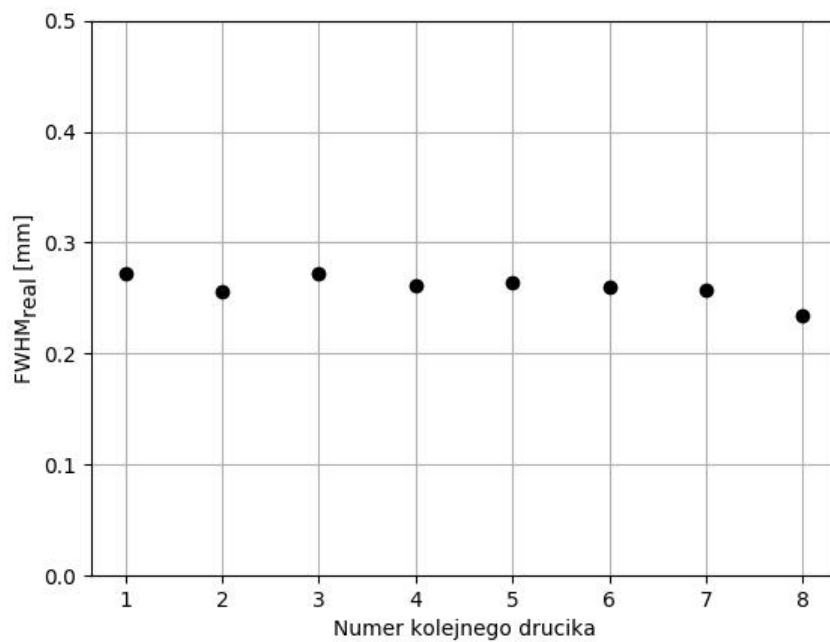
W jest szerokością profilu (jednocześnie średnicą drutu) [px],

erf to funkcja błędu (od ang. *error function*).



Rysunek 51: Przykład dopasowania funkcji błędu do punktów pomiarowych

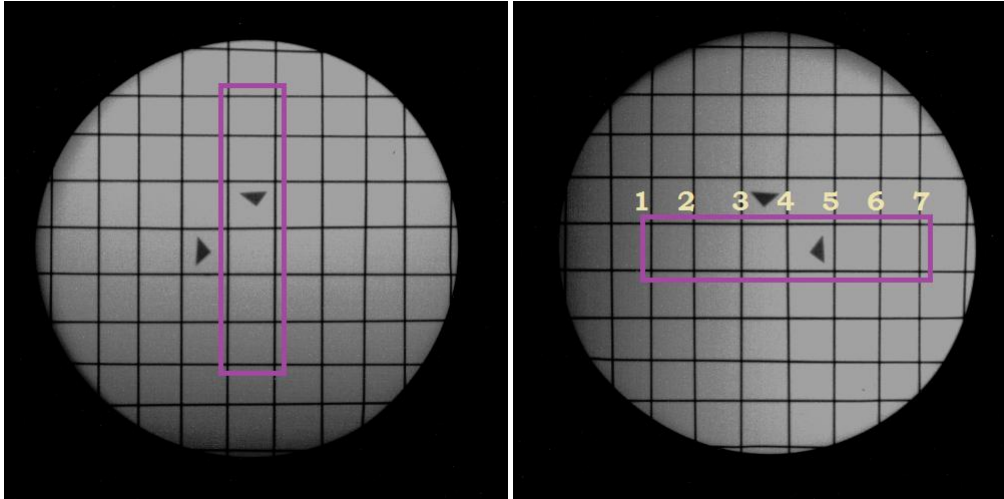
Dla każdego dopasowanego profilu wyznacza się szerokość połówkową, którą następnie należy przeliczyć na milimetry, pamiętając o uwzględnieniu powiększenia oraz przedstawić w formie wykresu punktowego.



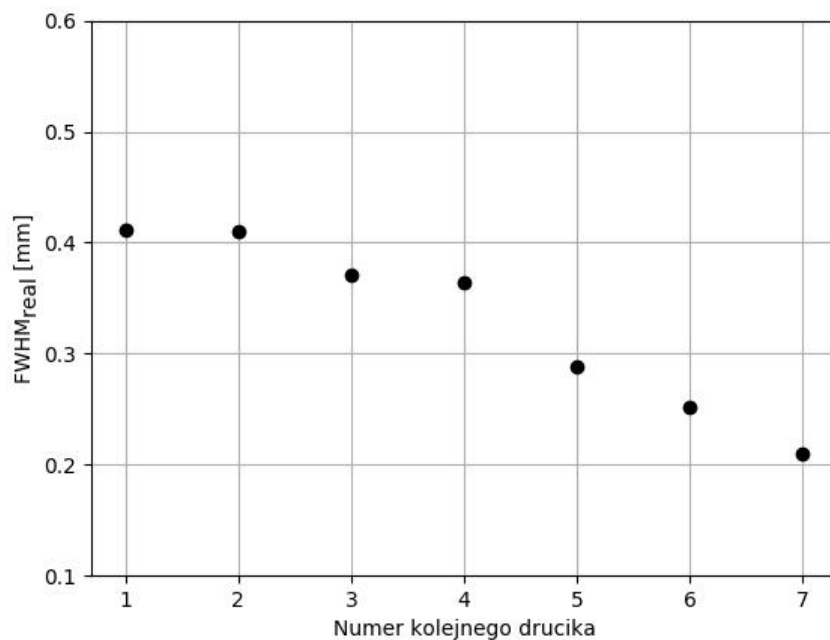
Rysunek 52: Przedstawienie uzyskanych wyników pomiaru rozdzielczości w poziomie

Pomiar rozdzielczości w pionie

Pomiar rozdzielczości w pionie wykonuje się adekwatnie do poprzedniego podpunktu, poprzednio obracając obraz o 90^0 („Image”->„TTransform”->„Rotate90”).



Rysunek 53: Przedstawienie przygotowania projekcji do wykonania profilu drucików w pionie



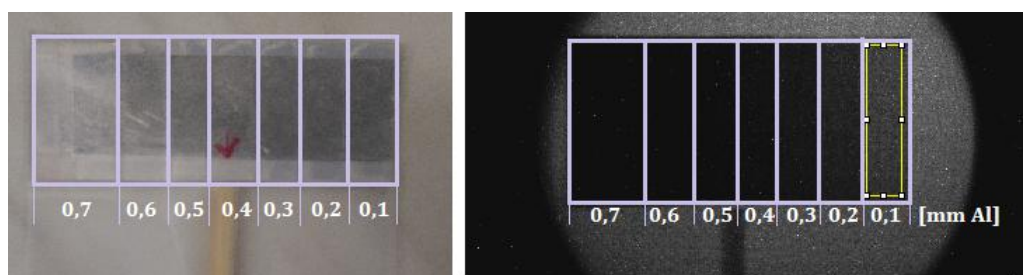
Rysunek 54: Przedstawienie uzyskanych wyników pomiaru rozdzielczości w pionie

Zadaniem studenta jest wyjaśnienie różnicy pomiędzy uzyskanymi wynikami w pomia-

rach rozdzielczości w poziomie i pionie. Można zauważyć, że w przypadku pomiaru rozdzielczości w pionie, wraz z numerem kolejnych drucików (tj. od strony anody do katody), szerokość połówkowa $FWHM$ maleje, czyli rozdzielczość zwiększa się. Jest to skutek efektu liniowego ogniska lampy.

