

**Prof. dr hab. inż. Grzegorz BUDZIK<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 Manufacturing Techniques and Automation

<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

## PROCES REKONSTRUKCJI OBRAZÓW TOMOGRAFICZNYCH

### Streszczenie

**Wstęp i cel:** Tomografia komputerowa jest systemem pośredniego obrazowania. Oznacza to, że obraz powstaje nie w wyniku pomiaru, lecz uzyskiwany jest na drodze późniejszych obliczeń i przekształceń matematycznych na zebranych danych. Artykuł przedstawia metody oparte na transformacie Fouriera, statystyczne oraz algebraiczne rekonstrukcji obrazów tomograficznych.

**Materiał i metody:** W artykule przedstawiono metody i algorytmy umożliwiające rekonstrukcję obrazów tomograficznych z uzyskanych danych pierwotnych.

**Wyniki:** Zastosowanie metody rzutu wstecznego z filtracją do rekonstrukcji obrazów tomograficznych w przypadku pomiaru obiektów o dużej gęstości, może wywołać artefakty utwardzania wiązki. Metody algebraiczne i statystyczne są lepszym wyborem, gdyż redukują one dawkę promieniowania nawet do 50%. Nowe bardziej zaawansowane algorytmy rekonstrukcyjne, redukują powstający szum na obrazie, zwiększając tym samym wykrywalność w obszarach słabo skonstrastowanych. Wybór pola pomiarowego oraz powiększenia bezpośrednio wpływa na rozdzielczość przestrzenną i kontrastową uzyskanych obrazów tomograficznych.

**Wnioski:** W ramach prowadzonych badań nad poprawą jakości obrazów tomograficznych, niezwykle istotne jest odpowiednie dobranie pola obrazowania (SFOV) oraz powiększenia (DFOV). Dzięki temu wpływamy bezpośrednio na zwiększenie rozdzielczości przestrzennej i kontrastowej danych. Dodatkowo możemy ograniczyć wpływ występowania artefaktów powstałych na obrzeżach obszaru skanowania. Wybór metody rekonstrukcji obrazów tomograficznych oraz filtracji, ogranicza występowanie artefaktów liniowych oraz poprawia wykrywalność małych i skomplikowanych obiektów.

**Słowa kluczowe:** Tomografia komputerowa, gantra, detektor, rekonstrukcja, filtracja.

(Otrzymano: 17.01.2016; Zrecenzowano: 20.01.2016; Zaakceptowano: 25.01.2016)

## RECONSTRUCTION PROCESS OF TOMOGRAPHY IMAGES

### Abstract

**Introduction and aim:** Computer tomography is an intermediate imaging system. The image is created not by measurement but is obtained by subsequent calculations and mathematical transformations on the raw data. The article presents some methods based on Fourier transform, statistical and algebraic reconstruction of tomography images.

**Material and methods:** The article presents the methods and algorithms used for image reconstruction from raw data.

**Results:** Compared with standard filtered back – projection methods, adaptive statistical iterative reconstruction technique reduce the radiation dose to the patient by as much as 50%. The new advanced reconstruction technique can reduce image noise, thereby improving image quality by improving low-contrast detect-ability.

