

Prof. dr hab. inż. Grzegorz BUDZIK^a, mgr inż. Paweł TUREK^b

^a Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Konstrukcji Maszyn
Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Aeronautics, Department of Machine Construction

^b Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Technik Wytwarzania i Automatyzacji
Rzeszow University of Technology, Faculty of Mechanical Engineering and Aeronautics, Department of Manufacturing Techniques and Automation

METODY POZYSKIWANIA DANYCH PIERWOTNYCH PRZY UŻYCIU KOMPUTEROWYCH SYSTEMÓW TOMOGRAFICZNYCH

Streszczenie

Wstęp i cel: Od momentu wręczenia Nagrody Nobla dla Godfreya Hounsfielda i Allana Cormacka pomiar przy użyciu systemów tomograficznych ulegał ciągłym przeobrażeniom. Celem przedstawionej pracy jest wykazanie różnic w funkcjonowaniu trybu osiowego oraz spiralnego w tomograficznych systemach jednorzędowych oraz wielorzędowych

Materiał i metody: W pracy przedstawiono metody pozyskiwania danych pierwotnych. Wyszczególniono i opisano tryb osiowy i spiralny. Scharakteryzowano systemy jednorzędowe oraz wielorzędowe.

Wyniki: Przy zastosowaniu metody osiowej uzyskuje się wyższej jakości obrazy niż podczas wykorzystania metody spiralnej. Główną wadą tej metody, dotyczy powstawania przerw czasowych pomiędzy kolejnymi pomiarami, a tym samym zwiększa ryzyko wystąpienia artefaktów związanych z ruchem pacjenta. Spiralna tomografia znacznie usprawniła pomiar. Skrócenie czasu skanowania poprzez wyeliminowanie czasu przestojów stołu, poprawiło rozdzielczość przestrzenną i kontrastową uzyskany obrazów tomograficznych. Główne zmiany dotyczyły także lampy rentgenowskiej, której obrót od tej chwili był ciągły, a moc wiązki promieniowania pozostawała stała.

Wniosek: Nowoczesne systemy tomograficzne, oferują dwa podstawowe tryby skanowania osiowy oraz spiralny. Aktualnie tryb spiralny jest najczęściej stosowaną metodą pozyskiwania danych pierwotnych. Pozostają jednak sytuacje w których najlepiej sprawdza się tryb osiowy. Rozwój technologiczny pozwolił na wdrożenie oraz ulepszenie trybu spiralnego w systemach wielorzędowych

Słowa kluczowe: Tomografia komputerowa, systemy jednorzędowe, systemy wielorzędowe, tryb spiralny, tryb osiowy.

(Otrzymano: 28.02.2016; Zrecenzowano: 29.02.2016; Zaakceptowano: 05.03.2016)

METHODS OF ACQUISITION RAW DATA WITH USE COMPUTER TOMOGRAPHY SYSTEM

Abstract

Introduction and aim: Since its introduction by Godfrey Hounsfield and Allan Cormack, CT has continued to evolve. The aim of this work is to demonstrate the differences in the functioning of axis and spiral mode in CT systems with single-and multi-row

Material and methods: The article presents the methods of acquisition raw data. Especially present axial and helical methods. Characterized single raw and multi raw CT systems.

Results: Axial method results in the highest image quality, superior to that of helical method. Main disadvantages this method is that the cumulative effect of pauses between each data acquisition and motion artefact. Helical CT has revolutionized clinical imaging. Increasing the scan speed results in improved image resolution. Main changes also concern the x-ray tube (continually rotating and constant x-ray output).

Conclusion: Modern scanners offer two basic option of scanning: axial and helical. Although helical scan methods are now the most widely used, there remain specific situation in which axial methods are preferred. Since its inception, helical technology has been continuously refined with new and improved MDCT systems.

Keywords: Computer tomography, SDCT, MDCT, helical scanning, axial scanning.