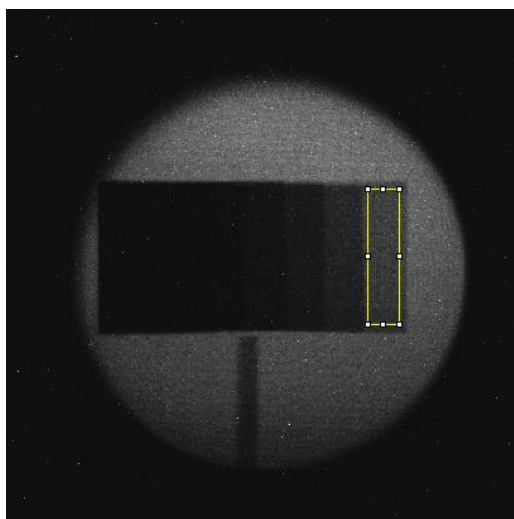
11.7 Wpływ napięcia na lampie oraz filtrów kolimatora na intensywność wiązki promieniowania

Do wykonania tego ćwiczenia należy użyć próbki – wykonaną blaszkę, która składa się z obszarów o różnej liczbie warstw blachy aluminiowej. Pojedyncza warstwa blachy ma grubość 0,1 mm. Na poniższym rysunku (po lewej) przedstawiono blaszkę z zaznaczonymi fragmentami z poszczególnymi warstwami blachy i ich grubością, a także jej przykładową wykonaną projekcję.



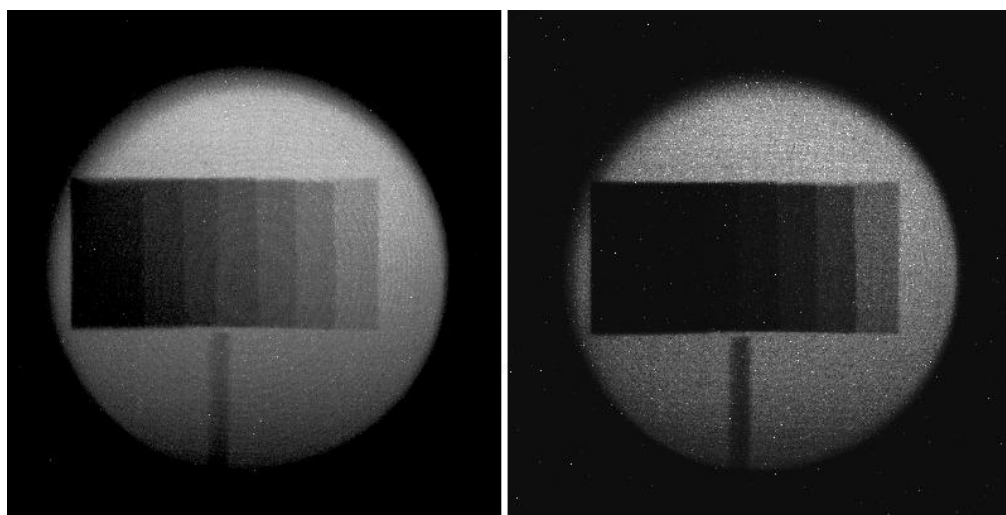
Rysunek 55: Blaszka aluminiowa z rozmieszczeniem poszczególnych warstw

Zadanie polega na wykonaniu kilku takich projekcji blaszki w jednej geometrii (bez zmian ustawień położenia próbki i kamery). Zmianie natomiast podlega napięcie na lampie rentgenowskiej oraz grubość filtru aluminiowego nałożonego na kolimator. Zaleca się wykonanie pomiarów przy napięciu 30, 40, 50, 60 kV. Następnie dla każdej warstwy blaszki należy zmierzyć średni sygnał w obrębie danej warstwy, w ten sam sposób, jak w ćwiczeniu opisanym w punkcie 11.2. Aby pomiar był dokładny warto dopilnować, aby blaszka była ustawiona prosto bez wychyleń względem pionu. W przypadku uzyskania niesatysfakcjonującej projekcji, obraz należy wyprostować (adekwatnie jak w punkcie 11.6).



Rysunek 56: Przedstawienie sposobu wykonania pomiaru – zaznaczenie wybranego fragmentu do analizy

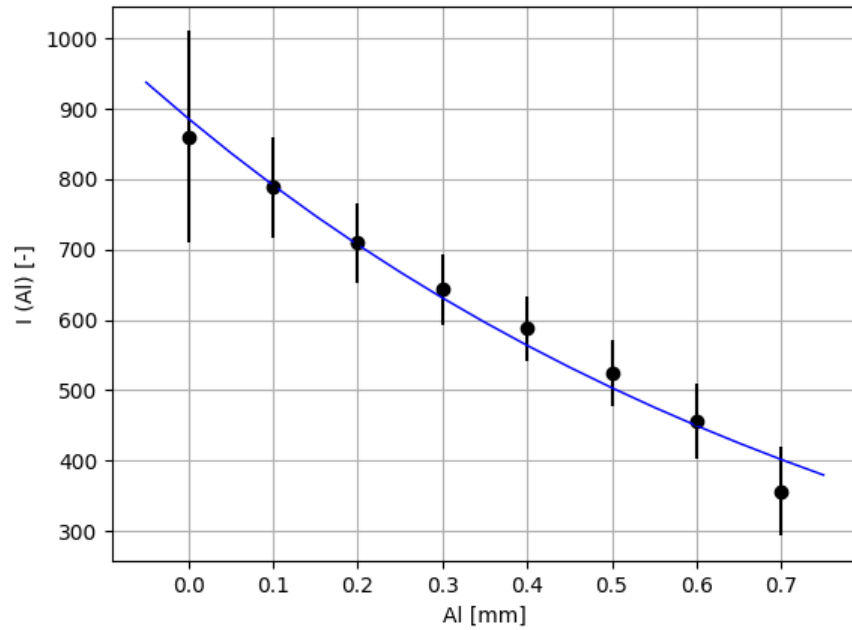
Na rysunku 63 porównano dwie przykładowe projekcje. Pierwszą z nich uzyskano przy napięciu na lampie 60 kV i użyciu 1 filtru aluminiowego (0,5 mm), natomiast drugą przy napięciu 30 kV bez filtru. Stwierdzono, że w przypadku pierwszej projekcji można rozróżnić wszystkie warstwy blaszki, czego nie można stwierdzić w przypadku drugiej projekcji, gdzie możliwe jest wyróżnienie czterech warstw (patrząc od prawej).



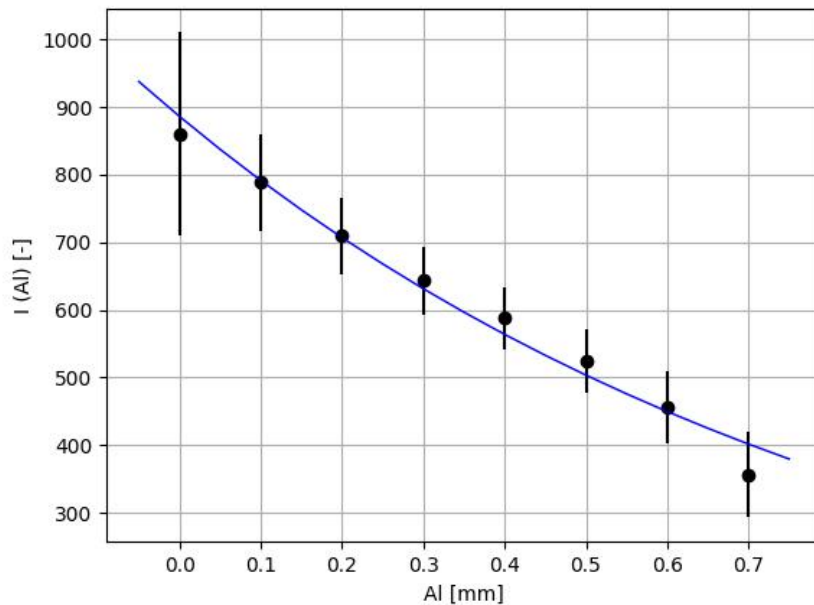
Rysunek 57: Porównanie uzyskanych projekcji - napięcie 60 kV z filtrem 0,5 mm (po lewej) oraz napięcie 30 kV bez filtra (po prawej)

Dla tych samych projekcji wykonano wykres zależności intensywności wiązki promie-

niowania od grubości blaszki, mierząc średnią jasność pikseli w poszczególnych warstwach, do których dopasowano krzywe eksponencjalne.