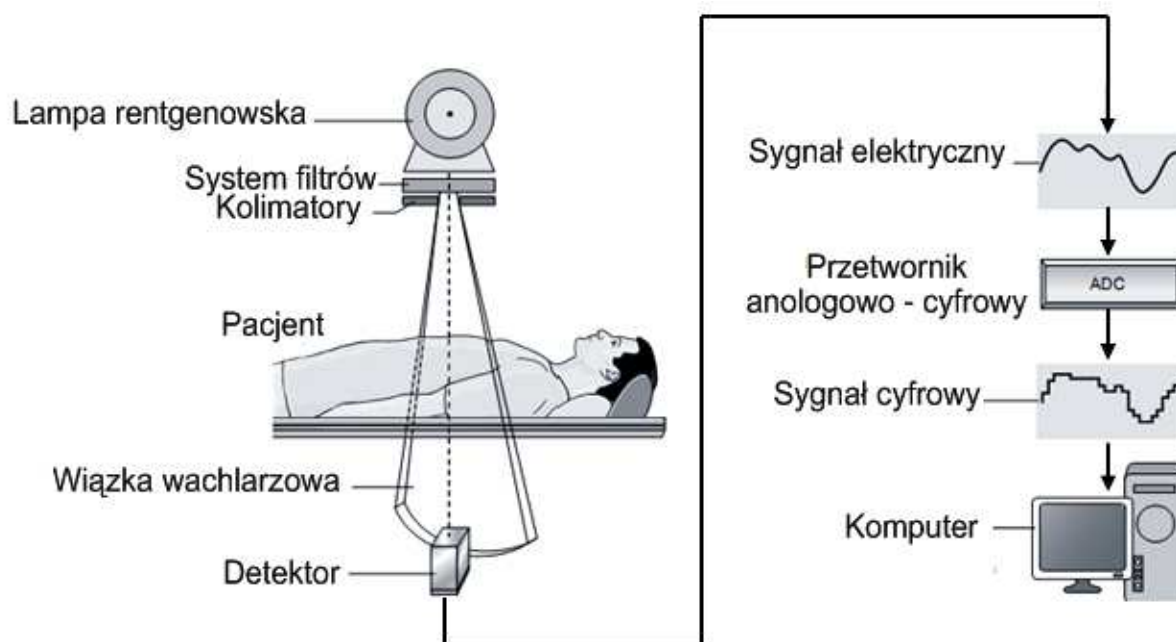
**Conclusion:** It is very important to choose the appropriate SFOV and DFOV because changed this parameters it will improved the quality of CT images. As a result, the spatial and contrast resolution it will be increased. In addition, it will be reduced the impact of artefacts on the edge of the scanning area. The choice of method of tomography image reconstruction and filtration reduces linear artefacts and improves detection of small and complex objects.

**Keywords:** Computer tomography, gantry, detector, reconstruction, filtration.

(Received: 17.01.2016; Revised: 20.01.2016; Accepted: 25.01.2016)

## 1. Wprowadzenie

Tomografia komputerowa jest systemem pośredniego obrazowania. Oznacza to, że obraz nie powstaje w wyniku pomiaru, lecz uzyskiwany jest na drodze późniejszych obliczeń i przekształceń matematycznych na zebranych danych [6]. Proces pomiarowy zaczyna się od wysłania wiązki promieniowania przez lampę rentgenowską. Następnie jest ona kształtowana przez filtry oraz zawężana lub rozszerzana przechodząc przez system kolimatorów. Dzięki zmniejszeniu rozproszenia, poprawiona zostaje rozdzielczość kontrastowa uzyskanych danych, a dawka promieniowania docierająca do pacjenta ulega zmniejszeniu [1], [2]. Po przejściu wiązki promieniowania przez ciało pacjenta, detektory rejestrują jej osłabienie. Powstały na tym etapie sygnał elektryczny jest w dalszej kolejności wzmocniony i poddany analizie przez system gromadzenia danych (*ang. Data Acquisition System - DAS*). Po przetworzeniu sygnału elektrycznego na cyfrowy, dane pierwotne (*ang. raw data*) gromadzone są na komputerze i czekają na dalsze przetwarzanie. Poniżej przedstawiono schemat przepływu danych w systemach tomograficznych dla wachlarzowej wiązki promieniowania (Rys. 1).



