

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 & Aeronautics, Dept. of Manufacturing Techniques and Automation

^b 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

GŁÓWNE WŁAŚCIWOŚCI SPIRALNEJ TOMOGRAFII KOMPUTEROWEJ

Streszczenie

Wstęp i cel: Największy rozwój technologiczny systemów tomograficznych, nastąpił w latach 90-tych. Związany był on z wprowadzeniem pierścieni ślizgowych, dzięki którym możliwe było wykonanie pomiaru w trybie ciągłym wzdłuż toru jakim była spirala. Dzięki przedstawionej pracy będzie można zrozumieć dlaczego tryb spiralny stał się rewolucyjną metodą pomiarową, która obecnie powszechnie jest stosowana w tomograficznych systemach pomiarowych jednorzędowych oraz wielorzędowych.

Materiał i metody: W pracy przedstawiono główne cechy oraz możliwości spiralnej tomografii komputerowej.

Wyniki: Dzięki wprowadzeniu nowego trybu pomiarowego, uległa zmianie konstrukcja tomografu: gantra posiadała wbudowane pierścienie ślizgowe, lampa rentgenowska wyposażona została w dodatkowy system chłodzenia, a detektory charakteryzowały się większą sprawnością. Dodatkowo zastosowano nowe oprogramowanie do przetwarzania danych pomiarowych oraz sterowania ruchem stołu. Wprowadzone zostały metody interpolacji danych.

Wniosek: Dzięki zastosowaniu spiralnej tomografii, skrócono czas pomiaru, zwiększono rozdzielczość uzyskanych danych oraz uzyskano możliwość wizualizacji otrzymanych wyników do modelu trójwymiarowego.

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

(Otrzymano: 05.08.2016; Zrecenzowano: 15.08.2016; Zaakceptowano: 20.08.2016)

MAIN FEATURES OF THE SPIRAL COMPUTED TOMOGRAPHY SYSTEMS

Abstract

Introduction and aim: The greatest technological development of the tomography systems occurred in the 90's. It was related with use slip ring technology, whereby it makes possible a data-gathering using a continuous helical pattern movements. The paper presents information about spiral mode, and explain why this technology has become a revolutionary method of measurements use in single and multi detector systems.

Material and methods: The paper presents the main features and possibilities of spiral computed tomography.

Results: With the introduction of the new measurement mode, changed the design CT: gantra have a slip rings design, X-ray tube is equipped with a cooling system, and the detectors were more efficient. In addition, it also included new data processing and control table movements software. They were introduced new methods of data interpolation.

Conclusion: Using the spiral CT, increasing the scan speed results and improved the resolution of the data. In addition superior, multiplanar and three dimensional reformation capabilities.

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

(Received: 05.02.2016; Revised: 15.02.2016; Accepted: 20.03.2016)

1. Wprowadzenie

Największy rozwój technologiczny systemów tomograficznych, nastąpił w latach 90-tych. Związany był on z wprowadzeniem pierścieni ślizgowych, które wyeliminowały kable wysokiego napięcia. Poprzez wdrożenie nowych rozwiązań, pełny pomiar odbywał się w trybie ciągłym i składał się z: ruchu translacyjnego stołu oraz obrotowego lampy rentgenowskiej i detektora. Wynikiem tych zmian powstała nowa metoda pozyskiwania danych pierwotnych, której tor pomiaru odbywał się wzdłuż spirali [1] (Rys. 1).

Skanowanie w trybie spiralnym nazywane jest także objętościowym. Wynika to z faktu, iż podczas ciągłego pomiaru, uzyskiwany jest całościowy blok danych. Zebrana struktura, znacznie różni się od tej, która otrzymywana była w trybie osiowym. W nim dane składały się wyłącznie z oddzielnych pojedynczych przekrojów.

Pierwotnie skanery stosujące spiralną technikę pomiaru były konstruowane w systemach z jednym rzędem detektorów SDCT (*ang. Single Detector Computer Tomography*). Następnie wprowadzono tę metodę pomiarów do systemów z większą ilością rzędów MDCT (*ang. Multi Detector Computer Tomography*). Poprzez dalszą poprawę prędkości skanowania, systemy te zostały praktycznie zastosowane do aplikacji klinicznych takich jak angiografia (CTA) i wirtualnej bronchoskopii [1],[2].



