

**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

## BUDOWA TOMOGRAFICZNYCH SYSTEMÓW KOMPUTEROWYCH

### Streszczenie

**Wstęp i cel:** W wyniku wzrastającej potrzeby uzyskania danych diagnostycznych wysokiej jakości, budowa tomografów komputerowych ulegała ciągłym przeobrażeniom. Mimo wprowadzeniu nowych rozwiązań, nadal źródłem promieniowania jest lampa rentgenowska, a detektory rejestrują stopień absorpcji promieniowania. Artykuł przedstawia podstawowe komponenty, wchodzących w skład komputerowych systemów tomograficznych.

**Materiał i metody:** W artykule przedstawiono podstawowe komponenty wchodzące w skład komputerowego systemu tomograficznego, które mają bezpośredni wpływ na jakość uzyskanych danych diagnostycznych.

**Wyniki:** Wysokie napięcie zwiększa zdolność wiązki do lepszej penetracji struktur przez które przechodzi. W ten sposób zredukowana jest dawka promieniowania. Dodatkowo wysokie napięcie, zmniejsza obciążenie lampy w wyniku zmniejszenia natężenia. Zabieg ten zwiększa żywotność lampy rentgenowskiej. Czułość detektorów ksenonowych i półprzewodnikowych jest bardzo zbliżona. Detektory półprzewodnikowe mają wysoką liczbę atomową i dużą gęstość w porównaniu do gazów, posiadają tym samym wysoki współczynnik absorpcji.

**Wniosek:** W ramach prowadzonych badań, niezwykle istotne jest aby zmniejszyć dawkę promieniowania, której podany jest pacjent podczas skanowania. Skrócenie czasu pomiaru na tomografie komputerowym w wyniku zastosowania pierścieni ślizgowych, pozwoliło częściowo rozwiązać ten problem. Mimo wszystko nadal nie skonstruowano skanera, który zupełnie nie zagrażałby zdrowiu pacjenta, a jednocześnie wykonywałby pomiary z należytą dokładnością.

**Słowa kluczowe:** Tomografia komputerowa, gantra, detektor, lampa rentgenowska.

(Otrzymano: 12.03.2015; Zrecenzowano: 15.03.2015; Zaakceptowano: 25.03.2015)

## DESIGN OF COMPUTER TOMOGRAPHY SYSTEMS

### Abstract

**Introduction and aim:** As a result of the increasing high-quality diagnostic data, the construction of computer tomography constantly changes. Despite of it, X-ray tube is still a source of radiation and detectors collect information regarding the degree to which each anatomic structure attenuated the beam. The article presents the basic components included in computer tomography systems.

**Material and methods:** The article presents the basic components included in the computerized topographic system, which have a direct impact on the quality of the obtained diagnostic data.

**Results:** The high voltage enhances the ability of the beam to better penetrate the structures through which it passes. What is more the radiation dose is reduced. In addition, high voltage, reduces the load on the lamp by reducing the intensity. This treatment increases the life of the X-ray tube. The sensitivity of xenon and solid -state detectors is very similar. Solid - state detectors have high atomic number and high density compared to gases, so they have high absorption efficiency.

**Conclusion:** It is very important to reduce the radiation dose to which the patient is exposure. Slip rings reduced the time of measurement, allowed partly solve this problem. Actually scientist works on construction CT scanner which allow increase accuracy measurements and no influence on health of the patient.