(Received: 28.02.2016; Revised: 29.02.2016; Accepted: 05.03.2016)

1. Wprowadzenie

Od momentu wręczenia Nagrody Nobla dla Godfreya Hounsfielda i Allana Cormacka, pomiar przy użyciu systemów tomograficznych ulegał ciągłym przeobrażeniom. W procesie akwizycji obrazów tomograficznych, jako pierwsze stosowane były aparaty sekwencyjne. Umożliwiały one uzyskanie obrazu warstwy w trakcie jednego pomiaru tylko jednego obrazu warstwy na raz. Stosowane później tomografy pierwszej generacji w procesie akwizycji danych, stosowały cienką równoległą wiązkę, skierowaną na jeden lub dwa detektory. W drugiej generacji wzrosła liczba detektorów (powyżej 30), a kształt wiązki zmieniono z równoległej na wachlarzową (kąt wiązki wynosił 10°).

Największy rozwój technologiczny systemów, nastąpił w latach 90-tych. Związany był on z wprowadzeniem pierścieni ślizgowych, które wyeliminowały kable wysokiego napięcia. Technologia pierścieni ślizgowych po raz pierwszy została zastosowana w trzeciej generacji aparatów. Ostateczny obraz powstawał w wyniku ruchu translacyjnego stołu oraz obrotowego lampy rentgenowskiej i detektora. W aparatach czwartej generacji nastąpiła znacząca zmiana dotycząca układu lampy - detektory. Tomografy komputerowe tej generacji, charakteryzują się dużym nieruchomym pierścieniem detektorów, zamontowanym na całym obwodzie gantry. W tej generacji tomografów detektory pozostają nieruchome, a lampa rentgenowska wykonuje ruch obrotowy wokół nich [1].

Wraz ze zmianami generacji tomografów, ulegały przeobrażeniom metody pozyskiwania danych pierwotnych. We wcześniejszych typach tomografów, stosowana była metoda *step and shoot* (nazywana także osiową oraz konwencjonalną). W metodzie tej stół przemieszcza się w wyznaczone miejsce i pozostaje nieruchomy aż do momentu, kiedy lampa rentgenowska wykona pełny obrót wokół skanowanego pacjenta. W każdym skanerze bazującym na tej metodzie, występują małe przerwy czasowe pomiędzy kolejnymi pomiarami (tzw. *interscan delay*). Powstają one w momencie, kiedy stół przemieszcza się do kolejnej pozycji w której nastąpi pomiar.

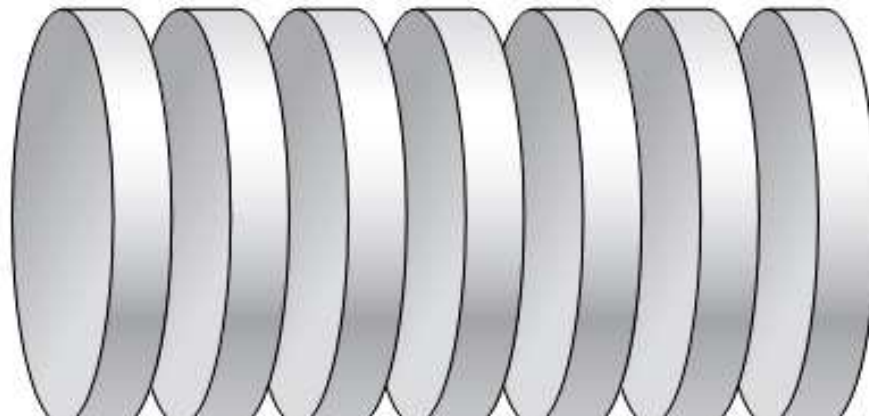
We wcześniejszych typach skanerów jednorzędowych, pozyskiwano pojedynczy przekrój po jednym pełnym obrocie lampy rentgenowskiej. Metoda *step and shoot* została także wdrożona w systemach tomograficznych trzeciej i czwartej generacji. Różnica pomiędzy zastosowaniem metody w wymienionych generacjach tomografów, polegała jedynie na tym, iż w systemach trzeciej generacji typowy obrót podczas pomiaru wynosił 360 stopni, a w czwartej generacji 400 stopni.

