

**Prof. dr hab. inż. Grzegorz BUDZIK<sup>a</sup>, dr inż. Tomasz DZIUBEK<sup>a</sup>, mgr inż. Paweł TUREK<sup>b</sup>**

<sup>a</sup> Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Konstrukcji Maszyn

Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering & Aeronautics, Dept. of Mechanical Engineering

<sup>b</sup> Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Technik Wytwarzania i Automatyzacji

Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering & Aeronautics, Dept. of Manufacturing Techniques and Automation

## PODSTAWOWE CZYNNIKI WPLYWAJĄCE NA JAKOŚĆ OBRAZÓW TOMOGRAFICZNYCH

### Streszczenie

**Wstęp i cel:** Badania nad poprawą jakości obrazów uzyskanych z pomiarów na tomografie komputerowym jest zadaniem kluczowym w dzisiejszych czasach. Naukowcy nadal pracują nad wyborem odpowiedniego protokołu skanowania, który umożliwi bezpiecznie i z należytą dokładnością zeskanować ciało pacjenta.

**Materiał i metody:** W artykule scharakteryzowano podstawowe artefakty oraz czynniki wpływające na jakość obrazów tomograficznych. Zastosowano metodę analizy.

**Wyniki:** Wzrost aktywności fotonów i ich oddziaływanie z danym środowiskiem, zależy od grubości, gęstości i liczby atomowej obiektu przez który przechodzą. Zmiana wymiarów maczy oraz obszaru obrazowania (FOV), bezpośrednio wpływa na rozdzielczość przestrzenną i kontrastową danych. Typ budowy tomografu bezpośrednio determinuje czas skanowania, a tym samym wpływa na rozdzielczość czasową.

**Wniosek:** Mimo dużych zmian, komputerowe systemy tomograficzne, nadal bazują na podstawowych zjawiskach wynikających min. z oddziaływania promieniowania rentgenowskiego na dane struktury anatomiczne. Zrozumienie tych zależności leży u podstaw poznania idei pomiaru, a tym samym umiejętnego wyboru protokołu skanowania.

**Słowa kluczowe:** Tomografia komputerowa, artefakty, liniowy współczynnik pochłaniania promieniowania, pozycja anatomiczna.

(Otrzymano: 07.02.2015; Zrecenzowano: 10.02.2015; Zaakceptowano: 15.02.2015)

## BASIC FACTORS AFFECTS ON A QUALITY OF TOMOGRAPHIC IMAGES

### Abstract

**Introduction and aim:** Research on improving quality of images obtained from computer tomography measurements is a key tasks in this times. Scientists are still working on selection appropriate scanning protocol that enables secure and accurately scan the patient's body.

**Material and methods:** The article describes the basic artifacts and factors affecting on quality of topographic images. Analysis method has been used.

**Results:** Activity of photons depends on the thickness, density and atomic number of the object. Changing matrix size and field of view (FOV) directly affects on spatial and contrast resolution. Type of construction-CT directly determines the average scan time and thus affects on temporal resolution.

**Conclusion:** Computer tomography systems still rely on the basic phenomena arising from the influence of X-ray anatomical structure data. To develop and practice the most safe and effective scanning methods, radiologic technologists must first understand the physical principles that make up the foundation of CT.

**Keywords:** Computer tomography, artefact, linear attenuation coefficients, anatomic position.

(Received: 07.02.2015; Revised: 10.02.2015; Accepted: 15.02.2015)

## 1. Wprowadzenie

Konwencjonalna radiografia przedstawia obiekty trójwymiarowe w postaci dwuwymiarowego obrazu. Otrzymany w ten sposób obraz jest sumą cieni wielu różnych narządów nakładających się na siebie na drodze strumieni promieniowania. Informacja tak uzyskana często bywa jednak niewystarczająca, ponieważ nie niesie dostatecznej informacji o konkretnych tkankach. Tomografia komputerowa pozwoliła wyeliminować podstawowe ograniczenia tradycyjnej radiografii. Zastosowanie wymienionej metody pomiarowej, usunęło błędy wynikające z nakładania się różnych struktur anatomicznych. Dodatkowo system ten umożliwił lepsze rozpoznanie tkanek o małej różnicy gęstości. Wymienione czynniki w znacznym stopniu wpłynęły również na ogólną poprawę jakości uzyskanych obrazów 2D.