Rysunek 58: Uzyskanych wykres - napięcie 60 kV z filtrem 0,5 mm

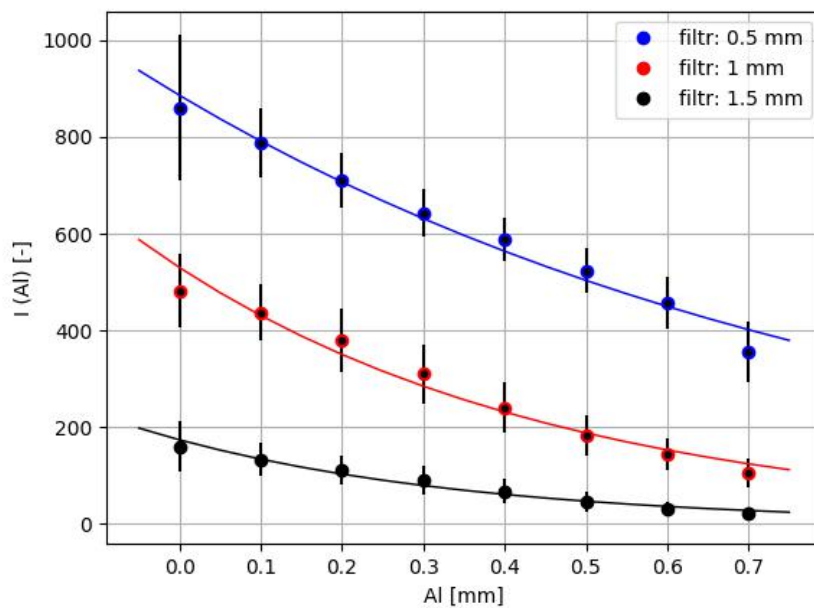


Rysunek 59: Uzyskanych wykres - napięcie 30 kV bez filtra

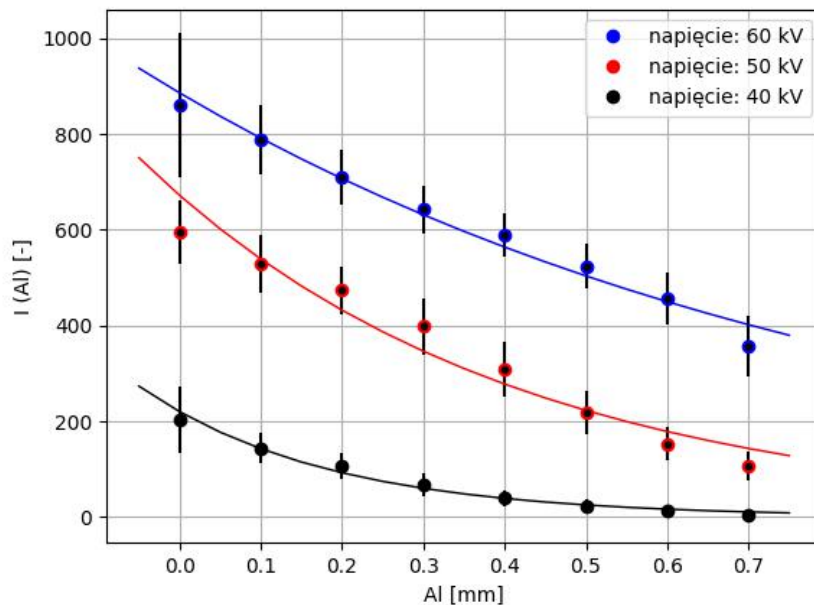
Można zaobserwować, że dwa obszary blaszki o poszczególnych grubościach warstwy

aluminium nie są rozróżnialne, kiedy wartości jasności pikseli są sobie równe w granicach niepewności.

Następnie należy porównać wykresy, np. poprzez zestawienie uzyskanych danych przy jednakowym napięciu na lampie bądź przy użyciu tej samej liczby filtrów na kolimatorze. Przykładowo, osobno przedstawiono wyniki uzyskane przy napięciu na lampie 60 kV (Rysunek 60) oraz przy użyciu 1 filtra aluminium o grubości 0,5 mm (Rysunek 61).



Rysunek 60: Zestawienie uzyskanych danych przy napięciu na lampie 60 kV



Rysunek 61: Zestawienie uzyskanych danych przy użytym filtrze 0,5 mm Al

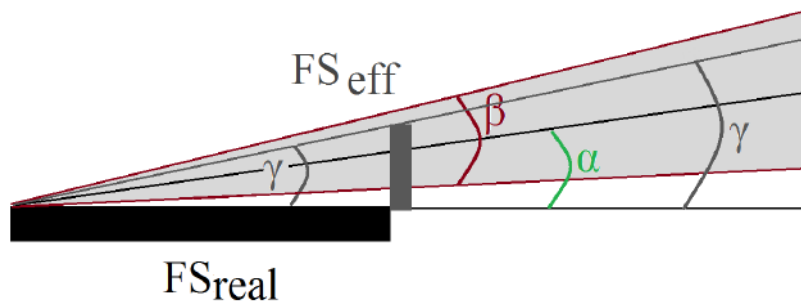
Na podstawie wyników z Rysunku (60) zauważono, że natężenie promieniowania maleje wraz ze wzrostem ilości nałożonych na kolimator filtrów, a także wraz z zwiększeniem grubości warstwy aluminiowej blaszki. W przypadku uzyskanych danych z Rysunku (61) stwierdzono, że przy stałej ilości filtrów intensywność promieniowania wzrasta wraz z zwiększonym napięciem na lampie. Wynika to z zjawiska osłabienia promieniowania po przejściu przez materię, które zależy od energii promieniowania, a także od gęstości i grubości napromieniowanego przedmiotu.

11.8 Wyznaczenie rozmiaru ogniska lampy

Kolejnym zadaniem jest oszacowanie rozmiaru ogniska lampy. Zależność pomiędzy rozmiarem efektywnego ogniska lampy FS_{eff} a zmierzoną szerokością połówką $FWHM$ określona jest wzorem:

$$FWHM = FS_{eff} \cdot \frac{OID}{SOD} \quad (15)$$

Na poniższym rysunku przedstawiono geometrię stanowiska z ogniskami – rzeczywistym i efektywnym:



Rysunek 62: Zilustrowanie zależności pomiędzy ogniskiem lampy rzeczywistym a efektywnym

Uwzględniając kąt wyjścia promieniowania z anody gamma, zależność pomiędzy ogniskiem rzeczywistym a efektywnym można wyrazić jako:

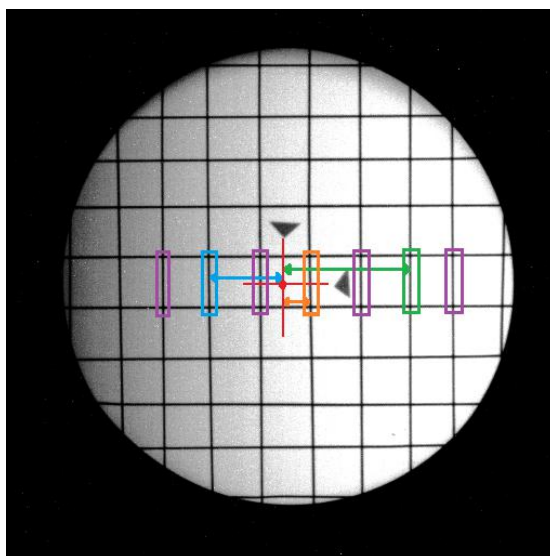
$$FS_{eff} = FS_{real} \cdot tg(\gamma) \quad (16)$$

Łącząc ze sobą oba wzory, otrzymuje się zależność:

$$FWHM = FS_{real} \cdot tg(\gamma) \frac{OID}{SOD} \quad (17)$$

Na podstawie powyższego wzoru możliwe jest oszacowanie rozmiaru ogniska rzeczywistego lampy.