We wcześniejszych tomografach czas jednego pomiaru (od przemieszczenia stołu, obrotu gantry aż do kolejnego przemieszczenia stołu), pozwalał jedynie na uzyskanie pojedynczego skanu podczas jednego wstrzymania oddechu pacjenta. Nowocześniejsze skanery skróciły czas trwania pomiaru i jednocześnie pozwoliły na zebranie więcej niż jednego skanu na jednym wstrzymaniu oddechu pacjenta. Dzięki tym zabiegom, skrócono czas pomiaru i zredukowano wpływ błędnego nakładania się na siebie skanów [2], [3].

Największe korzyści metody *step and shoot*, wynikają z możliwości uzyskania wysokiej jakości obrazów czym dominuje ona nad metodą pomiarową spiralną. Efekt ten związany jest z osiowym sposobem zbierania danych (tj. przekroje ułożone są prostopadle), oraz z tego iż pacjent podczas obrotu lampy rentgenowskiej pozostaje nieruchomy. Zebrane przekroje podczas pomiaru, mogą przylegać do siebie, nakładać się lub mogą występować obszar pominięte zawarte między przekrojami.

Występowanie wymienionych przypadków, uwarunkowane jest wyborem protokołu pomiarowego przez operatora tomografu. Przerwy w obszarach skanowania są często stosowane w protokołach wysokiej rozdzielczości oraz w celu zredukowania dawki promieniowania.

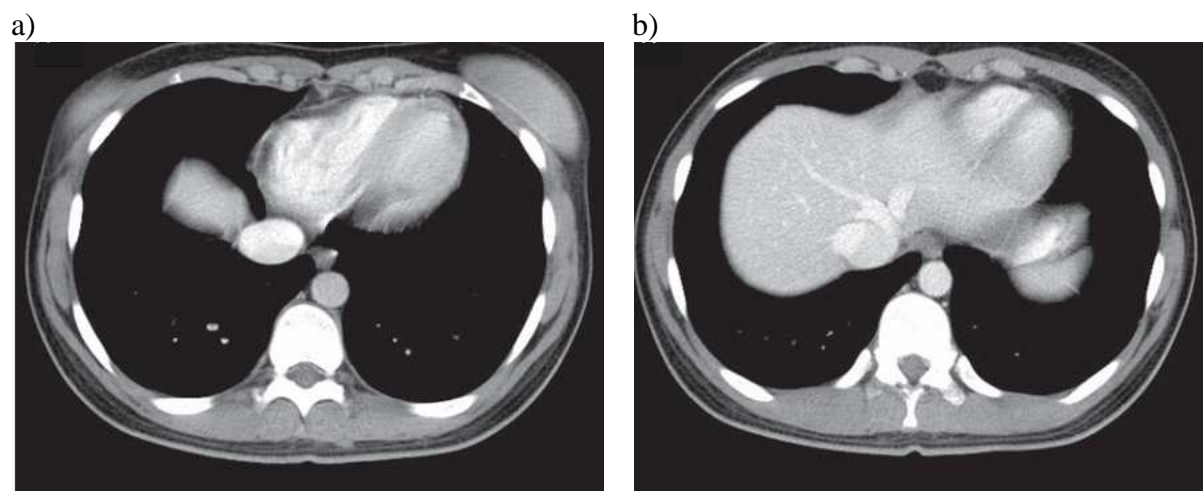
Główna wada metody *step and shoot*, dotyczy występowania przerw czasowych pomiędzy kolejnymi pomiarami. Dodatkowo można również zaobserwować dużą podatność tej metody pomiaru na artefakty związane z ruchem pacjenta [4].