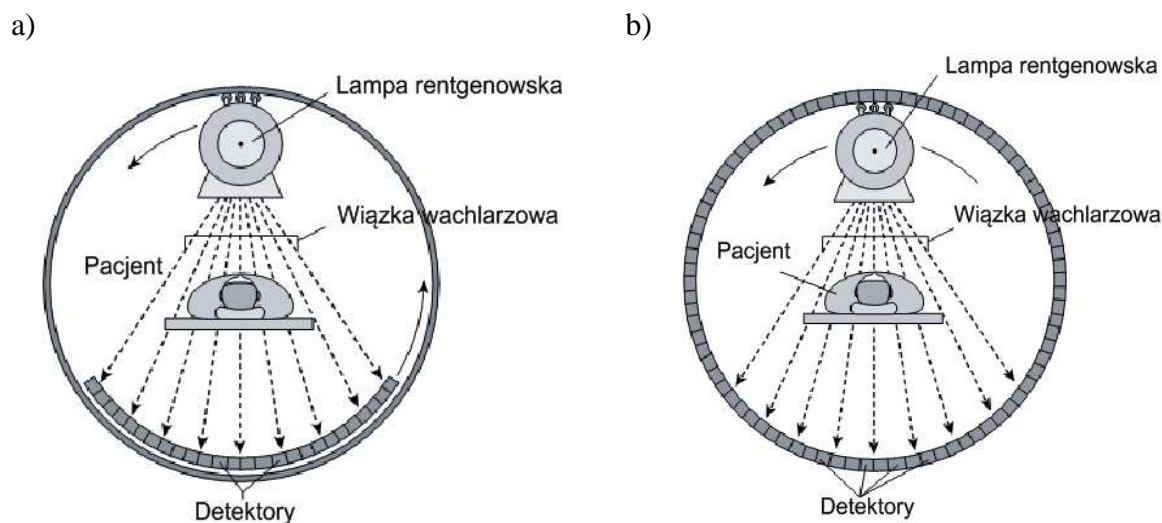
Rys. 1. Schemat pozyskania danych pierwotnych w systemach tomograficznych dla wachlarzowej wiązki promieniowania [8]

Fig. 1. The diagram of obtaining raw data in fan-beam computer tomography systems [8]

Tysiące bitów danych zebranych przez system tomograficzny podczas pomiaru, nazywamy danymi pierwotnymi. Określenie dane pierwotne i pomiarowe są wymiennie używane i oznaczają to samo tzn. odnoszą się do danych oczekujących na przekształcenie do obrazu tomograficznego. Metody zbierania danych pierwotnych, zmieniały się wraz z powstawaniem nowych generacji systemów tomograficznych (Rys. 2).

Proces przekształcający dane pierwotne do obrazu tomograficznego nazywamy rekonstrukcją obrazu. Rekonstrukcja, która odbywa się podczas pomiaru jest nazywana spodziewaną (*ang. prospective reconstruction*). Powstałe w procesie pomiarowym dane pierwotne zostają później użyte do wygenerowania obrazu. Ten proces określany jest w literaturze jako wtórna rekonstrukcja (*ang. retrospective reconstruction*). W celu uformowania obrazu tomograficznego, system komputerowy przypisuje pojedynczą wartość w skali Hounsfielda (HU)

do każdego piksela. Uzyskana wartość gęstości jest średnią osłabień wszystkich wiązek promieniowania przechodzących przez dany piksel. Kiedy dane zostają uśrednione dla poszczególnych pikseli, obraz tomograficzny zostaje uformowany. Powstałe dane są określane jako dane obrazowe [3], [8].



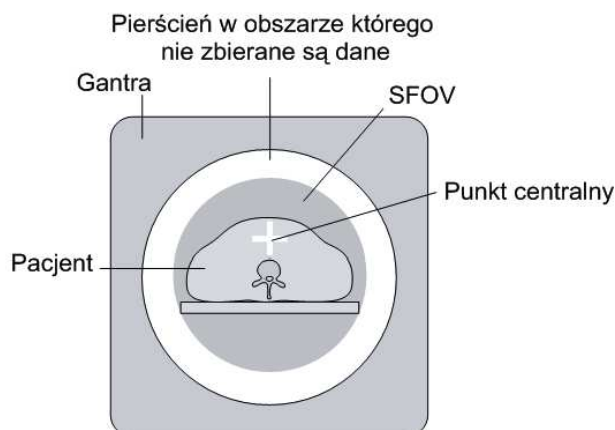
Rys. 2. Koncepcja zbierania danych pierwotnych w systemach tomograficznych generacji a) trzeciej, b) czwartej [8]

Fig. 2. The concept of collecting raw data in generation CT systems a) the third, b) the fourth [8]

Dane obrazowe, zajmują znacznie mniej przestrzeni na komputerze w porównaniu do danych pierwotnych. Z tego powodu najczęściej systemy tomograficzne przechowują dane obrazowe niż pierwotne.