W tym celu należy obliczyć kąt γ_n dla drucików, dla których wcześniej została wyznaczona szerokość połowkowa $FWHM$ (pomiar rozdzielczości w pionie). Aby obliczyć kąt γ_n dla każdego drucika z odległości w pikselach między konkretnym drucikiem a środkiem obrazu, a następnie przeskalować na odpowiedni kąt wiedząc, jaki jest całkowity kąt rozwarcia stożka promieniowania (z pierwszego ćwiczenia).

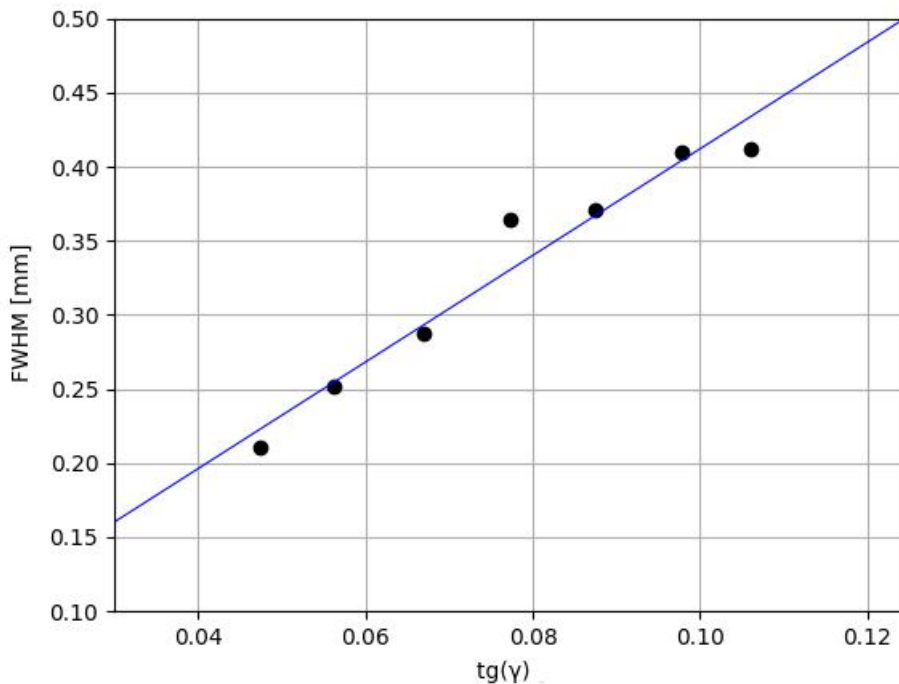


Rysunek 63: Przedstawienie metody wykonania pomiarów odległości

Następnie należy wykonać wykres prostej:

$$FWHM(tg(\gamma_n)) = a \cdot tg(\gamma_n) + b$$

i przeliczyć uzyskany w ten sposób współczynnik nachylenia a na FS_{real} wraz z niepewnością. Wartości $FWHM$ dla poszczególnych drucików zostały wyznaczone we wcześniejszym ćwiczeniu (pomiar rozdzielczości w pionie). Parametr b można utożsamiać z rozdzielczością graniczną kamery. Uzyskane wartości student powinien porównać z wartością rzeczywistą ($0,4 \times 12 \text{ mm}^2$).



Rysunek 64: Wykres wyznaczonej szerokości połówkowej w funkcji kąta wyjścia anody

Podczas wykonywania pomiarów testowych ćwiczeń, po przeliczeniu współczynnika nachylenia nachylonej prostej:

$$FWHM = 3,59(36) \cdot tg(\gamma) + 0,05(3),$$

uzyskano wartość

$$FS_{real} = 16,78 \pm 5,15 \text{ mm}$$

co w granicach niepewności zgadza się z wartością teoretyczną.

11.9 Korekcja płaskiego pola

Anodowy efekt osłabienia powoduje w obrazie niejednorodności, które można usunąć, używając odpowiednich narzędzi. Jest to tzw. korekta płaskiego pola. Polega ona na podzieleniu projekcji obiektu przez projekcję uzyskaną w tych samych warunkach bez obiektu. W korekcie tej uwzględnia się również tzw. ciemne pole, czyli ekspozycję uzyskaną bez promieniowania. Należy pamiętać, aby każdy pomiar został wykonany w tym samym cza-

się (ustawić jednakową ilość klatek). Końcowy wzór na normalizację płaskiego pola można przedstawić w następujący sposób:

$$N = \frac{S - D_f}{B_f - D_f} \quad (18)$$

gdzie:

N – znormalizowany obraz (od ang. *normalization* – normalizacja),

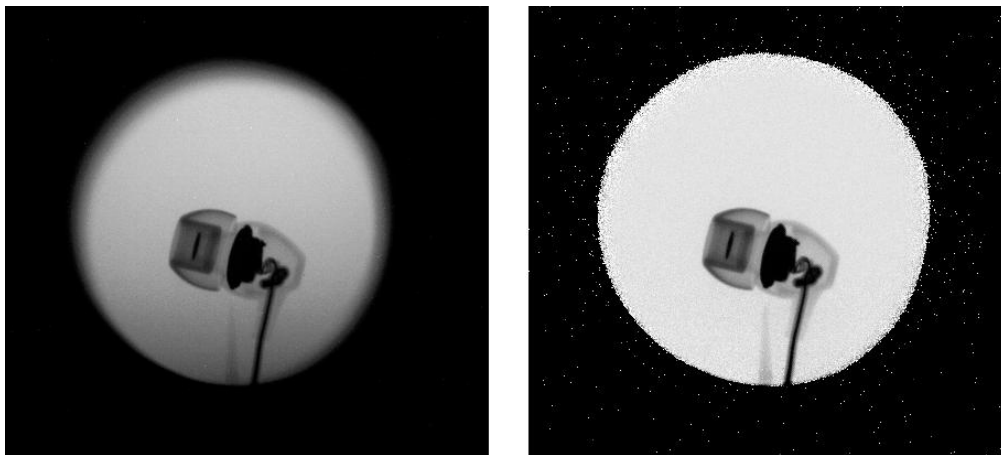
S – projekcja obiektu (od ang. *sample* - próbka),

D_f – projekcja ciemnego pola - pomiar przy wyłączonej lampie rentgenowskiej (od ang. *dark frame* - ciemna klatka),

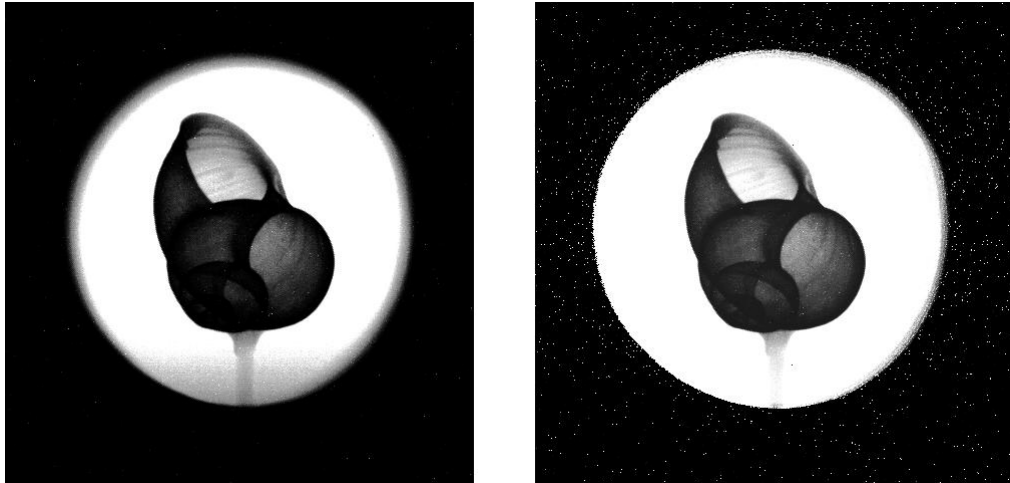
B_f – projekcja bez obiektu (od ang. *background frame* – klatka tła).