Słowo tomografia składa się z przedrostka „tomo” który oznacza przekrój lub warstwę (z greckiego „tomos” oznacza cięcie). Tomografia komputerowa jest systemem pośredniego obrazowania, gdyż dokonywana jest rekonstrukcja obrazu na drodze obliczeń matematycznych. Badanie to pozwala na uzyskanie przekrojów skanowanego obiektu dzięki wykorzystaniu promieniowania rentgenowskiego. Pojedynczy pomiar, zaczyna się od wysłania przez lampę promieni rentgenowskich. Następnie przechodząc przez obiekt skanowany są rejestrowane na matrycy przez detektory. Uzyskane w procesie skanowania projekcje, reprezentują profil absorpcji promieniowania, który zależy od grubości i gęstości badanego obiektu. Następnie podlegają one wstępnemu przetwarzaniu, polegającemu na kompensacji niejednorodności i korekcji efektów utwardzania wiązki promieniowania. Kolejne projekcje powstają po obrocie o zadany kąt. Następnym etapem jest rekonstrukcja uzyskanych projekcji do postaci zbiorów obrazów rastrowych 2D [1]. Na jakość uzyskanych obrazów wpływa:

- rozdzielczość przestrzenna – która określa zdolność systemu do rozpoznawania na obrazie małych obiektów (szczegółów),
- rozdzielczość kontrastowa – która określa zdolność systemu do rozróżnienia na obrazie obiektów o małej różnicy gęstości (podobnej wartości w skali Hounsfielda),
- rozdzielczość czasowa – która odnosi się do szybkości zbierania danych pomiarowych. Prędkość pomiaru jest istotnym czynnikiem który pozwala wyeliminować artefakty, które powstają w wyniku niekontrolowanych ruchów pacjenta.

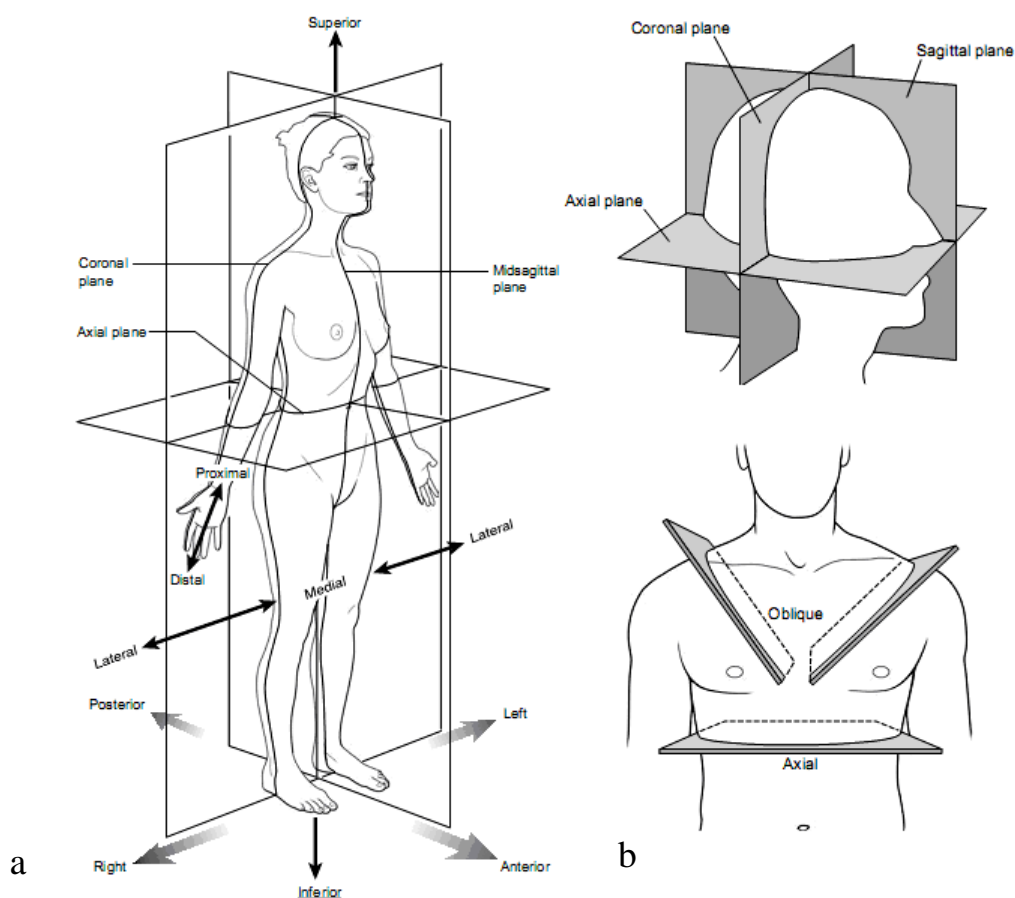
Każdy przekrój uzyskany podczas pomiarów, charakteryzuje się zadaną grubością warstwy. Jej wartość jest uzależniona od parametrów konstrukcyjnych tomografu. Zmiana grubości warstwy może bezpośrednio ograniczać wiązkę promieniowania, która przechodzi przez wyznaczoną objętość ciała pacjenta. Kontrola wiązki odbywa się przy użyciu kolimatorów (małych przegród ruchomych). Każdy obraz uzyskany z pomiarów na tomografie komputerowym, składa się tysięcy pixeli. Zazwyczaj matryca detektorów składa się z 512 kolumn i 512 wierszy. Zwiększenie liczby kolumn i wierszy (1024×024), bezpośrednio wpływa na rozmiar pojedynczego pixela (zmniejsza jego wymiary). Zabieg ten bezpośrednio poprawia rozdzielczość przestrzenną i kontrastową. Ze względu na to iż działamy na danych wolumetrycznych, oprócz wymiarów pixela, uwzględniamy także wymiar, który definiuje grubość warstwy. Podstawowy element definiujący dane objętościowe nosi nazwę voxel [2], [3].