## 2. Obszar pola pomiarowego (SFOV) oraz wyświetlania (DFOV)

Obszar pola pomiarowego (*ang. Scan field of view - SFOV*) określa przestrzeń gantry w obrębie której zbierane są bezpośrednio dane pierwotne w trakcie procesu pomiarowego (Rys. 3). Pełną kontrolę na określeniu wielkości obszaru skanowania posiada operator tomografu. Podaje on promień okręgu, którego środek leży w punkcie centralnym (*ang. isocenter*) gantry.

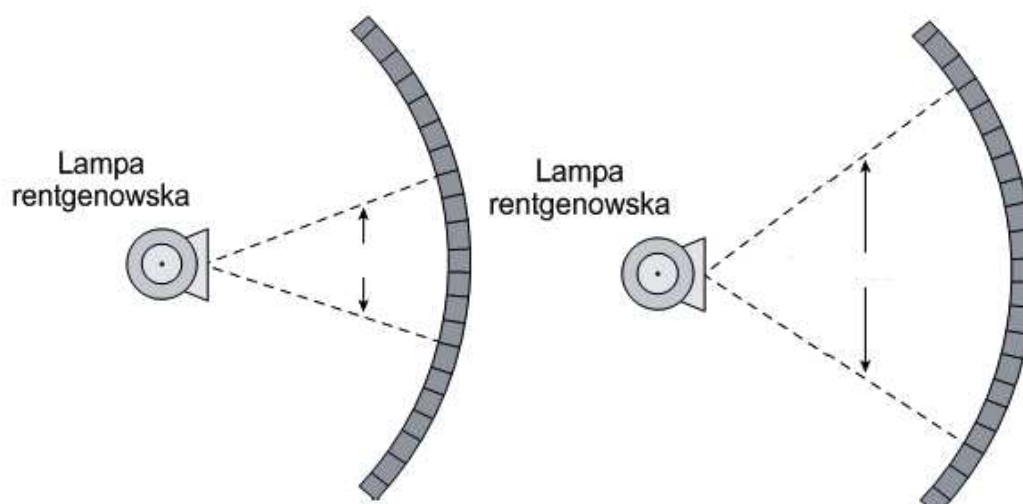


Rys. 3. Obszary występujące w przestrzeni gantry [8]

Fig. 3. Area in the gantry space [8]

Ze względu na to iż dane pierwotne zawsze zbierane są wokół punktu centralnego, niezbędne jest przed pomiarem, umieszczenie pacjenta w obrębie tego punktu. Wybór pola pomiarowego jest w dużej mierze uzależniony od konstrukcji tomografu. Tradycyjnym ustawieniem SFOV dla skanowania głowy pacjenta jest obszar o średnicy 25 cm (obszar mały). Dla skanowania klatki 35 cm (obszar średni) oraz dla brzucha od 42 cm do 50 cm (obszar duży). Dla niektórych systemów dostępne są także inne opcje. Wraz z wyborem SFOV wiążą się dodatkowe możliwości związane min. ze specjalnym przetwarzaniem danych obrazowych. Pozwalają one na redukcję artefaktów liniowych (*ang. streak artefact*) związanych z procesem utwardzania wiązki. Wybór SFOV dodatkowo determinuje ilość detektorów, które bezpośrednio uczestniczą w procesie pomiarowym (Rys. 4).

Wszystko poza obszarem obrazowania nie jest brane pod uwagę w procesie tworzenia obrazu tomograficznego. W celu uzyskania obrazów tomograficznych o wysokiej jakości, operator tomografu wybiera SFOV najmniejszy z możliwych, tak aby objąć całego pacjenta. Często w wyniku procesu pomiarowego pojawiają się artefakty powstałe na obrzeżach obszaru skanowania (*ang. out of field artefacts*). Wymienione artefakty generują na obrazach tomograficznych zakłócenia w postaci smug. Dodatkowo wprowadzają one zmiany w uzyskanych wartościach wyrażonych w skali Hounsfielda (HU).