Zadaniem studenta jest wykonanie normalizacji płaskiego pola na kilku wybranych przez siebie obiektach. W tym celu należy skorzystać z opcji ImageJ: „Process”->„Image Calculator”.

Przykładowe uzyskane wyniki przedstawiono na kolejnych dwóch rysunkach:



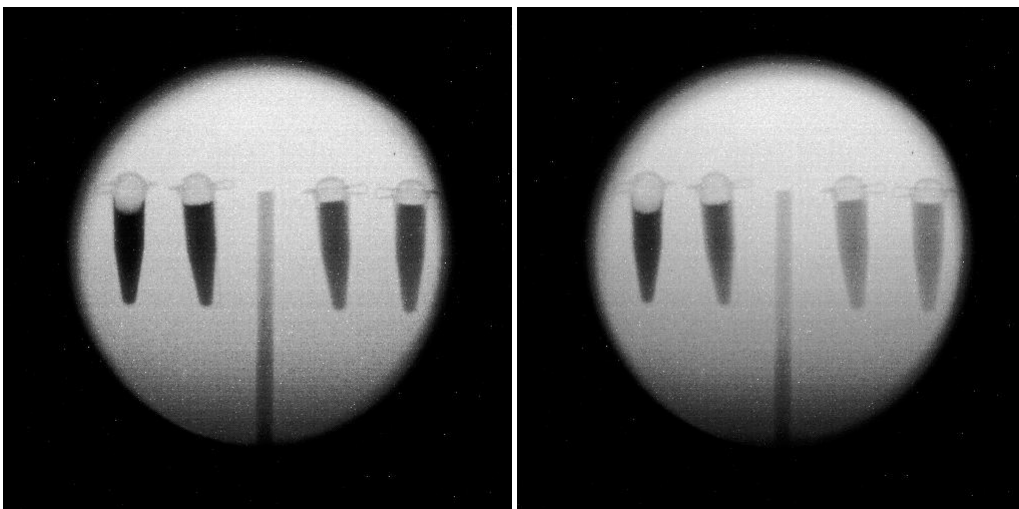
Rysunek 65: Korekta płaskiego pola słuchawki przed (po lewej) i po normalizacji (po prawej)



Rysunek 66: Korekta płaskiego pola muszelki przed (po lewej) i po normalizacji (po prawej)

11.10 Radiografia różnicowa

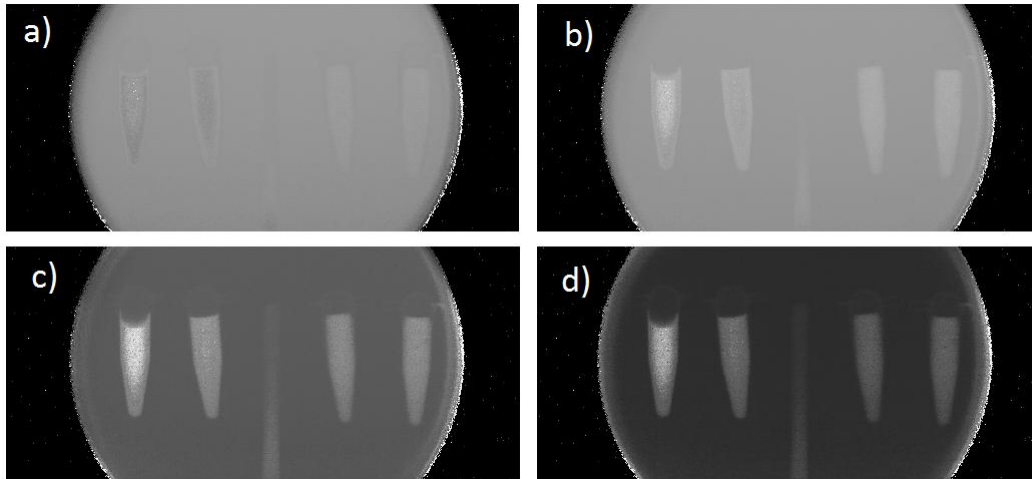
Celem tego ćwiczenia jest przedstawienie radiografii różnicowej. Jako próbkę należy wykorzystać zestaw probówek wypełnione kolejno 5% roztworem $\text{Ba}(\text{NO}_3)_2$ w wodzie, 2,5% roztworem $\text{Ba}(\text{NO}_3)_2$ w wodzie oraz dwa eppendorfy z czystą wodą. Student powinien wykonać dwie projekcje: w tej samej geometrii, ale przy różnych punktach pracy lampy oraz filtracjach.



Rysunek 67: Uzyskane projekcje przy 60 kV i 1 filtr aluminiowy (po lewej) oraz 40 kV i brak filtru (po prawej)

Wiedząc, że obraz różnicowy wyznacza się zgodnie ze Wzorem (13), należy dobrać

współczynnik w taki sposób, aby na uzyskanym obrazie różnicowym plastikowe próbki były jak najmniej widoczne, najlepiej wcale. Mnożenie i logarytmowanie obrazu można znaleźć w opcjach „Process”->„Math”.

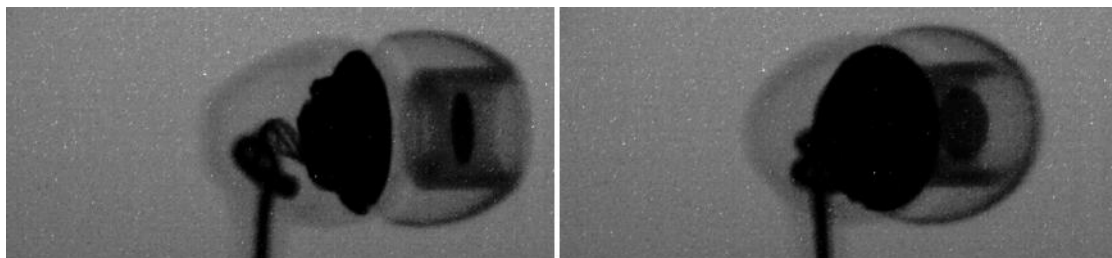


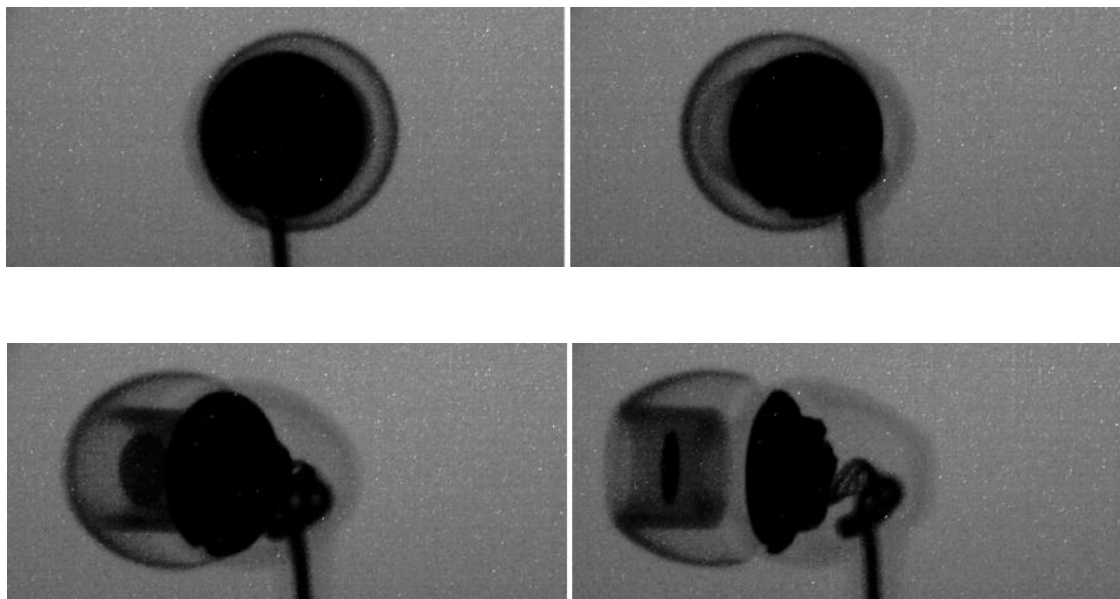
Rysunek 68: Uzyskane wyniki dla w równego a) 0,5; b) 0,7; c) 1; d) 1,5