## 2. Pozycja anatomiczna – osie, płaszczyzny i kierunki obrazowania medycznego

Każde warunki określające obrazowane ciało, odnoszone są do pozycji anatomicznej. W anatomii jest to położenie ciała człowieka przedstawione według określonego wzoru. W oparciu o pozycję anatomiczną powstały miana położenia, kierunku, płaszczyzn i osi ciała ludzkiego (Rys. 1). Położenie ciała w pozycji anatomicznej definiuje:

- postawa stojąca, wyprostowana,
- kończyny górne zwisające swobodnie po obu stronach tułowia,
- powierzchnie dłoni zwrócone są do przodu,
- głowa i oczy zwrócone do przodu,
- pięty złączone,
- śródstopie wraz z palcami odwiedzone nieco na zewnątrz.

Określenia przedni (*łac. anterior*) i brzuszny (*łac. ventral*) odnosi się ruchów skierowanych do przodu (w kierunku czoła). Z kolei tylni (*łac. posterior*) i grzbietowy (*łac. dorsal*) odnosi się do ruchu w kierunku płaszczyzny tylnej ciała. Dolny (*łac. inferior*) odnosi się do ruchów w kierunku stóp. Górny (*łac. superior*) definiuje ruch w kierunku głowy i jest stosowany zamiennie z określeniami czaszkowy (*łac. cranial*) lub głowowy (*łac. cephalic*).



Rys. 1. a) Pozycja anatomiczna, b) Płaszczyzny obrazowania [4]

Fig. 1. a) Anatomic position, b) Imaging planes [4]

Boczny (*łac. lateral* - leżący dalej od płaszczyzny pośrodkowej), odnosi się do ruchów w kierunku bocznym ciała. Odwrotnie w przypadku kierunku przyśrodkowego (*łac. medial* - leżący bliżej płaszczyzny pośrodkowej), który odnosi się do ruchów w kierunku do osi ciała. Specjalne miana dotyczą struktur kończyn. Bliższy (*łac. proximal*) – znajdujący się bliżej połączenia kończyny z tułowiem (górny w pozycji anatomicznej) oraz dalszy (*łac. distal*) - znajdujący się dalej od połączenia kończyny z tułowiem (dolny w pozycji anatomicznej).