Rys. 1. Widok na przekroje osiowe [3]
Fig. 1. View on axial slices [3]

Na początku lat 80-tych nastąpiła rewolucja w sposobie diagnostyki obrazowej stosowanej w medycynie, poprzez wdrożenie nowego sposobu pozyskiwania danych. Spiralna tomografia znacznie usprawniła pomiar. Skrócenie czasu skanowania poprzez wyeliminowanie czasu przestojów stołu, poprawiło rozdzielczość przestrzenną i kontrastową uzyskany obrazów tomograficznych. Dodatkowo pacjent nie był poddawany długotrwałemu naświetlaniu [5].

Główne zmiany dotyczyły także lampy rentgenowskiej, której obrót od tej chwili był ciągły, a moc wiązki promieniowania pozostawała stała. Pierwotnie skanery stosujące spiralną technikę pomiaru były konstruowane w systemach z jednym rzędem detektorów (*ang. Single Detector Computer Tomography – SDCT*). Następnie wprowadzono tę metodę pomiarów do systemów z większą ilością rzędów detektorów (*ang. Multi Detector Computer Tomography – MDCT*). Poprzez dalszą poprawę prędkości skanowania, systemy te zostały praktycznie zastosowane do aplikacji klinicznych takich jak angiografia (CTA) i wirtualnej bronchoskopii [3].



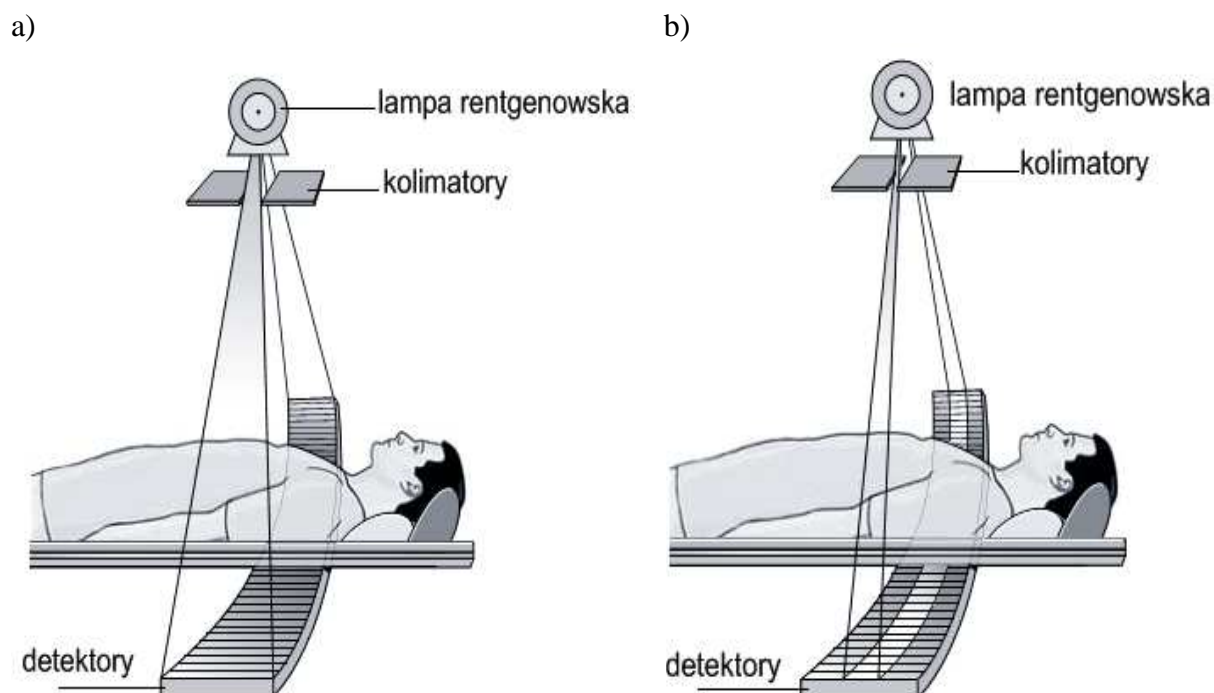
Rys. 2. Niegodności powstające w wyniku oddychania pacjenta:
a) pierwszy przekrój b) kolejny przekrój [3]

Fig. 2. Slice misregistration caused by patient breathing:
a) first slice b) next slice [3]

Celem przedstawionej pracy jest wykazanie różnic w funkcjonowaniu trybu osiowego oraz spiralnego w tomograficznych systemach pomiarowych jednorzędowych oraz wielorzędowych.