Na podstawie uzyskanych wyników stwierdzono, że w tym przypadku najlepszy efekt końcowy uzyskano przy współczynniku $w = 0,7$, który oddzielił mocno i słabo absorbujące elementy, dzięki czemu z obrazu zniknęły plastikowe elementy.

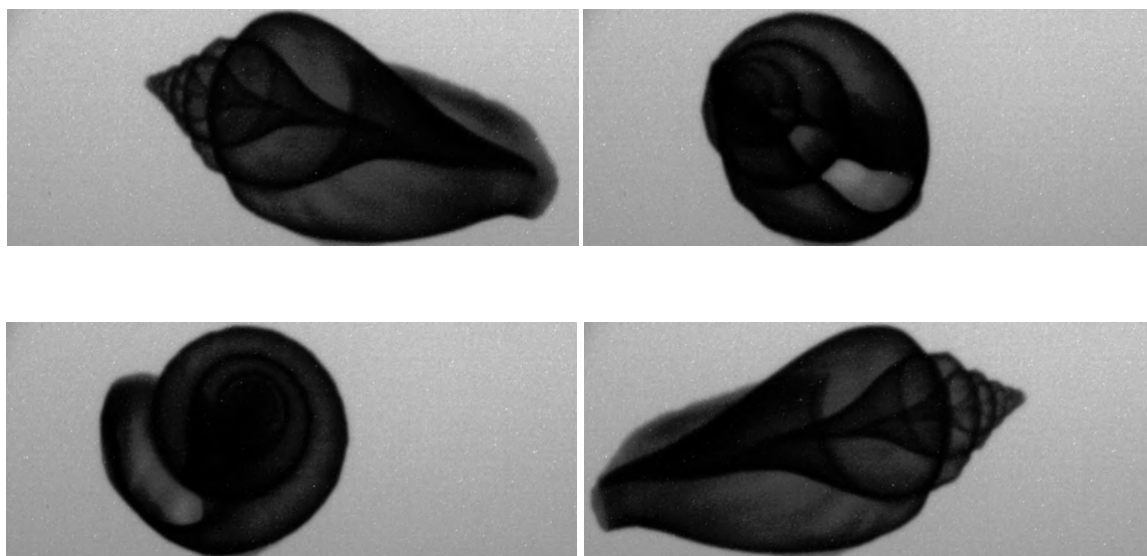
11.11 Wykonanie animacji z projekcji

Do wykonania tego ćwiczenia należy użyć dowolnej próbki, zaleca się jednak którąś z muszelek, szyszkę lub słuchawkę. Następnie student wykonuje kilkadziesiąt projekcji obiektu, jednak za każdym razem obracając próbkę o kilka stopni (ustawienia możliwe w skrypcie napisanym w środowisku LabView).

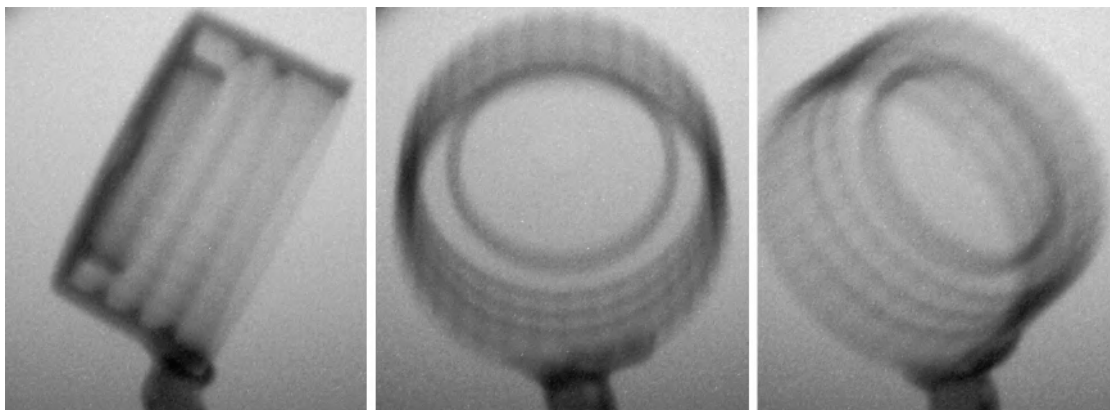




Rysunek 69: Projekcje słuchawki



Rysunek 70: Projekcje muszli



Rysunek 71: Projekcje nakrętki

Kolejnym etapem jest utworzenie animacji, przedstawiającej obrót próbki z uzyskanych projekcji. W tym celu należy skorzystać z dowolnego programu konwertującego pliki graficzne na animację poklatkową.

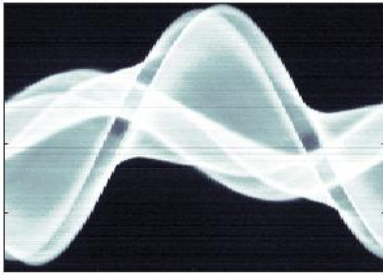
11.12 Wykonanie rekonstrukcji obrazu

Następnym zadaniem jest wykonanie rekonstrukcji obrazu, wykorzystując w tym celu skrypty napisane w Matlabie, udostępnione przez prowadzącego ćwiczenia. W wyniku kompilacji student finalnie otrzymuje:

- sinogram,
- rekonstrukcję obrazu uzyskaną metodą projekcji wstecznej bez filtrowania,
- rekonstrukcję obrazu uzyskaną metodą projekcji wstecznej z filtrem Ram-Laka,
- rekonstrukcję obrazu uzyskaną metodą filtrowanej projekcji wstecznej filtrowanego w dziedzinie częstotliwości.

Przykładowo uzyskane wyniki:

Sinogram



Projekcja wsteczna



Projekcja wsteczna z filtrem Ram-Laka

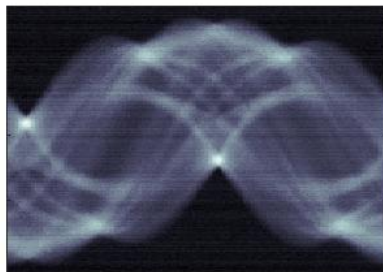


Filtrowana projekcja wsteczna w dziedzinie częstotliwości



Rysunek 72: Sinogram i rekonstrukcje obrazu muszelki

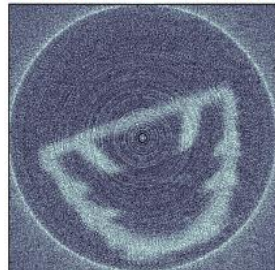
Sinogram



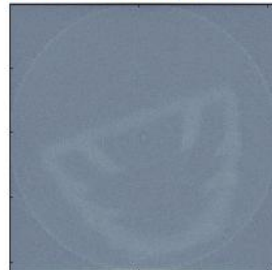
Projekcja wsteczna



Projekcja wsteczna z filtrem Ram-Laka

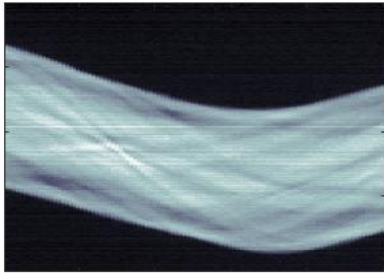


Filtrowana projekcja wsteczna w dziedzinie częstotliwości

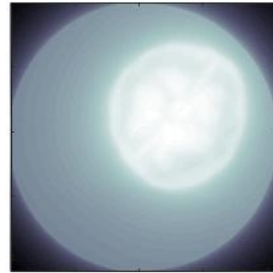


Rysunek 73: Sinogram i rekonstrukcje obrazu nakrętki

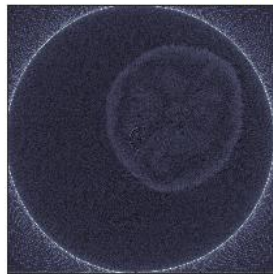
Sinogram



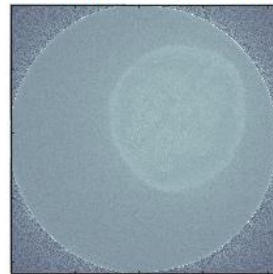
Projekcja wsteczna



Projekcja wsteczna z filtrem Ram-Laka

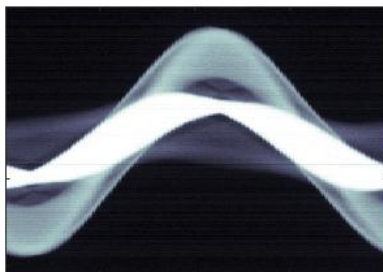


Filtrowana projekcja wsteczna w dziedzinie częstotliwości

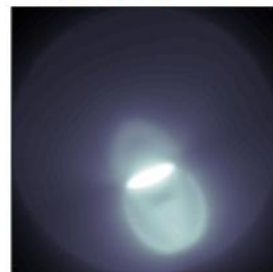


Rysunek 74: Sinogram i rekonstrukcje obrazu orzecha

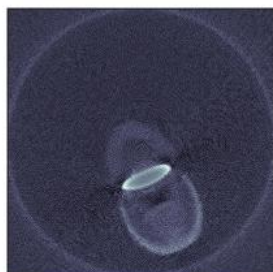
Sinogram



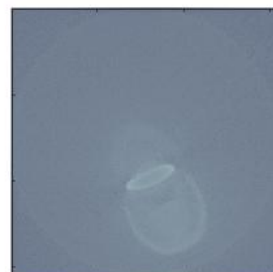
Projekcja wsteczna



Projekcja wsteczna z filtrem Ram-Laka



Filtrowana projekcja wsteczna w dziedzinie częstotliwości



Rysunek 75: Sinogram i rekonstrukcje obrazu słuchawki

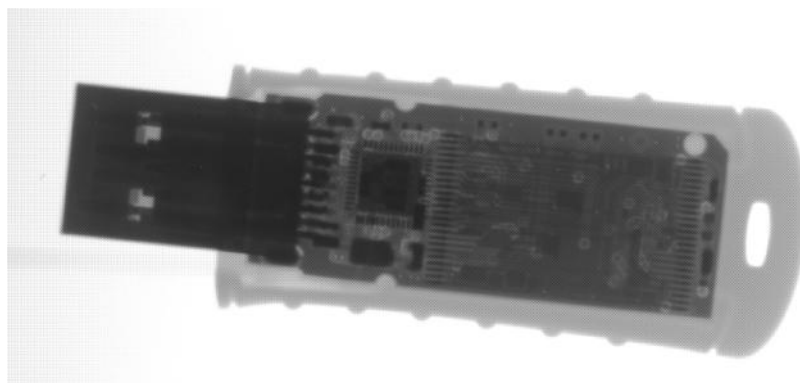
Kolejnym etapem jest utworzenie animacji poklatkowej, przedstawiającej uzyskane rekonstrukcje w poszczególnych warstwach obiektu.

12 Podsumowanie

Celem pracy było uruchomienie radiograficzno-tomograficznego stanowiska laboratoryjnego dla studentów drugiego stopnia Fizyki Medycznej WFiIS AGH w ramach zajęć z Diagnostyki Obrazowej i Kontroli Jakości.

Zaplanowano ćwiczenia związane z pomiarem kąta rozwarcia stożka promieniowania, analizą powiększeń obrazu oraz jasności w funkcji odległości od źródła, wyznaczeniem rzeczywistego rozmiaru przedmiotu, korekcją płaskiego pola, zastosowaniem radiografii różnicowej, pomiarem anodowego efektu osłabienia, analizą różnic przestrzennych w obrębie pola widzenia, wyznaczeniem rozmiaru ogniska lampy, a także z wykonaniem animacji z projekcji oraz rekonstrukcji obrazu trzema metodami.

Z powodu pandemii Covid-19 nie udało się zakupić w terminie nowej kamery, mającej lepsze parametry. Obecnie zamontowana jest już nowa, 14-bitowa kamera astronomiczna, służąca do fotografii nieba, wyposażona w chłodzenie z możliwością ustawienia długiego czasu ekspozycji. Specyfika techniczna urządzenia daje większe możliwości i lepszą jakość uzyskanych obrazów. Poniżej przedstawiono przykładową projekcję, której jakość nie jest możliwa do uzyskania na kamerze użytej w pracy:



Rysunek 76: Projekcja pendrive'a uzyskana za pomocą nowej kamery

Przygotowane stanowisko jest nadal w trakcie rozbudowy oraz udoskonalenia. W planach jest m.in. napisanie oprogramowania do sterowania kamerą z poziomu komputera oraz zmodyfikowanie przygotowanych już ćwiczeń laboratoryjnych i zaprojektowanie nowych.

Dzięki podejmowanym działaniom studenci będą mogli lepiej zrozumieć właściwości promieniowania rentgenowskiego, a także poszerzyć praktyczną wiedzę o fizycznych i technicznych aspektach rentgenodiagnostyki.

Spis rysunków

1	Schemat budowy i działania lampy [5]	14
2	Przykładowe widmo promieniowania rentgenowskiego [8]	15
3	Zilustrowanie przyczyny anodowego efektu anodowego [10]	16
4	Zilustrowanie przyczyny anodowego efektu anodowego [10]	17
5	Schemat ilustrujący ogniska lampy [1]	18
6	Zjawisko fotoelektryczne [12]	19
7	Efekt Comptona [12]	20
8	Kreacja pary elektron – pozyton [12]	22
9	Rozproszenie koherentne fotonu na elektronie [12]	23
10	Rozproszenie koherentne fotonu na jądrze atomu [12]	23
11	Zilustrowanie osłabienia promieniowania [13]	24
12	Zmiana dominacji różnych procesów oddziaływania o danej liczbie atomowej Z w funkcji energii [8]	25
13	Schemat sposobu wykonania rentgenogramu [1]	26
14	Przedstawienie zmiany jasności bez zmiany kontrastu [13]	28
15	Schemat ilustrujący przewagę efektu fotoelektrycznego nad efektem Comptona [13]	29
16	Zilustrowanie zjawisko paralaksy [1]	30
17	Nieostrość geometryczna [1]	30
18	Schemat działania kratki przeciwrozproszeniowej [10]	31
19	Zilustrowanie wpływu ostrości oraz kontrastu na rozdzielczość obrazu [13]	32
20	Zilustrowanie efektu powiększenia [10]	33
21	Wykonane zdjęcie rentgenowskie klatki piersiowej [10]	34
22	Efekt wykonania radiografii różnicowej [10]	34
23	Schemat wykonywania tomografii komputerowej [20]	36
24	Fantom przed wykonaniem projekcji (po lewej) oraz niefiltrowana projekcja wsteczna fantomu (po prawej) [22]	38
25	Znormalizowana odpowiedź filtra Ram-Laka (po lewej) oraz zrekonstruowany fantom [22]	38