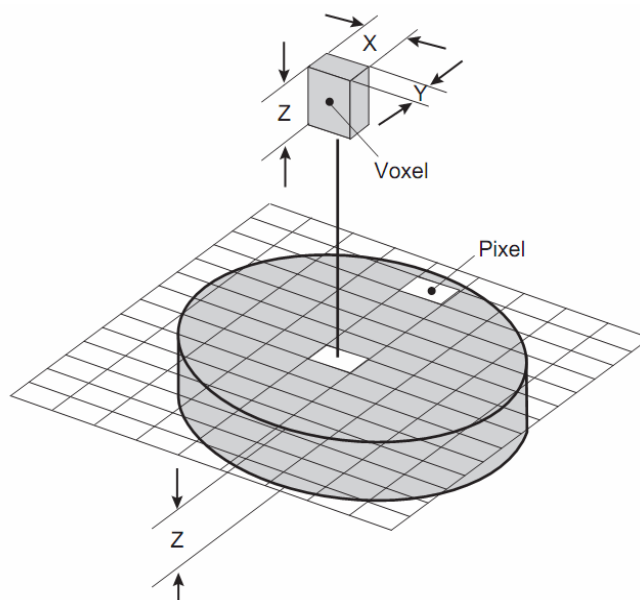
Płaszczyzna cięcia, pozwalająca podzielić ciało na część przednią (*łac. anterior*) i tylną (posteriori) nazywamy płaszczyzną czołową (*łac. coronal*). Płaszczyzna strzałkowa (*łac. sagittal*) dzieli ciało na część prawą i lewą. Leży ona dokładnie na środku i dzieli równo ciało na dwie części (płaszczyzna średnia). Poprzeczna płaszczyzna (*łac. axial*) dzieli ciało na

część górną i dolną. Ukośne płaszczyzny (*łac. oblique*) są pochylone pod zdefiniowanym kątem do płaszczyzn standardowych.

Skanowanie w różnych płaszczyznach redukuje artefakty pochodzące od otaczających struktur. Płaszczyzna czołowa jest preferowana do skanowania min. przysadki. Spowodowane jest to tym iż w płaszczyźnie poprzecznej występuje więcej artefaktów pochodzących od właściwości fizycznych wiązki i uśredniania objętościowego niż w przypadku czołowej [4].

### 3. Wiązka promieniowania

Struktura obrazu tomograficznego, składa się z różnych poziomów szarości, które powstają w oparciu o podstawowe właściwości wynikające z oddziaływania promieniowania rentgenowskiego (Rys. 2). Promieniowanie elektromagnetyczne polega na emisji fotonów. Charakter promieniowania elektromagnetycznego, zależy jedynie od energii pojedynczych fotonów. Masa spoczynkowa fotonu wynosi zero (czyli teoretycznie „go nie ma”). Dopiero energia źródła promieniowania elektromagnetycznego (mierzona w elektronowoltach – eV) pobudza fotony.



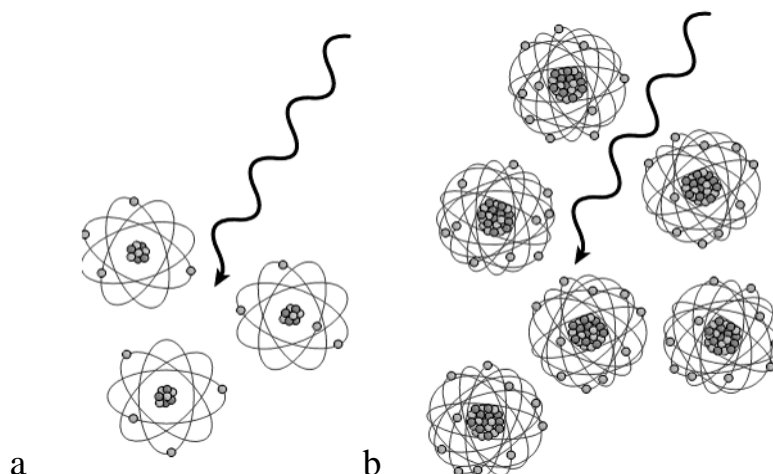
Rys. 2. Podstawowe elementy reprezentujące dane objętościowe [4]