Rys. 1. Widok na przekroje w trybie spiralnym [1]

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 1. View on helical slices [1]

Source: Elaboration of the Authors

Ze względu na to, iż obecnie w szpitalach powszechnie korzysta się z trybu spiralnego do diagnostyki pacjentów, potrzebne jest zdefiniowanie głównych cech oraz możliwości stosowanej od lat 90 - tych metody pomiarowej. Dzięki przedstawionej pracy będzie można zrozumieć dlaczego stała się ona rewolucyjną metodą pomiarową, która obecnie stosowana jest w tomograficznych systemach pomiarowych jednorzędowych oraz wielorzędowych.

2. Główne zmiany wprowadzone w trybie spiralnym

Dzięki zastosowaniu spiralnej tomografii, skrócono czas pomiaru, zwiększono rozdzielczość uzyskanych danych oraz uzyskano możliwość wizualizacji ich do modelu trójwymiarowego. Nastąpił także skok jakościowy w metodach przetwarzania danych oraz w budowie samych aparatów tomograficznych [1], [3]. Główne ulepszenia dotyczyły:

➤ *gantry, która wyposażona była w pierścienie ślizgowe*

Przed wdrożeniem pierścieni ślizgowych, ruch gantry nie odbywał w trybie ciągłym. W celu zebrania danych pierwotnych, najpierw poruszała się ona w jednym kierunku. Następnie zatrzymywała się, aż stół przemieścił się do następnej pozycji. W kolejnym kroku gantra zmieniała kierunek skanowania, celem zebrania kolejnych danych. Każdy pełny obrót gantry,

pozwalał na odtworzenie jednego obrazu. W wyniku ciągłych zmian kierunku obrotu, wydłużał się cały proces zbierania danych.

W przypadku systemów z wbudowanymi pierścieniami ślizgowymi, lampa porusza się tylko w jednym kierunku. Dzięki wyeliminowaniu niewygodnych kabli elektrycznych, ruch źródła promieniowania odbywał się w trybie ciągłym. Lampa rentgenowska, osiągała także znacznie większą prędkość podczas pomiaru. We wcześniejszych systemach, pojedynczy obrót trwał od 2 do 5 sekund. W wyniku wdrożenia pierścieni ślizgowych, czas ten skrócono. Obecnie wynosi on mniej niż jedna sekunda. Pomiar w trybie ciągły wyeliminował także przerwy pomiędzy kolejnymi pomiarami (*ang. interscan delay*), które wynosiły od 3 sekund do nawet 15 sekund [4], [5].

➤ *lampy rentgenowskiej, która posiadała sprawny układ chłodzenia oraz możliwość zastosowania większego natężenia prądu*

Podczas skanowania w trybie spiralnym, energia wiązki promieniowania pozostaje stała. Wynikiem, czego im dłużej pracuje lampa, tym więcej jest produkowanego ciepła w obrębie niej oraz całego systemu. W przypadku pomiaru wynoszącego więcej niż 60 sekund (bez przerwy na chłodzenie), lampa jest poddana dużemu obciążeniu. Dlatego konstruktorzy systemów tomograficznych, nałożyli duży nacisk na zmianę budowy samej lampy. Ulepszono ją pod kątem zdolności przyjmowania oraz rozpraszania ciepła. Dodatkowo operatorzy starają się na etapie doboru parametrów skanowania, tak manewrować ich wartościami, aby odciążyc lampę oraz system. Zmiany te dotyczą głównie obciążenia prądowo - czasowego (mAs). Pomimo wdrożonych nowych rozwiązań, ograniczenie wpływu ciepła nadal jest kluczowym problemem do rozwiązania [4], [5].

W systemach osiowych, często pojedynczy skan zbierany był w czasie 3 sekund przy napięciu równym 100 mA. W rezultacie obciążenie prądowo-czasowe wynosiło 300 mAs. W przypadku skanowaniu w trybie spiralnym, lampa wykonuje pojedynczy obrót w czasie 1 sekundy lub mniej. Dzięki temu możliwe było zmniejszenie obciążenia prądowo - czasowego, o co najmniej 2/3 w porównaniu do trybu osiowego. Pomimo tego, tryb spiralny wymagał zastosowania większego napięcia niż tryb osiowy. Uzyskano to poprzez zwiększenie generatora [2].