26	Project CAD studenckiego stanowiska radiograficznego [26]	39
27	Widok ogólny stanowiska	40
28	Rysunek lampy dyfrakcyjnej [23]	41
29	Wykres mocy lampy [24]	41
30	Kolimator z przygotowanymi filtrami	42
31	Układ kamery	43
32	Ograniczenie pola widzenia przez stożek promieniowania	44
33	Schemat geometrii	44
34	Zdjęcia próbek - metalowej blaszki, słuchawki, szyszki	46
35	Zdjęcia próbek - sitka, nakrętki, pendrive'a	47
36	Zdjęcia próbek - muszelek i orzecha	47
37	Przedstawienie przykładowego sposobu pomiaru średnicy w programie ImageJ	50
38	Zilustrowanie metody wyznaczenia kąta rozwarcia stożka promieniowania .	51
39	Uzyskane wyniki z dopasowaną prostą	51
40	Zilustrowanie obszaru do pomiaru średniego sygnału	52
41	Uzyskane punkty pomiarowe i dopasowana funkcja	53
42	Przedstawienie miejsca pomiaru rozstawu kratki	54
43	Wykres powiększenia zmierzonego w funkcji powiększenia teoretycznego .	54
44	Projekcja słuchawki z widocznym rzutem sitka oraz samo sitko	55
45	Analiza profilu do anodowego osłabienia uzyskanego w programie ImageJ .	56
46	Schemat ilustrujący sposób przeskalowania danych	57
47	Schemat przedstawiający zakres wartości teoretycznych	57
48	Zilustrowanie anodowego efektu osłabienia – po przeskalowaniu	58
49	Przedstawienie nieprawidłowego i prawidłowo przygotowanego obrazu do wykonania ćwiczenia	59
50	Przedstawienie uzyskania uśrednionego profilu pojedynczego drucika . . .	60
51	Przykład dopasowania funkcji błędu do punktów pomiarowych	61
52	Przedstawienie uzyskanych wyników pomiaru rozdzielczości w poziomie .	61
53	Przedstawienie przygotowania projekcji do wykonania profilu drucików w pionie	62
54	Przedstawienie uzyskanych wyników pomiaru rozdzielczości w pionie . . .	62

55	Blaszka aluminiowa z rozmieszczeniem poszczególnych warstw	63
56	Przedstawienie sposobu wykonania pomiaru – zaznaczenie wybranego fragmentu do analizy	64
57	Porównanie uzyskanych projekcji - napięcie 60 kV z filtrem 0,5 mm (po lewej) oraz napięcie 30 kV bez filtra (po prawej)	64
58	Uzyskanych wykres - napięcie 60 kV z filtrem 0,5 mm	65
59	Uzyskanych wykres - napięcie 30 kV bez filtra	65
60	Zestawienie uzyskanych danych przy napięciu na lampie 60 kV	66
61	Zestawienie uzyskanych danych przy użytym filtrze 0,5 mm Al	67
62	Zilustrowanie zależności pomiędzy ogniskiem lampy rzeczywistym a efektywnym	68
63	Przedstawienie metody wykonania pomiarów odległości	69
64	Wykres wyznaczonej szerokości połówkowej w funkcji kąta wyjścia anody	70
65	Korekta płaskiego pola słuchawki przed (po lewej) i po normalizacji (po prawej)	71
66	Korekta płaskiego pola muszelki przed (po lewej) i po normalizacji (po prawej)	72
67	Uzyskane projekcje przy 60 kV i 1 filtr aluminiowy (po lewej) oraz 40 kV i brak filtra (po prawej)	72
68	Uzyskane wyniki dla w równego a) 0,5; b) 0,7; c) 1; d) 1,5	73
69	Projekcje słuchawki	74
70	Projekcje muszli	74
71	Projekcje nakrętki	75
72	Sinogram i rekonstrukcje obrazu muszelki	76
73	Sinogram i rekonstrukcje obrazu nakrętki	76
74	Sinogram i rekonstrukcje obrazu orzecha	77
75	Sinogram i rekonstrukcje obrazu słuchawki	77
76	Projekcja pendrive'a uzyskana za pomocą nowej kamery	79

Literatura

- [1] prof. dr hab. n. med. Bogdan Pruszyński: *Diagnostyka Obrazowa - Podstawy Teoretyczne i Metodyka Badań*, 2000
- [2] James H. Scatliff, Peter J. Morris: *From Röntgen to Magnetic Resonance Imaging: The History of Medical Imaging*
- [3] Kotynia Katarzyna, Filipecki Jacek: *Zastosowanie promieniowania rentgenowskiego w medycynie*
- [4] Syllabus przedmiotu: *Diagnostyka Obrazowa i Kontrola Jakości* Kraków, WFiIS AGH
- [5] prof. dr hab. med. Bogdan Pruszyński: *Radiologia - Diagnostyka Obrazowa Rtg, TK, USG, MR i medycyna nuklearna*
- [6] Piaszczyk Marta: *Postępowanie z pacjentem w procedurach radiologicznych*
- [7] Strona internetowa: *Właściwości i zastosowania promieniowania X*
<http://saper.of19.net/zst/fiz/PODHTML/wlazprox.html>
[dostęp: 16 czerwca 2020]
- [8] Skrypt doćwiczenia laboratoryjnego Politechniki Wrocławskiej: *Spektroskopia rentgenowska*
- [9] Ostachowicz Jerzy, Jodłowski Paweł: *Skrypt do ćwiczenia laboratoryjnego - Dozymetria promieniowania X*
- [10] Feuber Terri: *Radiographic Imaging and Exposure*
- [11] Notatki własne: *Wstęp do Rentgenowskiej Analizy Fluorescencyjnej* WFiIS AGH
- [12] Dziunikowski Bogdan, Kalita Jan Stefan: *Ćwiczenia laboratoryjne z jądrowych metod pomiarowych*
- [13] Quinn Carolll: *Radiography in the Digital Age - Physics, Exposure, Radiation Biology*

- [14] Dance Dr: *Diagnostic Radiology Physics - A Handbook for Teachers and Students*
- [15] Szafron Barbara: *Charakterystyka promieniowania wtórnego powstającego podczas radioterapii całego ciała*
- [16] Carter Christi, Veale Beth: *Digital Radiography and PACS*
- [17] Chmielewski Leszek, Kulikowski Juliusz, Nowakowski Antoni: *Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna - Obrazowanie Biomedyczne, Tom 8*
- [18] Carlton Richard, Adler Arlene: *Principles of Radiographic Imaging - An Art and Science*
- [19] Ursani Sajja: *Dual Energy Imaging and Digital Tomosynthesis: Innovative x-ray based imaging technologies*
- [20] prof. dr hab. inż. Grzegorz Budzik, mgr inż. Paweł Budzik: *Proces rekonstrukcji obrazów tomograficznych*
- [21] Hryniewicz Andrzej: *Fizyczne Metody Diagnostyki Medycznej i Terapii*
- [22] Bankert Mark: *Skrypty do rekonstrukcji obrazów*
<https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/34608-ct-reconstruction-package>
[dostęp: 17 listopada 2020]
- [23] Strona internetowa: *X-ray tube* <https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php>
[dostęp: 8 lipca 2020]
- [24] Instrukcja Obsługi: *Glass Diffraction X-ray tube*
- [25] Strona internetowa: *Introduction to advanced tomography.*
<https://www.coursera.org/lecture/cinemaxe/fourier-reconstruction-l8ofc>
[dostęp: 6 listopada 2020]
- [26] dr inż. Paweł Wróbel: *Schematy projektowe stanowiska dydaktycznego*