**Keywords:** Computer tomography, gantry, detector, X – ray source.

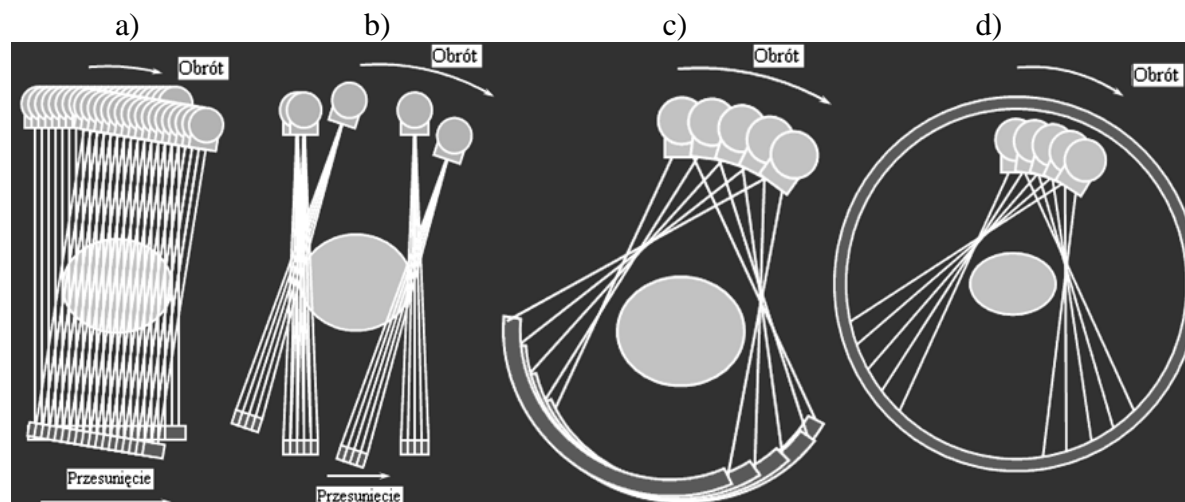
(Received: 12.03.2015; Revised: 15.03.2015; Accepted: 25.03.2015)

## 1. Wprowadzenie

Wraz ze wzrastającą potrzebą uzyskania danych diagnostycznych charakteryzujących się wysoką rozdzielczością przestrzenną i kontrastową, producenci oferują bardzo szeroki wybór typów tomografów komputerowych (TK). Różnią się one głównie parametrami konstrukcyjnymi i programowymi. Pomimo różnorodności, podstawowe elementy wchodzące w skład budowy TK, pozostają niezmiennie. Główne komponenty systemu TK można zwykle podzielić na cztery kategorie:

- system obrazowania (znany również jako skaner) – składa się z gantry oraz stołu pacjenta,
- system komputerowy – gdzie dane są cyfrowo przetwarzane i analizowane,
- system prezentacji obrazu – umieszczony w pomieszczeniu kontrolnym razem z konsolą operatorską służącą do planowania i przeprowadzania badania,
- zdalne stacje opisowe – używane do oglądania oraz rekonstrukcji obrazów.

Jako pierwsze stosowane były aparaty sekwencyjne, które umożliwiały zebranie tylko jednego obrazu warstwy na raz. Tomografy pierwszej generacji w procesie akwizycji danych, używały cienkiej równoległej wiązki, skierowanej na jeden lub dwa detektory. Ostateczny obraz powstawał w wyniku ruchu translacyjno-obrotowego lampy rentgenowskiej i detektora. Te zaś były nieruchome względem siebie. Po każdym obrocie, lampa i detektory wykonywały ruch translacyjny i dokonywały serii naświetlań wzdłuż badanego obiektu (Rys. 1a). Detektorami były scyntylatory z jodkiem sodu połączone z fotopowielaczem. Czas pomiaru był bardzo długi (średnio 25-30 minut). W drugiej generacji wzrosła liczba detektorów (powyżej 30), a kształt wiązki zmieniono na wachlarzowaty (kąt wiązki wynosił  $10^\circ$ ). Pozostawiono ruch translacyjno-obrotowy (Rys. 1b). Czas potrzebny na wykonanie badania znacząco uległ skróceniu. Możliwie to było poprzez zwiększenie kąta pojedynczego obrotu lampy i detektora do  $30^\circ$  oraz zastosowaniem większej liczby detektorów. Czas pojedynczego skanu wynosił mniej niż 90 sekund. Konstrukcja którą reprezentują tomografy komputerowe pierwszej i drugiej generacji, aktualnie nie jest już stosowana w skanerach.