Fig. 2. Basic elements represents volumetric data [4]

Wysyłana wiązka fotonów może przejść lub zostać rozproszona przez strukturę. Trzecia możliwość zakłada, że fotony mogą zostać pochłonięte. Stopień pochłonięcia (osłabienia promieniowania), zależy od siły (średniej energii fotonów) wiązki promieniowania elektromagnetycznego. W konwencjonalnej radiografii wiązka promieniowania przechodzi przez ciało pacjenta i naświetlana jest na filmie fotograficznym. Podobnie jest w tomografii komputerowej. Promienie przechodzą przez ciało pacjenta i są rejestrowane na matrycy detektorów. W obu przypadkach ilość fotonów przechodząca przez ciało determinuje określony poziomy szarości na obrazie wynikowym. Fotony które nie zostały zatrzymane przez obiekt, reprezentują czarny obszar na obrazie. Obiekty w których fotony zostały całkowicie pochłonięte, odnoszą się do białych obszarów na obrazie. Obiekty które mają możliwość absorbować dużą ilość promieni rentgenowskich, posiadają duży współczynnik pochłaniania (osłabienia promieniowania). Obiekty które posiadają średnią zdolność pochłaniania promieniowania, reprezentują na obrazie obszary o różnych poziomach szarości.

Wzrost aktywności fotonów i ich oddziaływania z danym środowiskiem, zależy od grubości, gęstości i liczby atomowej obiektu przez który przechodzą. Gęstość definiowana jest jako

masa substancji przez jej objętość. W bardziej prostych słowach gęstość informuje nas o tym ile substancji jest skoncentrowana w danej objętości (np. zbita śnieżynka ma większą gęstość niż niezbita). Im większą ilość atomów napotka na swojej ścieżce wiązka promieniowania (większa grubość i gęstość obiektu) tym większa prawdopodobieństwo oddziaływania atomów z fotonem. Liczba atomowa informuje nas o liczbie protonów i elektronów. W przypadku dużej ilości elektronów, neutronów i protonów w każdym atomie, zwiększa się prawdopodobieństwo interakcji tych cząstek z fotonem (Rys. 3) [4], [5].



Rys. 3. Foton przechodzący przez strukturę o a) niskiej, b) wysokiej liczbie atomowej [4]  
 Fig. 3. Photon passing through the structure of a) low, b) high atomic number [4]

Źródło promieniowania w konwencjonalnej radiografii wytwarza promieniowanie polichromatyczne (składa się ono z fotonów o różnych energiach). W przypadku niskiej energii, fotony są łatwo osłabiane przez wewnętrzne struktury pacjenta. Wynikiem czego detektory nie mogą odróżnić i określić stopnia osłabienia, gdyż traktują one docierające fotony identycznie bez względu na to czy na początku posiadały wysoką czy niską energię. Tym samym brak jednorodności wiązki promieniowania, może generować artefakty np. *beam hardening artefact*. Filtracja wiązki przy użyciu teflonu lub aluminium pomaga zredukować poziom energii, która dociera do pacjenta poprzez eliminację fotonów o niskiej energii. Zabieg ten umożliwi ujednorodnienie wiązki. Co więcej proces filtracji, redukuje dawkę promieniowania której podlega pacjent.

#### 4. Liniowy współczynnik pochłaniania promieniowania oraz skala Hounsfielda

Ilość wiązki która została rozproszona lub pochłonięta na jednostkę grubości obiektu poddanego oddziaływaniu promieniowania jest reprezentowana przez liniowy współczynnik pochłaniania (literkę grecką  $\mu$ ). Dla przykładu jeżeli obciążenie czasowo – prądowe lampy wynosi 125 kVp, liniowy współczynnik pochłaniania dla wody jest równy ok.  $0,18 \text{ cm}^{-1}$ . Zapis ten oznacza że ok. 18% fotonów albo zostało rozproszonych albo pochłoniętych po przejściu wiązki przez 1 cm wody. Ogólnie współczynnik osłabienia zmniejsza się wraz ze wzrostem energii fotonów i wzrasta wraz ze wzrostem liczby atomowej i gęstości. Dla przykładu jeśli kVp będzie stałe, współczynnik osłabienia będzie wyższy dla kości w porównaniu do płuc. Ta zależność odpowiada temu co widzimy w praktyce (kość umożliwia tylko niewielkiej ilości fotonów dotrzeć do detektora). Ostatecznie na obrazie kość będzie reprezentowana przez obszary o jaśniejszych kolorach szarości niż płuca. Dla tkanek miękkich współczynnik pochłaniania w przybliżeniu jest proporcjonalny do fizycznej gęstości. Dlatego często uzyskane wartości odcieni szarości tkanek na obrazie tomograficznym są odnoszone do ich gęstości (Tab. 1).