➤ *stołu, który wyposażony został w oprogramowanie, które pozwalało na jego płynne sterowanie*

Ponieważ pomiar w trybie spiralnym wykonywany jest w sposób ciągły, niezbędne było wyposażenie stanowiska w stół, który przemieszczał się w sposób płynny. Zastosowanie specjalnego oprogramowania, pozwoliło na pełną kontrolę ruch stołu. Dzięki tym zabiegom, znacząco zredukowano wpływ artefaktów związany z ruchem pacjenta. Dodatkowo łatwiejsze stało się zobrazowanie narządów będących w ciągłym ruchu podczas pomiaru (np. serca) [2], [4], [5].

➤ *detektorów, które posiadały większą sprawność*

Poprzez skrócenie czas skanowania zwiększono wydajność detektorów. Dzięki temu, można było obniżyć dawkę promieniowania docierającego do pacjenta.

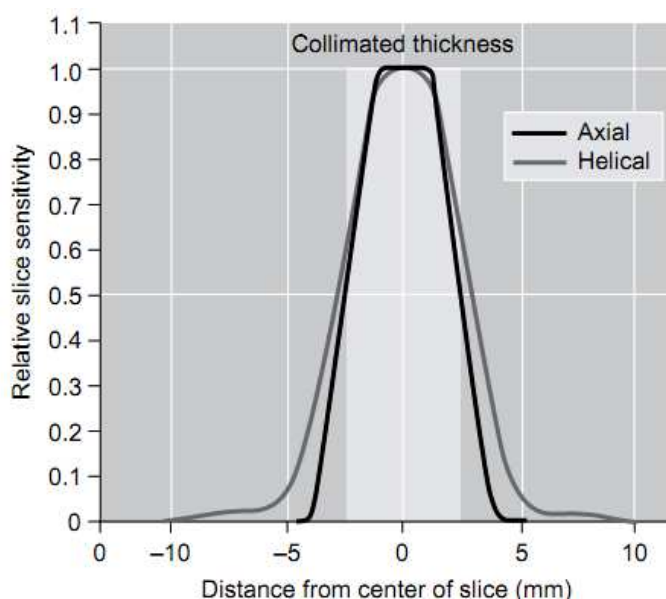
➤ *oprogramowania, które pozwalało lepiej zarządzać zebranymi podczas pomiaru danymi pierwotnymi*

Ponieważ pomiar w trybie spiralnym trwał znacznie krócej niż w trybie osiowym, duża ilość danych była generowana w bardzo niewielkim odstępie czasu. Sam tryb pozwalał także na zbieranie danych ze znacznie większą rozdzielczością wzdłuż osi pomiarowej Z, niż było to możliwe wcześniej. Otrzymane dane wolumetryczne zajmowały zatem zdecydowanie więcej miejsca. Wynikiem, czego ulepszono metody przetwarzania oraz przechowywania danych, poprzez m.in. zwiększenie przestrzeni dostępnej na dyskach oraz ulepszenie sprzętu komputerowego znajdującym się na stanowisku pomiarowym [6], [7], [8].

3. Interpolacja danych w trybie spiralnym

Tomograficzne systemy pomiarowe, stosują różne metod interpolacji. Mają one na celu minimalizowanie rozmyć i innych błędów, które wynikają ze spiralnego sposobu zbierania danych. Dzięki zastosowaniu interpolacji, powstałe obrazy nie odbiegały jakościowo od tych, które uzyskano w trybie pomiarowym osiowym [1], [2].

Wybór metody interpolacji w dużej mierze uzależniony jest od producenta tomografu oraz konfiguracji detektorów. W przypadku systemów jednorzędowych stosowane są dwie tradycyjne metody interpolacji liniowej: 360 LI oraz 180 LI. Zostały one także rozbudowane i wdrożone na potrzeby systemów wielorzędowych. Pomimo poprawy jakości uzyskanych danych, metody interpolacji mają także swoje wady. Mogą one przy niewłaściwym dobrze parametrów, osłabiać rozdzielczość obrazów, a także wpływać negatywnie na efektywną grubość warstwy (*ang. effective slice thickness*). Mogą także dawać rezultaty w postaci szerszego pojedynczego skanu niż zdefiniował to sam operator (Rys. 2). Często ten efekt określany jest jako zamglenie grubości warstwy (*ang. slice thickness blooming*) lub degradacja profilu czułości przekroju (*ang. slice-sensitive profile*). We wcześniejszych skanerach bazujących na metodzie pomiarowej spiralnej, efekt ten był stosunkowo łatwy do wykrycia. Zwykle bywało że grubość warstwy była o ok. 20% szersza niż ta, która została uzyskana po przejściu przez kolimatory. Obecnie metody interpolacji zostały ulepszone i nie mają już tak wielkiego wpływu na zmiany grubości warstwy [1], [2].