Rys.1 Generacje skanerów a) pierwsza, b) druga, c) trzecia, d) czwarta [1], [2], [4]

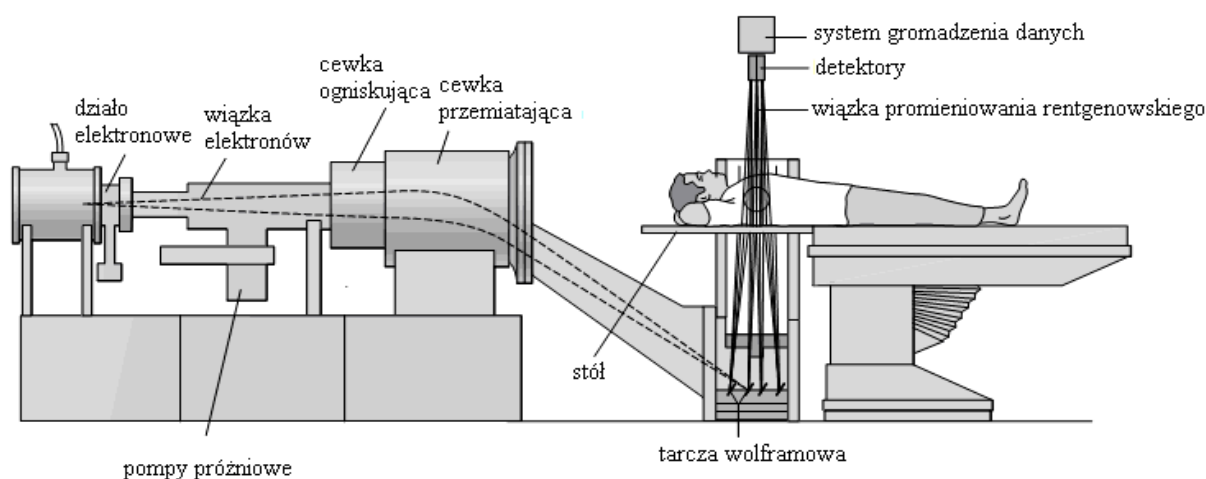
Fig.1. Scanner generation a) first, b) second, c) third, d) fourth [1], [2], [4]

W latach 90-tych nastąpił znaczący przełom technologiczny związany z wprowadzeniem pierścieni ślizgowych, które wyeliminowały kable wysokiego napięcia. Technologia pierścieni ślizgowych po raz pierwszy została zastosowana w trzeciej generacji aparatów TK (Rys. 1c).

Dzięki nim lampa rentgenowska mogła obracać się bez przeszkód wokół pacjenta, a pomiar odbywać się w sposób ciągły. To rozwiązanie zyskało nazwę tomografii spiralnej albo heliakalnej [1], [2]. Wachlarzowata wiązka promieniowania skierowana była na zestaw detektorów (500-1000) nieruchomych względem lampy rentgenowskiej. Przedstawione rozwiązanie konstrukcyjne, ograniczyło rozproszenie wiązki i tym samym wpłynęło na poprawę jakości uzyskanych obrazów tomograficznych. Wyeliminowanie ruchu translacyjnego gantry, pozwoliło na skrócenie czasu skanowania do ok. 5 sekund. W wyniku współpracy ruchu obrotowego gantry i translacyjnego stołu możliwe było zeskanowanie większego obszaru ciała pacjenta niż w przypadku skanerów pierwszej czy też drugiej generacji. Wadą skanerów tej generacji było częste występowanie artefaktu pierścieniowego (*ang. ring artefact*). W 1992 roku skonstruowano pierwszy 2-rzędowy tomograf, zbierający podczas jednego obrotu gantry dwie warstwy przekrojów. Obecnie stosuje się skanery wielorzędowe (MDCT), posiadające nawet 256 rzędów detektorów. W aparatach czwartej generacji nastąpiła znacząca zmiana dotycząca układu lampa - detektory. Tomografy komputerowe tej generacji posiadają duży nieruchomy pierścień detektorów oraz obracającą się wokół nich lampę rentgenowską (Rys. 1d). Wytwarza ona szeroką stożkową wiązkę promieniowania. Pomiar przy użyciu tych skanerów trwa kilka sekund [1], [2], [4].