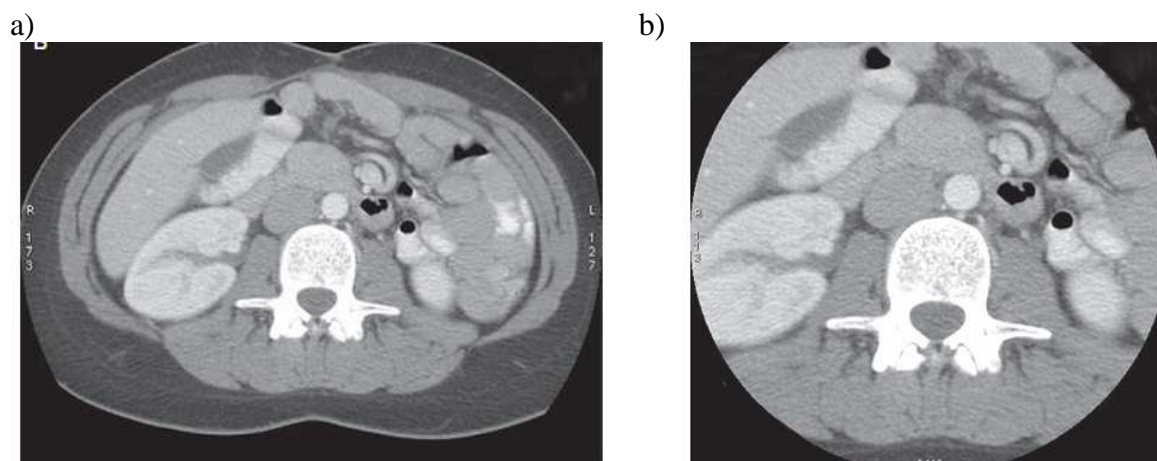


Rys. 4. Wpływ SFOV na liczbę detektorów użytych w procesie pomiarowym [8]

Fig. 4. Impact SFOV on the number of detectors use in measurements process [8]

Dane pierwotne nie są zbierane z całego obszaru otwarcia gantry. Jeżeli obszar otwarcia gantry równy jest średnicy 70 cm, a największy obszar skanowania wynosi 48 cm, występuje obszar w obrębie którego dane nie będą w ogóle zbierane. Przypomina on pierścien i jest przedstawiony na rysunku 3.

Obszar wyświetlania (*ang. Display Field of View - DFOV*) nazywany jest również przybliżeniem lub powiększeniem. Determinuje on ilość danych pierwotnych, która będzie bezpośrednio użyta w procesie rekonstrukcji obrazu tomograficznego. Dla przykładu aby poprawnie zobrazować całą przestrzeń wokół kręgosłupa, należy zastosować duży obszar obrazowania (SFOV) (Rys. 5a). Jeżeli dla diagnostyka bardzo ważne jest jak najlepsze odtworzenie wyłącznie obszaru w bezpośrednim otoczeniu kręgosłupa, operator stosuje powiększenie. W wyniku tego zabiegu finalny obraz tomograficzny, będzie zawierał tylko i wyłącznie obszar kręgosłupa przedstawiony na rysunku 5b. Reszta obszaru pomiarowego (SFOV), nie zostanie przedstawiona na obrazie.



Rys. 5. Widok obszaru a) pomiarowego – SFOV, b) wyświetlania – DFOV  
Fig. 5. View on area a) Scan Field of View – SFOV, b) Display Field of View – DFOV

Dodatkowo zmiana DFOV wpływa na jakość uzyskanego obrazu, poprzez zmianę rozmiaru piksela. Wybór optymalnego DFOV jest bardzo istotne, gdyż dzięki temu zabiegowi można zwiększyć wykrywalność obiektów o małych i skomplikowanych wymiarach geometrycznych. Wybór zbyt dużego DFOV, pogarsza rozdzielczość przestrzenną obrazów tomograficznych [5], [6].