Rys. 2. Widok na profil czułości przekroju dla systemu jednorzędowego, kolimacja równa 5 mm, intensywność ruchu stołu 1 oraz interpolacji 180 LI [2]

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 2. View on axial and helical slice sensitivity profiles from an SDCT system for a collimated slice thickness of 5 mm with a pitch of 1 and a 180° helical interpolation [2]

Source: Elaboration of the Authors

Inne parametry, które bezpośrednio w trybie spiralnym wpływają na zmianę profilu czułości przekroju są związane z intensywnością ruchu stołu (*ang. pitch*), szerokością detektorów (szczególnie w tomografii wielorzędowej) oraz efektem rozpraszania wiązki protonów przez sąsiednie detektory. Dla systemów jednorzędowych szybszy ruch stołu pozwala na rozszerzenie profilu czułości przekroju, a zatem powiększeniu efektywnej grubości warstwy. W przypadku systemów wielorzędowych ta zależność jest bardziej skomplikowana.

4. Intensywność ruchu stołu

Podczas pomiaru w trybie spiralnym, obrót lampy rentgenowskiej oraz ruch stołu odbywa się w trybie ciągłym. Intensywność ruchu stołu (*ang. pitch*), definiowana jest jako dystans, który przebędzie stół w trakcie jednego pełnego obrotu lampy rentgenowskiej podzielony przez szerokość skolimatorowanej wiązki promieniowania. Jeżeli wartość przesunięcia stołu jest taka sama jak ustawienie kolimacji wiązki to intensywność ruchu stołu jest równa 1. W przypadku kiedy przesunięcie podczas jednego obrotu jest mniejsze niż kolimacja to wartość jest mniejsza od 1. Często w takiej sytuacji, można zaobserwować nakładanie się na siebie poszczególnych skanów [2], [5]:

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{SDCT} = \frac{\text{dystans przemieszczenia stołu w czasie jednego pełnego obrotu lampy}}{\text{grubość warstwy}}$$

W systemach jednorzędowych (SDCT), system kolimatorów wyłącznie determinuje grubość warstwy (Rys. 3a). W tego typu skanerach, standardowe ustawienie intensywności ruchu stołu wynosi 1, 1,2; 1,5 lub 2. Wartość wymienionego parametru, wprowadza operator tomografu. W celu utrzymania intensywność na poziomie równym 1, grubość warstwy musi być równa co do wartości przesunięcia stołu podczas jednego pełnego obrotu gantry. Dla przykładu założymy, że grubość warstwy wynosi 5 mm, a ruch stołu został zaprogramowany tak aby pokonać dystans 5 mm podczas jednego pełnego obrotu lampy rentgenowskiej. W tak zaistniałej sytuacji intensywność ruchu stołu wyniesie 1, [2]:

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{SDCT} = \frac{5 \text{ mm na obrót}}{5 \text{ mm}} = 1.$$

Jeżeli jeden pełny obrót lampy trwa jedną sekundę, to w każdej stół musi pokonać drogę 5 mm. Jeżeli grubość warstwy wynosi 10 mm, to aby zachować intensywność na poziomie 1, przesunięcie stołu podczas jednego pełnego obrotu lampy musi wynieść 10 mm. Jeżeli intensywność ruchu stołu wynosi 2, a grubość warstwy równa jest 5 mm, dystans jaki stół pokona podczas jednego pełnego obrotu wyniesie 10 mm. Zostanie to osiągnięte poprzez zwiększenie prędkości stołu. Z powyższej analizy wynika, iż przesunięcie stołu podczas jednego pełnego obrotu lampy i grubość warstwy są ze sobą mocno powiązane w trybie spiralnym i wpływają bezpośrednio na intensywność ruchu stołu [2].