Pod koniec lat 90 - tych nastąpił wzrost zainteresowania kolejną metoda obrazowania w konstrukcji której nie ma elementów ruchomych skanera. Zamiast obrotu lampy rentgenowskiej obraca się sama wiązka promieniowania. Czasami określa się taką konstrukcję piątą generacją skanerów. Należy do niej technologia, zwana ultraszybka TK lub wiązka elektronów tomografii komputerowej (*ang. Electron Beam Computer Tomography*) (Rys.2). Podstawowymi elementami tomografu EBCT są:

- działo elektronowe umieszczone za gantrą,
- cewka ogniskująca,
- cewka przemiatająca,
- tarcza wolframowa, która umieszczona jest wokół badanego obszaru. Naprzeciwko niej znajdują się detektory. Kąt skanowania nie jest kątem pełnym ze względów konstrukcyjnych.



Rys. 2 Budowa skanera EBCT [2]

Fig. 2. The design of EBCT scanner [2]

Zogniskowana wiązka elektronów kierowana jest elektrycznie na tarczę, gdzie powstaje promieniowanie rentgenowskie. Promienie te po przejściu przez obszar badania, trafiają do detektorów. Badanie przebiega w taki sam sposób jak w przypadku innych tomografów, lecz trwa znacznie krócej. Uzyskany czas pojedynczego skanu dochodzi do 35ms. Jest on prawie

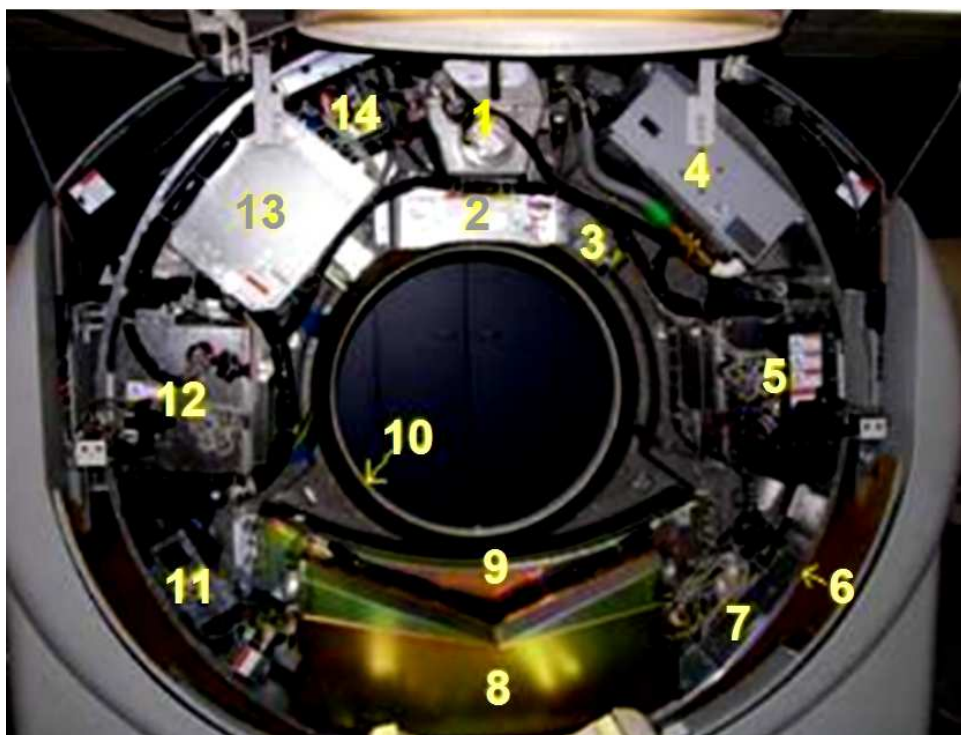
10-krotnie krótszy w porównaniu do tomografów trzeciej czy czwartej generacji co czyni tego typu aparaturę szczególnie przydatną np. podczas przeprowadzania badań serca. Przyszłość stosowania przedstawionej metody obrazowania nie jest do końca pewna. Wynika to ze słabszej rozdzielczości przestrzennej w odniesieniu do tradycyjnie stosowanych skanerów, wysokimi kosztami zakupu i utrzymania tomografu [2], [3].