Metale mają dość dużą gęstość co za tym idzie mają większą zdolność do osłabiania wiązki (przedstawione są na obrazie jako obszary białe) Powietrze ma bardzo małą gęstość dlatego ma bardzo małą zdolność do pochłaniania wiązki promieniowania. Powietrze znajdujące się np. w płucach jest przedstawiane na obrazach tomograficznych jako obszar czarny. Aby móc odróżnić obiekty sąsiednie, muszą być odpowiednio skontrastowane. Często stosuje się do-  
 ustny lub dożylny środek kontrastujący, umożliwiając tymczasowo lepiej odróżnić obiekty względem siebie. Środek ten posiada inną gęstość niż obiekty (struktury) podlegające skanowaniu. Zazwyczaj stosuje się środki zawierające: bar, siarczan lub jod. Środki o słabej gęstości lub kontraście jak woda również są stosowane jako substancje kontrastujące. Wymienione środki nie wprowadzają żadnych zmian w właściwościach fizycznych struktur anatomicznych w których się znajdują podczas skanowania.

Tab. 1. Wartości liniowych współczynników pochłaniania

Tab. 1. Value of linear attenuation coefficients

Liniowy współczynnik pochłaniania $\text{cm}^{-1}$ dla 125kVp	
Powietrze	0,0003
Tłuszcz	0,162
Woda	0,18
Płyn mózgowo - rdzeniowy	0,181
Istota biała	0,187
Istota szara	0,184
Krew	0,182
Kość zbita	0,46

Źródło: Opracowanie Autorów

Source: Elaboration of the Authors

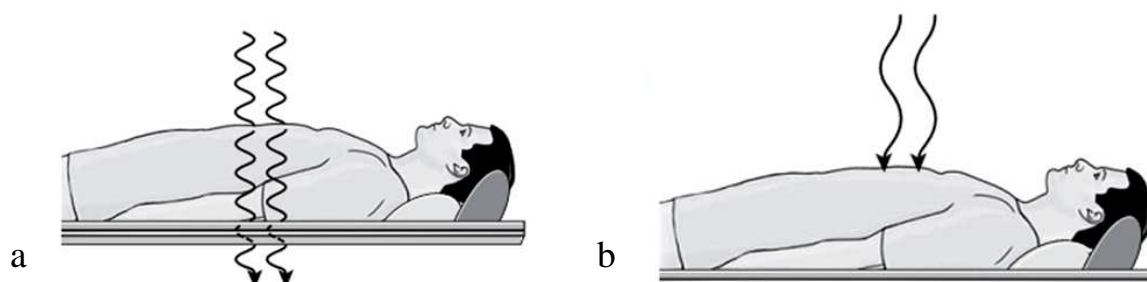
Stopień pochłaniania wiązki przez dany obiekt jest mierzony i wyrażany w jednostkach w skali Hounsfielda (HU). Nazwa pochodzi od pierwszego twórcy tomografu Godfreya Hounsfielda. Przypisał on ogólnie destylowanej wodzie wartość 0 HU. W przypadku zbitej kości oraz powietrza odpowiednio 1000 HU oraz  $-1000$  HU. Obiekty poniżej 0 HU mają wartości ujemne, a powyżej dodatnie. Struktury anatomiczne, które poddawane są skanowaniu na tomografii powinny znajdować się w zakresie  $\pm 1000$  HU. Wartości wyrażone w skali HU, bezpośrednio powiązane są z liniowym współczynnikiem pochłaniania: 1 HU równa się 0,1% różnicy pomiędzy liniowym współczynnikiem pochłaniania struktury (tkanki) do liniowego współczynnika pochłaniania przypisanego dla wody. Czynniki które mogą wpływać na niedokładną ocenę wartości HU mogą być powiązane z błędami kalibracji systemu, artefaktami oraz wpływem uśredniania objętościowego [5].