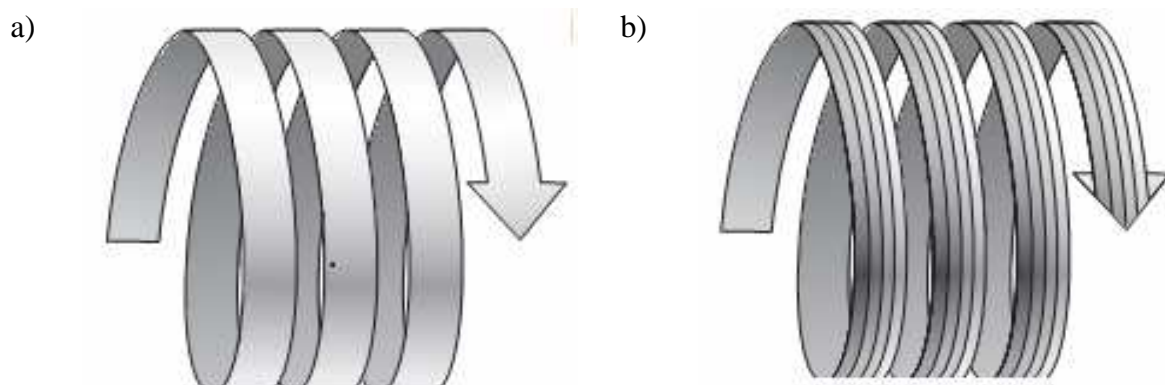
Sama intensywność ma również wpływ na jakość uzyskania obrazów tomograficznych. Wraz z jej wzrostem, ulega zwiększeniu kąt pojedynczego przekroju. W wyniku tak zaistniałej sytuacji, wymagane jest zwiększenie zastosowania procesu interpolacji danych, aby skorygować obrazy. Zastosowanie wymienionych metod, może wprowadzić rozmycie na obrazie, a także wpłynąć na zamglenie efektywnej grubości warstwy.

Czasami w literaturze intensywność ruchu stołu jest określana jako współczynnik (stosunek) prędkości stołu do grubości warstwy. Z tego wynika, iż w przypadku stosunku 2:1 (intensywność ruchu stołu = 2) tzn. stół przebędzie 2 razy większą drogę wyrażoną w milimetrach w odniesieniu do grubości warstwy.

Zwiększenie intensywności ruchu stołu, umożliwia pokrycie większego obszaru wzdłuż osi pomiarowej, zaś zmniejszenie, spowoduje zmniejszenie prędkości ruchu stołu. W przypadku intensywności mniejszej niż 1, występuje proces nakładania się skanów na siebie. Dodatkowo wartość intensywności poniżej 1, ogranicza obszar obrazowania oraz zwiększa dawkę promieniowania, której poddany będzie pacjent podczas pomiaru. Dlatego takie ustawienie parametrów nie jest zwykle stosowane w systemach jednorzędowych. Proces znalezienia kompromisu pomiędzy ustawieniami intensywności ruchu stołu, a jakością uzyskanych obrazów oraz bezpieczeństwem pacjenta nie jest prostą sprawą. W zamian za skrócenie czasu pomiaru oraz dawki promieniowania (przy intensywności większej od 1), obrazy są mało wyostżone

i zmniejszony jest profilu czułości przekroju. Jeszcze w przypadku wartości intensywności pomiędzy 1, a 1,5 nie dostrzega się znaczącego wpływu wymienionych wad na jakość obrazów tomograficznych. W przypadku wartości powyżej 1,5 należy bardzo dokładnie ocenić sensowność wyboru takich ustawień [2], [5].

Systemy wielorzędowe (MDCT), rozszerzają dotychczasową koncepcję dotyczącą definiowania intensywności ruchu stołu. Ciągłe jego wartość jest uzależniana od grubości warstwy oraz drogi jaką przebędzie stół podczas jednego pełnego obrotu. Główna różnica wynika jednak z tego, iż system kolimacji bezpośrednio już nie wpływa na uzyskaną grubość warstwy jak to było w systemach jednorzędowych. Na jej wartość ma także wpływ konfiguracja detektorów (Rys. 3b).