Artykuł przedstawia główne komponenty wchodzące w skład budowy tomograficznego systemu komputerowego, które bezpośrednio decydują o jakości uzyskanych obrazów tomograficznych.

## 2. Gantra i jej komponenty

### 2.1. Budowa gantry

Gantra stanowi główną część tomografu (Rys. 3). Średnica otworu gantry nazywa się aperturą. W większości aparatów jej wymiar wynosi 70 cm. Posiada ona również system laserowych markerów ułatwiających prawidłowe pozycjonowanie pacjenta podczas badania. Ważną zaletą gantry jest jej zakres odchylenia wspomagającego pozycjonowanie pacjenta. Może się ona wychylać w prawo i lewo. Stopień odchylenia różni się od systemu (najczęściej  $\pm 15^\circ$  do  $\pm 30^\circ$ ). Dla badania spiralnego często stopień odchylenia musi wynosić  $0^\circ$ , aby można było z należytą precyzją odtwarzać finalny obraz.



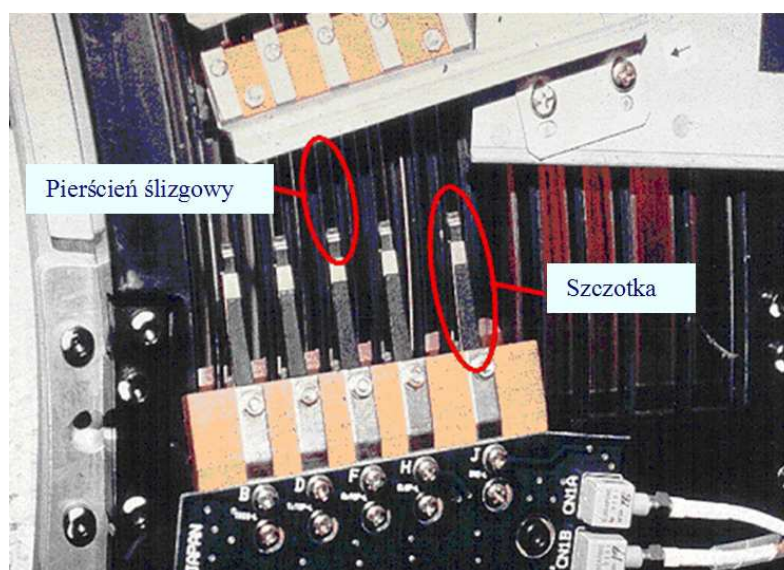
Rys. 3. Budowa gantry 1) lampa rentgenowska, 2) filtry, kolimator i referencyjny detektor, 3) wewnętrzny projektor, 4) wymiennik ciepła lampy rentgenowskiej, 5) generator wysokiego napięcia (0 - 75 kV), 6) główny silnik napędowy gantry, 7) narzędzie kontroli obrotu, 8) system gromadzenia danych, 9) detektory, 10) pierścienie ślizgowe, 11) kontroler temperatury detektora, 12) generator wysokiego napięcia (75 - 150 kV), 13) jednostka zasilająca, 14) filtr niwelujący zaszumienie [2], [5], [6]

Fig. 3. The design of gantry 1) X-ray tube, 2) filters, collimator and reference detector, 3) internal projector, 4) X - ray tube heat exchanger, 5) high voltage generator (0 - 75 kV), 6) direct drive gantry motor, 7) rotation control unit, 8) data acquisition system (DAS), 9) detectors, 10) slip rings, 11) detector temperature controller, 12) high voltage generator (75-150kV), 13) power unit (AC to DC), 14) line noise filter [2], [5], [6]

Dostęp personelu do pacjenta jest możliwy z obu stron otworu gantry. Użycie panelu kontrolnego, który umieszczony jest po zewnętrznej stronie gantry, pozwala na sprawną kontrolę położenie stołu, obrotu gantry i pozycjonowania pacjenta względem wskaźników laserowych. Można również dokonać powyższych zmian z poziomu panelu operatora. Mikrofon wbudowany w gantry, pozwala na bezpośrednią komunikację między pacjentem i operatorem podczas przeprowadzania procesu skanowania [2], [5], [6].