### 3. Rekonstrukcja obrazów tomograficznych

Głównym źródłem promieniowania X jest lampa rentgenowska. Rozpędzona wysokim napięciem wiązka elektronów uderza w metalową tarczę i tracąc swą energię kinetyczną na skutek gwałtownego hamowania wypromieniowuje tę energię w postaci kwantów promieniowania X, których zdolność penetracji wewnątrz ludzkiego ciała jest tym większa, im większe było napięcie przyspieszające elektrony w lampie. Wiązka promieniowania przechodząc przez ciało pacjenta, dociera do detektora. System DAS odczytuje każdy docierający promień wiązki i mierzy jak mocno został on osłabiony [1]. Proces ten jest nazywany sumowaniem wiązki (*ang. ray sum*). Całkowity zbiór zmierzonych osłabień wiązek, reprezentuje widok (*ang. view*). W celu lepszego przedstawienia czym jest widok, możemy go porównać do osoby, która patrzy na obiekt z różnych miejsc. Jak łatwo się domyśleć z jednego położenia (widoku) jest bardzo trudno opisać analizowaną geometrię. Aby uzyskać całościowy obraz obiektu, należy zobaczyć go z różnych stron. Obraz tomograficzny powstaje w podobny sposób. W celu uzyskania profilu absorpcji (projekcji), system przelicza osłabienie poszczególnych wiązek (*ang. ray sum*) i powiązuje je z ich pozycją. Profil ten powstaje dla każdego widoku podczas pomiaru. Informacja od wszystkich profili jest rzutowana na macierz, w wyniku czego powstaje obraz. Podstawowe algorytmy rekonstrukcji obrazów tomograficznych można podzielić na dwie grupy [6]:

➤ Metody oparte na transformacie Fouriera:

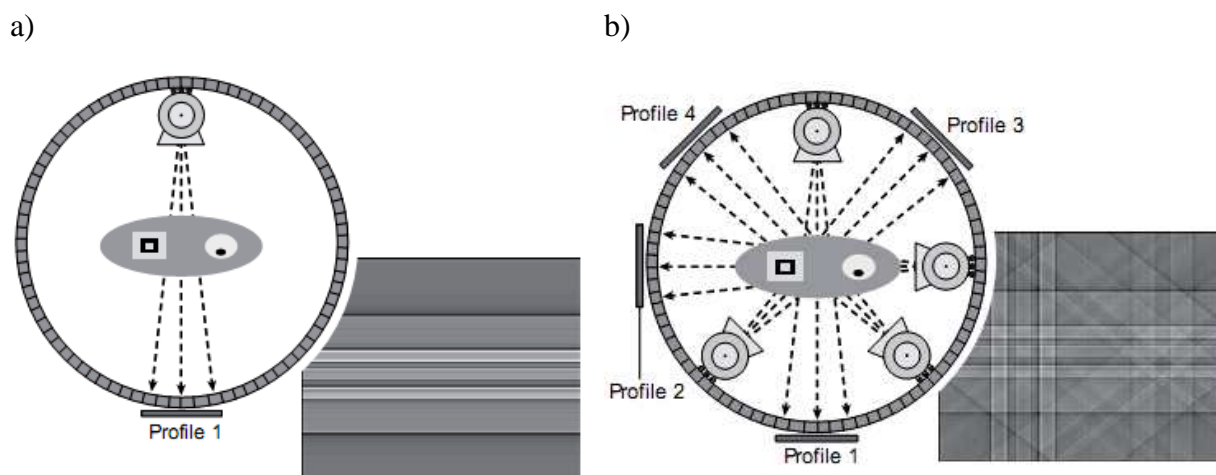
- ◇ transformata Rodona,
- ◇ odwrotna transformata Rodona i twierdzenie rzutu Fouriera,
- ◇ metoda projekcji wstecznej,
- ◇ metoda projekcji wstecznej z filtracją,
- ◇ transformata Cormacka.

➤ Metody algebraiczne i statystyczne metody rekonstrukcji:

- ◇ metoda iteracyjna,
- ◇ metoda największego prawdopodobieństwa.

Metoda sumacyjna (*ang. back projection – rzut wsteczny*), polega na zsumowaniu poszczególnych prześwietleń (projekcji) wykonywanych pod różnym kątem. Im większa jest ich ilość tym dokładniejszy otrzymujemy obraz (Rys. 6).

Dzięki temu możemy go w poprawny sposób interpretować. Metoda ta nie jest obecnie wykorzystywana w praktyce. Wynika to z tego, iż jest ona bardzo podatna na artefakty związane z procesem utwardzania wiązki.