Rys. 3. Widok na grubość warstwy dla systemu, a) jednorzędowego, b) wielorzędowego [2]

Źródło: Opracowanie Autorów

Fig. 3. View on slice thickness in an a) SDCT system, b) MDCT system [2]

Source: Elaboration of the Authors

Najbardziej popularna definicja dotycząca intensywności ruchu stołu jest powiązana bliżej z definicją przedstawioną dla systemów jednorzędowych. Jest ona interpretowana jako odległość jaką przebędzie stół podczas jednego obrotu, podzielona przez szerokość wiązki. Szerokość wiązki wyznaczona jest poprzez pomnożenie ilości przekrojów i zadanej grubości warstwy. W przypadku systemu wielorzędowego zbierającego podczas jednego obrotu 4 przekroje (czyli $4 \times 1,25$ mm grubości warstwy), a zdefiniowany ruch stołu podczas jednego obrotu wynosi 6 mm to intensywność ruchu stołu dla tego przypadku jest równa 1,2:

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{MDCT} = \frac{\text{Dystans przemieszczenia stołu w czasie jednego pełnego obrotu lampy}}{\text{Ilość przekrojów} \times \text{Grubość warstwy}}$$

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{MDCT} = \frac{6 \text{ mm na obrót}}{4 \times 1,25 \text{ mm}} = \frac{6}{5} = 1,2.$$

Sposób przeliczania intensywności, stosowany jest także niezależnie od ilości rzędów detektorów. W przypadku 16-rzędowego skanera, przy zastosowanej grubości pojedynczej warstwy równej 0,5 mm oraz ruchu stołu 12 mm na jeden pełny obrót, intensywność wyniesie 1,5

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{MDCT} = \frac{12 \text{ mm na obrót}}{16 \times 0,5 \text{ mm}} = \frac{12}{8} = 1,5.$$

W przypadku 64 - rzędowego systemu (64 rzędy \times $0,5$ mm grubości warstwy) oraz dla ruchu stołu wynoszącego 48 mm na obrót, intensywność ponownie wyniesie 1,5:

$$\text{Intensywność ruchu stołu}_{MDCT} = \frac{48 \text{ mm na obrót}}{64 \times 0,5 \text{ mm}} = \frac{48}{32} = 1,5.$$

Czasami w systemach wielorzędowych intensywność ruchu stołu określana jest w odniesieniu do struktury detektorów, rzadziej do szerokości wiązki. W literaturze pojawia się określenie „*detector pitch*” które definiowane jest jako droga stołu przebyta podczas jednego pełnego obrotu podzielona przez zdefiniowaną grubość warstwy detektora. Fizycy nie faworyzują jednak tego sposobu definiowania intensywności ruchu stołu, ponieważ nie przedstawia ona jednoznacznie stopnia nakładania (zachodzenia) się sąsiednich skanów oraz tym samym jest mniej użyteczna w odniesieniu do oceny wielkości dawki promieniowania oraz jakości uzyskanego obrazu [2].

Zmiana wartości intensywności ruchu stołu w systemach MDCT, wywołują podobne efekty jak w systemach SDCT. Wzrost intensywności, zmniejsza całkowity czas pomiaru. Jednocześnie jednak występują problemy związane z szumem na obrazie oraz z nadmiarowością zebranych danych (*ang. undersampling*). Efekt ten jest zwykle niewielki dla ustawień intensywności mniejszej od 1,5. W przypadku skrócenia czasu pomiaru mogą występować artefakty liniowe (*ang. streak artifact*), ale jednocześnie zostaje skrócony czas ekspozycji na promieniowanie, której poddany jest pacjent [2].

Formuła determinująca obszar pokrycia struktur anatomicznych oraz ilości utworzonych obrazów, powstał na bazie koncepcji przeliczającej obszar pokryty w trybie osiowym. W przypadku systemów jednorzędowych ilość obrazów powstałych podczas pomiaru można określić na podstawie zależności:

$$\text{Ilość obrazów}_{SDCT} = \frac{\text{Intensywność ruchu stołu} \times \text{Całkowity czas pomiaru} \times 1}{\text{Czas pełnego obrotu}}.$$

Dla przykładu jeżeli jeden obrót trwa 1 sekundę, to pomiar trwający 30 sekund przeprowadzony w trybie spiralnym, pozwoli na utworzenie 30 obrazów, w przypadku kiedy intensywność ruchu stołu wynosi 1:

$$\text{Ilość obrazów}_{SDCT} = \frac{1 \times 30 \text{ sekund} \times 1}{1 \text{ sekunda}} = \frac{30}{1} = 30.$$

Dla systemów SDCT, całkowitego obszaru pokrycia można wyznaczyć na podstawie wzoru:

$$\text{Całkowity obszar pokrycia}_{SDCT} = \frac{\text{Intensywność ruchu stołu} \times \text{Całkowity czas pomiaru} \times 1}{\text{Czas pełnego obrotu} \times \text{Grubość warstwy}}.$$

Na przykład, jeżeli jeden obrót trwa 1 sekundę, to pomiar trwający 30 sekund przeprowadzony w trybie spiralnym, przy zastosowanej grubości warstwy 5 mm, pozwoli na pokrycie 150 mm obszaru przy intensywności równej 1.