2. Systemy tomograficzne jednorzędowe (SDCT)

Aż do lat 90-tych, wszystkie komercyjne skanery wyposażone były w systemy jednorzędowe (tj. detektory ustawione były w jednym rzędzie). System jednorzędowy został wdrożony w układach trzeciej i czwartej generacji tomografów. W przypadku trzeciej generacji, systemy zawierały ok. 700, a w czwartej 4800 detektorów.



Rys. 3. Systemy tomograficzne z jednym rzędem detektorów:
a) kolimatory maksymalnie otwarte, b) kolimatory częściowo zamknięte [3]

Fig. 3. Single – detector row system:
a) collimators open to their maximum range b) collimators are partially closed [3]

W systemach jednorzędowych, szerokość detektorów wzdłuż osi Z wynosi 15 mm. Kolimatory w przedstawionych systemach kontrolują grubość warstwy poprzez zmianę szerokości wiązki promieniowania, która dociera do detektora. Największa dostępna grubość warstwy dla systemów jednorzędowych jest mniejsza niż szerokość detektorów i wynosi 10 mm. Każdy obrót gantry, generuje dane dla jednego rzędu detektorów.

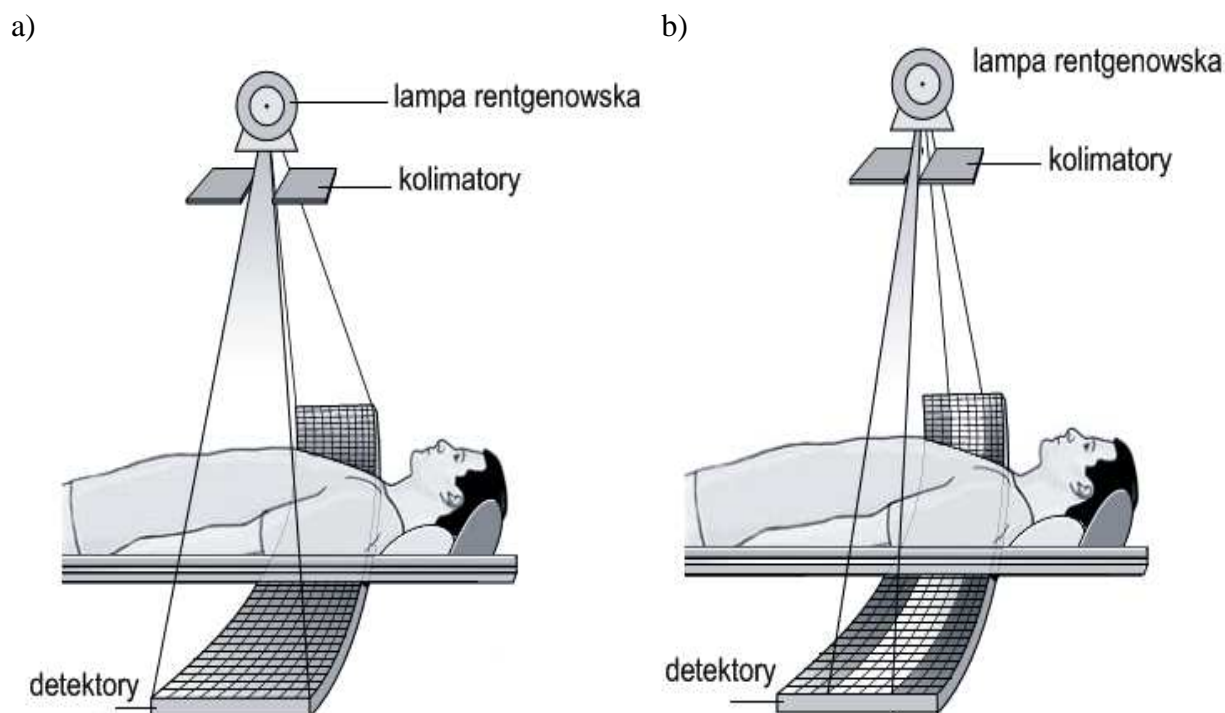
Na wielkość obszaru poddanego skanowaniu oraz na ilość obrazów zebranych w zadanym obszarze, mają wpływ ustawienia kolimatorów oraz odległość przesunięcia stołu podczas pomiaru. W przypadku gdy system kolimatorów jest otwarty na 5 mm, a stół przemieszcza się także co 5 mm, to aby można było zeskanować obszar 200 mm, potrzebne jest wykonanie 40 obrazów tomograficznych w zadanym obszarze (40 obrazów \times 5 mm przesunięcia stołu). Jeśli chcemy zebrać także 40 obrazów w przypadku gdy grubość warstwy wynosi 5 mm, a stół przemieszcza się co 7 mm wtedy całkowity obszar poddany skanowaniu wynosi 280 mm (40 obrazów \times 7 mm przesunięcia stołu).