Rys. 6. Rekonstrukcja obrazu a) z jednej projekcji b) z czterech projekcji [8]

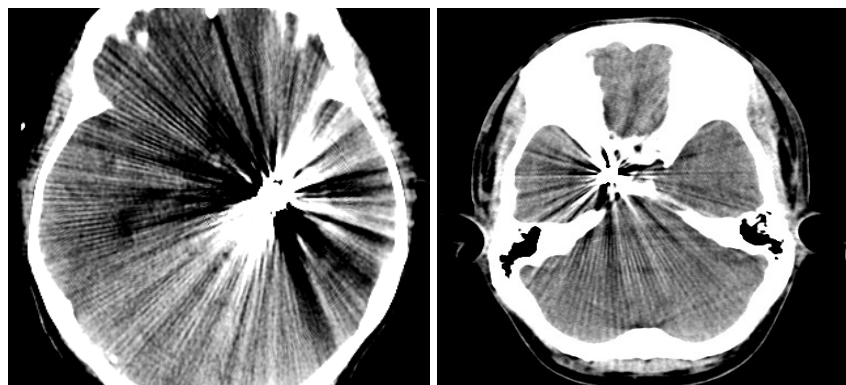
Fig. 6. Image reconstruction a) with one projection b) with four projections [8]

Metody analityczne są używane we wszystkich współczesnych tomografach komputerowych. Najczęściej stosowanymi algorytmami rekonstrukcji w tomografii wiązki stożkowej oraz wachlarzowej jest algorytm Feldkampa, Davisa, Kresa (FDK). Należą one do grupy algorytmów opartych na metodzie rzutu wstecznego z filtrowaniem (*ang. Filtered Back Projection - FBK*) [6].

W metodzie tej każda z zebranych projekcji jest odpowiednio filtrowana, a następnie wykonywana jest jej projekcja wsteczna. Filtracja jest wykonywana ze względu na to iż metoda rzutu wstecznego nie zapewnia równomiernego rozkładu wartości pochłoniętego promieniowania. W wyniku przejścia na macierz powstają min. artefakty liniowe w postaci gwiazdzystych wzorów na obrazie (zwykle jasne smugi) [4] (Rys. 7).

W tomografii komputerowej algorytmy rekonstrukcji zakładają pewien profil pochłaniania obiektu badanego. Gdy obrazowane są obiekty o dużym współczynniku pochłaniania, takie jak metalowe klipsy, elektrody, duże zwapnienia czy skupienia środka cieniującego, pochłoniętych jest więcej fotonów o niższej energii. Profil odbieranej wiązki zostaje zmieniony, a założenie że cały obiekt obrazowany charakteryzuje się pochłanianiem zbliżonym do tkanek nie jest spełnione. Wynikiem czego powstają artefakty związane z utwardzaniem wiązki takie jak artefakty liniowe.

W celu uzyskania równomiernego rozkładu w układzie kartezjańskim powszechnie stosowaną metodą jest filtrowany rzut wsteczny.



Rys. 7. Artefakty liniyjne

Fig. 7. Streak artefacts

Podstawą metody filtrowanego rzutu wstecznego jest połączenie odwrotnej transformaty Rodona z twierdzeniem przekroju Fouriera. Proces odbywa się poprzez skomplikowane przekształcenia matematyczne. Efektem tego procesu, przeprowadzana jest redukcja szumów co pozwala na stworzenie obrazu bardziej czytelnego. Do obrazowania narządów o dużym kontraście struktur wewnętrznych (np. płuca, kości) używany jest algorytm „twardy” o wysokiej rozdzielczości (wzmacniający krawędzie). Do oceny narządów o mniejszym kontraście struktur wewnętrznych stosowany jest algorytm „miękki” (algorytm „twardy” zwiększyłby poziom szumów i utrudnił rozróżnienie struktur o mniejszym kontraście). Wśród filtrów rekonstrukcyjnych należy wymienić filtr:

- Shepp-Logana (SL),
- Ram-Laka (RL),
- Parzen,
- Hamminga.