## 5. Artefakty

Artefakty są obiektami widocznymi na obrazie, które w rzeczywistości nie istnieją na obiekcie poddawanym skanowaniu. Występowanie artefaktów na obrazie w znaczącym stopniu utrudnia jego poprawną interpretację. Artefakty można podzielić w zależności od przyczyny / czynnika który je wywołały: wynikające z właściwości fizycznych promieniowania X, zależne od pacjenta, zależne od skanera oraz wynikające z kształtu wiązki promieniowania.

### 5.1. Artefakty wynikające z właściwości fizycznych promieniowania X

Artefakt utwardzania wiązki (*ang. beam hardening artefact*) lub osłabiania wiązki, wynika z niejednorodnego energetycznie charakteru wiązki promieniowania rentgenowskiego. Podczas przechodzenia promieniowania przez tkanki, znacznie bardziej prawdopodobne jest, że szybciej zaabsorbowane zostają fotony o mniejszej energii, niż te o energii wysokiej. Dlatego, przechodząc przez materię, średnia energia wiązki wypadkowej wzrasta, natomiast jej natężenie maleje. Stopień zmniejszenia natężenia zależy od energii wiązki padającej oraz składu pochłaniającego ją obiektu (Rys. 4).



Rys. 4. Promieniowanie przechodzące przez tkanki: a) fotony o dużej energii, b) fotony o małej energii [4]  
Fig. 4. Radiation passing through the tissues: a) photons of high energy, b) photons of low energy [4]

Utwardzanie wiązki powoduje dwa rodzaje artefaktów: typu *cupping* oraz pojawienie się smug i ciemnych pasów pomiędzy obiektami o dużej gęstości. Artefakty typu *cupping* to utwardzanie wiązki promieniowania związane z jej nieliniowym osłabieniem. Głównym ich źródłem są silnie zatrzymujące promieniowanie rentgenowskie elementy metalowe w jamie ustnej, jak wypełnienia amalgamatowe, implanty, elementy aparatów ortodontycznych czy uzupełnień protetycznych [6]. Pojawiają się one jako pasma, które mogą przebiegać od metalicznego przedmiotu aż do tkanek miękkich na obwodzie obrazu. Ponieważ wiązka promieniowania w tomografii stożkowej jest heterochromatyczna i ma niższą średnią energię w porównaniu z konwencjonalną CT, powyższe artefakty są silniej zaznaczone na obrazach otrzymanych z tomografii CBCT. W celu zminimalizowania artefaktów pochodzących od elementów metalowych, te powinny być jeśli to możliwe usunięte przed badaniem, jak biżuteria, protezy szkieletowe. Należy ponadto ograniczyć FOV do niezbędnego obszaru, wykluczając z niego metalowe wypełnienia bądź implanty, ewentualnie zmienić pozycję pacjenta, lub rozseparować łuki zębowe [7]. Prowadzone są również badania nad algorytmami redukującymi te artefakty [8]

### 5.2. Artefakty zależne od pacjenta oraz aparatu tomograficznego

Artefakty ruchowe pojawiają się przy poruszeniu pacjenta podczas badania. Demonstrują się głównie jako nieostrości obrazu bądź podwójne kontury obiektu [7]. Ruchy głowy pacjenta można ograniczyć poprzez jej mechaniczną stabilizację oraz skrócenia czasu badania. Artefakty zależne od skanera/aparatu tomograficznego zwykle przybierają one postać pierścieni lub kół i spowodowane są najprawdopodobniej niedoskonałością, defektami lub brakiem kalibracji detektora [9]

### 5.3. Artefakty wynikające ze stożkowego kształtu wiązki promieniowania

*Cone - beam effect* wynika z kształtu stożkowego wiązki promieniowania X i jest on potencjalnym źródłem artefaktów, szczególnie występujących w obwodowych częściach skanowanych objętości tkanek. Całkowita ilość informacji o położonych peryferyjnie tkankach jest ograniczona, ponieważ z powodu odchylenia wiązki, do zewnętrznych części detektora dociera mniejsza ilość osłabionego promieniowania, podczas, gdy więcej informacji jest zbierane

ranych o obiektach znajdujących się bliżej centralnej części detektora. Powoduje to zniekształcenia obrazu oraz większe zaszumienie jego obwodowych części [7].