W przypadku systemów wielorzędowych, przedstawiony wzór jest lekko zmieniony:

$$\text{Całkowity obszar pokrycia}_{MDCT} = \frac{\text{Intensywność ruchu stołu} \times \text{Całkowity czas pomiaru} \times 1}{\text{Czas pełnego obrotu} \times (\text{Grubość warstwy} \times \text{Ilość przekrojów na obrót})}.$$

Na przykład, jeżeli jeden obrót trwa 0,5 sekundy, to pomiar trwający 20 sekund przeprowadzony w trybie spiralnym, przy zastosowanej grubości warstwy 2,5 mm i zbieraniu 4 przekrojów na obrót, pozwoli na pokrycie 480 mm obszaru, przy intensywności równej 1,2.

5. Zrekonstruowana grubość warstwy

Systemy wielorzędowe oferują możliwości zmiany grubości warstwy. W systemach jednorzędowych nie było to możliwe. W przypadku systemów MDCT, finalna grubość warstwy obrazu odtworzona jest z danych określonych na etapie akwizycji danych. Nie zawsze jednak ta grubość odpowiada grubości warstwy zrekonstruowanego obrazu. Możliwość zmiany uzależniona jest od producenta oraz modelu skanera. We wszystkich systemach istnieje możliwość zmodyfikowania grubości warstwy przekroju w odniesieniu do grubości warstwy obrazu np. z 0,5 mm na 2 mm. Przekształcenie odwrotne nie jest jednak możliwe. Związane jest to głównie z ustawieniami parametrów skanowania (m.in. obciążenia prądowo – czasowego „mAs” oraz napięcia szczytowego „kVp”). Zdefiniowane wartości tych parametrów dla grubszej warstwy przekroju, mogą być niewystarczające do odtworzenia dobrego jakościowo obrazu o mniejszej grubości warstwy. Dlatego zawsze grubość warstwy przekroju zrekonstruowanego obrazu musi być większa ewentualnie taka sama jak grubość przekroju zdefiniowana na etapie akwizycji danych [2].

5. Wnioski

- Dzięki zastosowaniu spiralnej tomografii, skrócono czas pomiaru, zwiększono rozdzielczość uzyskanych danych oraz uzyskano możliwość wizualizacji ich do postaci modelu trójwymiarowego;
- Nastąpił skok jakościowy w metodach przetwarzania danych;
- Uległa zmianie konstrukcja tomografu: gantra posiadała pierścienie ślizgowe, lampa rentgenowska wyposażona została w system chłodzenia, a detektory były bardziej sprawne;
- Wprowadzono zostały metody interpolacji danych pomiarowych.

Literatura

- [1] Budzik G., Turek P.: *Metody pozyskiwania danych pierwotnych*. Problemy Nauk Stosowanych, Szczecin 2016, t. 4, s. 5-12.
- [2] Romans L.: *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins 2011.
- [3] Budzik G., Turek P.: *Proces rekonstrukcji obrazów tomograficznych*. Problemy Nauk Stosowanych, Szczecin 2016, t. 4, s. 57-64.
- [4] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Budowa tomograficznych systemów pomiarowych*. Problemy Nauk Stosowanych, Szczecin 2015, t. 3, s. 5-15.
- [5] Bushberg J.T., Seibert J.A., Boone J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [6] Preim B., Bartz D.: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2007.
- [7] Budzik G., Dziubek T., Turek P.: *Podstawowe czynniki wpływające na jakość obrazów tomograficznych*. Problemy Nauk Stosowanych, Szczecin 2015, t. 3, s. 77-85.
- [8] Dziubek T., Turek P.: *Wpływ zmiany rozdzielczości przestrzennej na dokładność odwzorowania geometrii żuchwy*. Monografia Katedry Automatykacji Procesów, 2014, s. 90-108.