Filtr RL cechuje najlepsza rozdzielczość przestrzenna rekonstruowanego obrazu. Filtr SL stanowi podstawowy filtr rekonstrukcyjny w tomograficznej diagnostyce obrazowej. W obszarze częstotliwości maksymalnej charakterystyka filtru SL jest zbliżona do filtra RL. Dobór filtru rekonstrukcji stanowi kompromis między rozdzielczością, a wartością szumu w rekonstruowanym obrazie i zależy od obszaru obrazowania medycznego. W zależności od producenta filtry rekonstrukcyjne obrazu, mogą być opisywane w literaturze jako algorytmy lub kernele rekonstrukcji. Proces filtracji odbywa się wyłącznie na danych pierwotnych, nie dotyczy on danych obrazowych [6].

Metoda iteracyjna, polega na odszukaniu współczynnika pochłaniania promieniowania w poszczególnych elementach objętości obiektu (voxelach), tak aby był on zgodny ze zmierzonymi wartościami. Początkowo określa się wartość współczynnika na równym poziomie dla wszystkich elementów, a następnie porównuje się go z otrzymanymi wynikami. Przez kolejne powtórzenia, wartości dla kolejnych projekcji są modyfikowane aż do uzyskania zgodności pomiędzy wartościami zmierzonymi, a wyznaczonymi.

Możemy wyróżnić trzy odmiany metody iteracyjnej:

- rekonstrukcja jednoczesna - obliczenia dla wszystkich prześwietleń i całej matrycy voxelów,
- korekcja promień po promieniu - obliczenia i poprawki prowadzone są dla każdej projekcji,
- korekcja punkt po punkcie - powtórzenie obliczeń i poprawek następuje oddzielnie dla każdego prześwietlenia i dla każdego voxelu.

#### 4. Wnioski

- Zastosowanie metody FBK do rekonstrukcji obrazów tomograficznych w przypadku skanowania obiektów o dużej gęstości, może wywołać artefakty utwardzania wiązki. W takim przypadku metody algebraiczne i statystyczne są lepszym wyborem, gdyż dodatkowo redukują dawkę promieniowania nawet do 50% a w przypadku systemów z Adaptacyjną Statystyczną Wielokrotną Rekonstrukcją nawet do 65%. Nowe bardziej zaawansowane algorytmy rekonstrukcyjne, redukują także szумы powstające na obrazie, zwiększając tym samym wykrywalności w obszarach słabo skonstrastowanych. Pozwala to na bardziej dokładniejsze niż dotychczas, uzyskiwanie poprawnie odtworzonych konturów analizowanych tkanek.
- Wybór pola pomiarowego (SFOV) oraz powiększenia (DFOV), bezpośrednio wpływa na rozdzielczość przestrzenną i kontrastową uzyskanych obrazów tomograficznych. Wybór SFOV determinuje ilość detektorów, które bezpośrednio uczestniczą w procesie pomiarowym, a DFOV ilość danych pierwotnych, która będzie użyta w procesie rekonstrukcji obrazu tomograficznego.

#### Literatura

- [1] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Budowa tomograficznych systemów pomiarowych*. „Problemy Nauk Stosowanych” 2015, tom. 3, s. 5-15.
- [2] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Podstawowe czynniki wpływające na jakość obrazów tomograficznych*. „Problemy Nauk Stosowanych” 2015, tom. 3, s. 77-85.
- [3] Bushberg J.T., Seibert J.A., Boone J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [4] Dewulf W., Tan Y., Kiekens K.: *Sense and non-sense of beam hardening correction in CT metrology*. CIRP Annals - Manufacturing Technology, 2012, Vol. 61, Issue 1, pp. 495-498.
- [5] Dziubek T., Turek P.: *Wpływ zmiany rozdzielczości przestrzennej na dokładność odwzorowania geometrii zuchwy*. Monografia Katedry Automatykacji Procesów Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2014, s. 90-108.
- [6] Miechowicz S.: *Synteza modelowania złożonych struktur geometrycznych w zastosowaniach medycznych*. Rzeszów: Oficyna Wyd. Politechniki Rzeszowskiej, 2012.
- [7] Preim B., Bartz D.: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2007.
- [8] Romans L.: *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins 2011.