*Partial volume averaging* jest cechą tomografii komputerowej za równo z wiązką promieniowania w kształcie wachlarzowym, jak i w kształcie stożka. Pojawia się, gdy wybrana wielkość wokseli podczas skanowania jest większa niż kontrastowa rozdzielczość obrazowanego obiektu [7]. Efekt ten polega na uśrednianiu elementu znajdującego się geometrycznie na granicy dwóch przekrojów. Granice obiektów mogą wówczas być widoczne nie jako linie płynnie przechodzące, lecz może występować charakterystyczne ich „schodkowanie” albo sąsiednie piksele przyjmują jednakowy poziom szarości. Metodą eliminacji tych artefaktów jest wybór podczas skanowania wokseli o mniejszych rozmiarach, czyli większej rozdzielczości.

*Undersampling* jest to zjawisko zniekształcenia obrazu w wyniku dostarczenia zbyt małej ilości projekcji do rekonstrukcji obrazu [9]. Jego efektem jest pojawienie się prążkowania na obrazie. Są jednak prowadzone badania nad metodami pozwalającymi skutecznie zredukować tego typu artefakty [10].

## 6. Wnioski

Od momentu wręczenia Nagrody Nobla dla Godfreya Hounsfielda i Allana Cormacka, pomiar przy użyciu tomografu komputerowego uległ dużym zmianom. Dzisiejsze systemy pomiarowe, oferują szeroki wachlarz możliwości. Mimo dużych zmian, systemy te nadal bazują na podstawowych zjawiskach wynikających min. z oddziaływania promieniowania rentgenowskiego na dane struktury anatomiczne. Zrozumienie tych zależności leży u podstaw poznania idei pomiaru, a tym samym umiejętnego wyboru protokołu skanowania, który pozwoli ograniczyć wpływ powstawania artefaktów na obrazach tomograficznych.

## Literatura

- [1] Miechowicz S., Budzik G., Cygnar M., Truszkiewicz A.: *Use of the computed tomography in Reverse Engineering*. Prace Naukowe Instytutu Technicznego PWSZ w Nowym Sączu, Nowy Sącz 2005, s. 81-86.
- [2] Preim B., Bartz D.: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2007.
- [3] Dziubek T., Turek P.: *Wpływ zmiany rozdzielczości przestrzennej na dokładność odwzorowania geometrii zuchwy*, Monografia Katedry Automatyzacji Procesów, Kraków 2014.
- [4] Romans L.: *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health|Lippincott Williams & Wilkins 2011.
- [5] Bushberg J.T., Seibert J.A., Boone J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*, Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [6] Draenert F.G., Coppenrath E., Herzog P., Müller S., Mueller - Lisse U.G.: *Beam hardening artefacts occur in dental implant scans with the NewTom cone beam CT but not with the dental 4 - row multidetector CT*. Dentomaxillofacial Radiology 2007, 36(4), 1, pp. 98-203.
- [7] Scarfe W. C., Farman A.G.: *What is cone - beam CT and how does it work ?* Dental Clinics of North America 2008; 52(4), pp. 707 -730.
- [8] Meilinger M., Schmidgunst C., Schütz O., Lang E.W.: *Metal artifact reduction in cone beam computed tomography using forward projected reconstruction information*. Zeitschrift für Medizinische Physik 2011, 21(3), pp. 174-182.
- [9] Schulze R., Heil U., Gross D., Bruellmann D.D., Dranischnikow E., Schwanecke U., Schoemer E.: *Artefacts in CBCT: a review*. Dentomaxillofacial Radiology 2011, 40(5), pp. 265-273.
- [10] Leng S., Zambelli J., Tolakanahalli R., Nett B., Munro P., Star - Lack J., Paliwal B., Chen G.H.: *Streaking artifacts reduction in four - dimensional cone - beam computed tomography*. Medical Physics 2008, 35(10), pp. 4649-4659.