Dodatkowo przy takich zdefiniowanych ustawieniach protokołu pomiarowego występuje pominięcie obszaru skanowanego, które równe jest 2 mm. Wynika ono z różnicy pomiędzy wartością przesunięcia stołu, a grubością warstwy [3].

3. Systemy tomograficzne wielorzędowe (MDCT)

Nowoczesne systemy tomograficzne, składają się z więcej niż jednego rzędu detektorów. Można wyróżnić systemy o 16, 32 a nawet 256 rzędach detektorów. W systemach tych pojedynczy obrót gantry, pozwala na zebranie podczas jednego skanu wzdłuż osi Z większej liczby przekrojów, niż w trakcie zastosowania systemu jednorzędowego. Zabieg ten pozwolił także na skrócenie czasu pomiaru oraz na zwiększenie obszaru skanowania. Dzięki tym zależnościom, systemy MDCT górują nad SDCT.

W wymienionych systemach grubość warstwy jest determinowana poprzez kombinację szerokości wiązki (kontrolowanej przez kolimatory) oraz konfiguracji detektorów. Sposób zbierania danych w systemach wielorzędowych może odbywać się w trybie osiowym lub spiralnym [1].

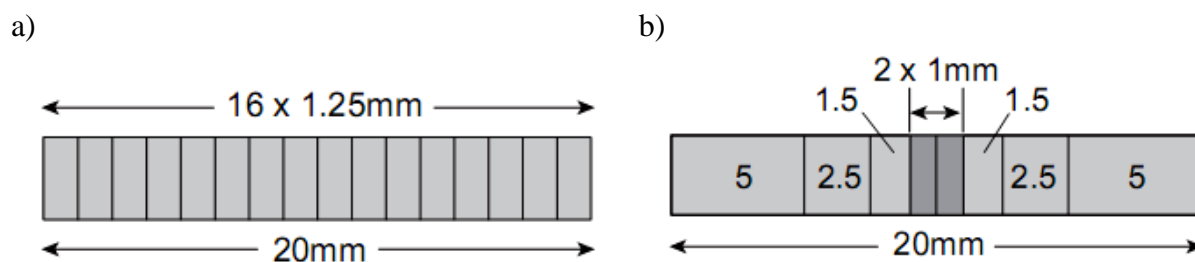


Rys. 4. Systemy tomograficzne trzeciej generacji wielorzędowe:
a) kolimatory maksymalnie otwarte, b) kolimatory częściowo zamknięte [3]

Fig. 4. Third generation multi-detector row scanners:
a) collimators open to their maximum range b) collimators are partially closed [3]

W zależności od typu skanera i ilości rzędów, struktura detektorów może być jednolita (Rys. 5a) lub zmienna (hybrydowa) (Rys. 5b). W przypadku systemów wielorzędowych, które zbierają jednocześnie cztery przekroje (cztery razy więcej danych niż jednorzędowe), struktura jednorodna macierzy składa się z równoległych rzędów detektorów o szerokości 1,25 mm.

Detektory mogą być w takiej konfiguracji zestawione w różne kombinacje, poprzez tworzenie segmentów detektorów wzdłuż osi z. Obszar (rozmiar) i ilość segmentów determinowana jest szerokością warstwy i ilością przekrojów, która może zostać zebrana jednocześnie.



Rys. 5. System 16 - rzędowy umożliwiający zbieranie 4 przekrojów:
a) struktura jednolita, b) struktura zmienna [3]

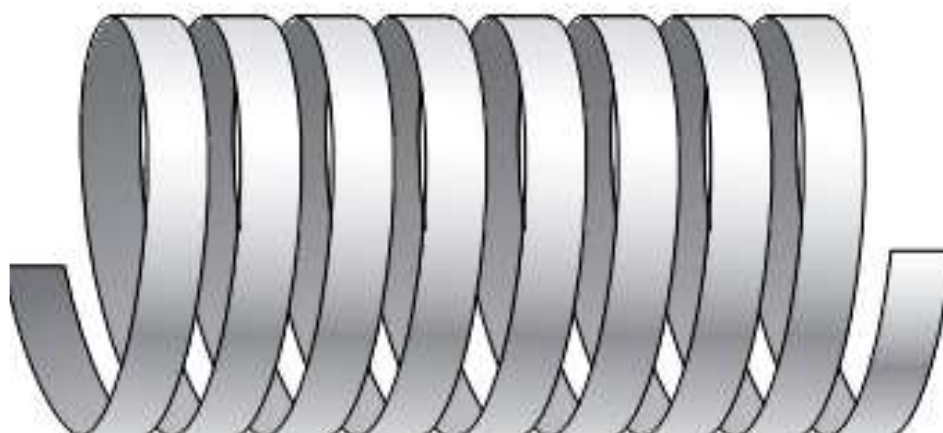
Fig. 5. The 16 - row, 4 - slice tomography system:
a) uniform structure, b) variable structure [3]

4. Pomiar w trybie spiralnym

Początki skanowania w trybie spiralnym przypadają na okres lat 80-tych dwudziestego wieku. Metoda na tamte czasy zrewolucjonizowała pomiar, poprzez skrócenie czasu skanowania i wyeliminowanie czasów przestoju w momencie przemieszania się stołu. Tryb spiralny w pełni określają trzy główne cechy: ciągły obrót lampy, stała siła promieniowania rentgenowskiego oraz brak przerw ruchu stołu.

Wzrost prędkości skanowania poprawił rozdzielczość obrazów oraz zwiększył komfort pacjenta podczas pomiaru. Pierwotnie skanery spiralne były konstruowane w układzie z jednym rzędem detektorów. Później z tego trybu skanowania zaczęły korzystać systemy wielorzędowe.

Występują fundamentalne różnice pomiędzy tradycyjnym osiowym obrazowaniem a spiralnym. W osiowym każdy przekrój jest równoległy do każdego. W przypadku spiralnego źródło promieniowania jest stałe, a stół przemieszcza się w sposób ciągły. W rezultacie punkt początkowy przekroju nie pokrywa się w płaszczyźnie x-y z końcowym.



Rys. 6. Widok na przekroje w trybie spiralnym [3]

Fig. 6. View on helical slices [3]

Tomograficzne systemy pomiarowe korzystają z różnych metod interpolacji. Stosowane są one głównie do minimalizowania rozmyć i innych błędów, wynikających ze spiralnego sposobu zbierania danych. Dzięki zastosowaniu wymienionych metod, powstały obraz nie odbiega znacznie od obrazu powstałego metodą pomiarową przeprowadzoną w trybie osiowym.

Wybór metody interpolacji w dużej mierze uzależniony jest od firmy która wykonała tomograf oraz konfiguracji detektorów.

W przypadku systemów jednorzędowych stosowane są dwie tradycyjne metody interpolacji liniowej: 360 LI oraz 180 LI. Metody te zostały również rozbudowane i wdrożone na potrzeby systemów wielorzędowych. Pomimo poprawy danych metody interpolacji mają także swoje wady. Osłabiają one rozdzielczość obrazów, a także wpływają negatywnie na rzeczywistą grubość warstwy.

Grubość obrazowanej warstwy jest dobierana poprzez odpowiednie ustawienie kolimatorów umieszczonych przy lampie oraz kolimatorów umieszczonych przed detektorami (nie we wszystkich aparatach). Od grubości warstwy zależy rozdzielczość otrzymanych danych uzyskiwanych w trakcie pomiaru. Wybór warstwy ma także wpływ na poziom szumu (jest on odwrotnie proporcjonalny do pierwiastka z grubości warstwy) oraz na dawkę pochłoniętą otrzymaną przez pacjenta. Niedokładność w działaniu kolimatorów ma więc wpływ na wiele parametrów [6], [7].

Stosowane metody interpolacji zwiększają automatycznie szerokość takiej warstwy. We wcześniejszych systemach pracujących w trybie spiralnym interpolacja zwiększała grubość warstwy o ok. 20%.

Aktualnie algorytmy z których korzystają systemy tomograficzne zostały na tyle ulepszone, że metody interpolacji mają znikomy wpływ na zmianę grubości warstwy.

W systemach jednorzędowych oraz wielorzędowych, dodatkowy wpływ na grubość warstwy mają prędkość stołu (*pitch*), szerokość detektorów (w szczególności w tomografii wielorzędowej) oraz szumy na obrazie spowodowane rozproszeniem wiązki fotonów przez sąsiednie detektory. W przypadku systemów jednorzędowych im szybciej porusza się stół podczas pomiaru tym uzyskiwana jest szersza grubość warstwy.

W przypadku systemów wielorzędowych zależność pomiędzy prędkością stołu, a grubością warstwy jest bardziej skomplikowana.

5. Wnioski

- Nowoczesne systemy tomograficzne, oferują dwa podstawowe tryby skanowania - osiowy oraz spiralny.
- Aktualnie tryb spiralny jest najczęściej stosowaną metodą pozyskiwania danych pierwotnych. Pozostają jednak sytuacje w których najlepiej sprawdza się tryb osiowy.
- Rozwój technologiczny pozwolił na wdrożenie oraz ulepszenie trybu spiralnego w systemach wielorzędowych.

Literatura

- [1] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Budowa tomograficznych systemów pomiarowych*. „Problemy Nauk Stosowanych” 2015, tom 3, s. 5-14.
- [2] Bushberg J.T., Seibert J.A., Boone J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [3] Romans L.: *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [4] Preim B., Bartz D.: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2007.
- [5] Miechowicz S.: *Synteza modelowania złożonych struktur geometrycznych w zastosowaniach medycznych*. Oficyna Wyd. Politechniki Rzeszowskiej, 2012.
- [6] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Podstawowe czynniki wpływające na jakość obrazów tomograficznych*. „Problemy Nauk Stosowanych” 2015, tom 3, s. 77-84.
- [7] Dziubek T., Turek P.: *Wpływ zmiany rozdzielczości przestrzennej na dokładność odwzorowania geometrii żuchwy*. Monografia Katedry Automatyzacji Procesów Politechniki Rzeszowskiej, Rzeszów 2014, s. 90-108.