## 2.2. Pierścienie ślizgowe

Pierścienie ślizgowe są urządzeniami elektromechanicznymi złożonymi z okrągłych pierścieni przewodzących oraz szczotek, które przenoszą energię elektryczną na obracający się interfejs (Rys. 4).



Rys. 4 Widok na pierścienie ślizgowe oraz szczotki [2], [5], [6]

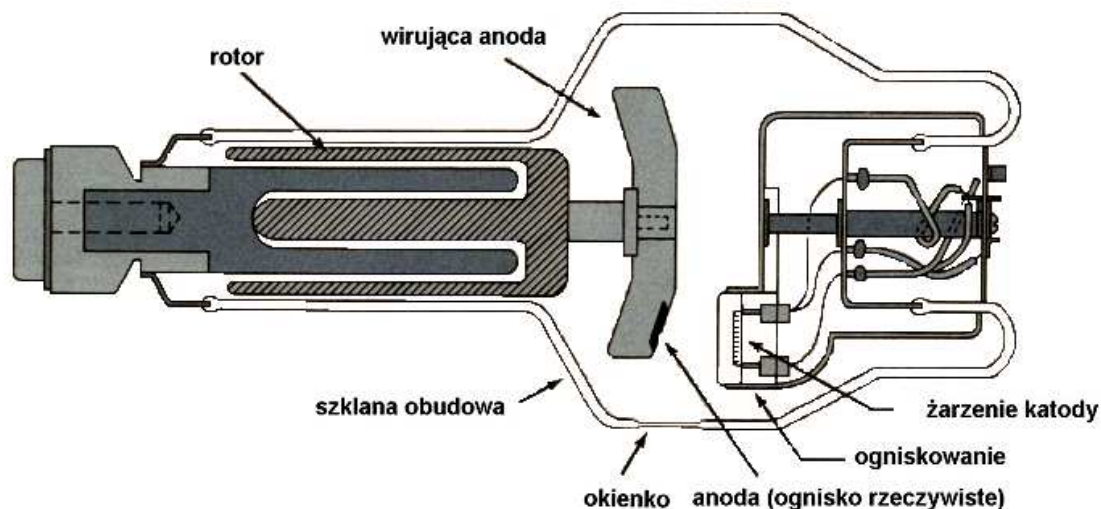
Fig. 4. The view of slip ring and brush [2], [5], [6]

Zastosowanie pierścieni ślizgowych, umożliwia nieprzerwaną rotację lampy rentgenowskiej. Dzięki nim możliwa jest ciągła akwizycja danych. Zastosowanie pierścieni ślizgowych pozwala także na przebadanie większego obszaru ciała pacjenta. Skrócony czas skanowania ogranicza wpływ artefaktów wywołanych niekontrolowanymi ruchami pacjenta.

## 2.3. Generator wysokiego napięcia i lampa rentgenowska

Generator wysokiego napięcia oraz lampa rentgenowska są połączone za pomocą krótkiego kabla. Generator jest zamontowany na obracającej się ramie razem z lampą rentgenowską. Generator doprowadza do elektrod lampy (anody i katody) wysokie napięcie oraz prąd żarzenia dla zasilania żarnika katody. Pojemność mocy generatora jest wyrażona w kilowatach (kW). Uzależniona jest ona od natężenia i napięcia prądu. Napięcie waha się w granicach 120 - 140 kV. Wysokie napięcie zwiększa zdolność wiązki do lepszej penetracji struktur przez które przechodzi. W ten sposób zredukowana jest dawka promieniowania. Dodatkowo wysokie napięcie, zmniejsza obciążenie lampy w wyniku zmniejszenia natężenia. Zabieg ten zwiększa żywotność lampy rentgenowskiej. Wysokie napięcie powinno mieć wartość stałą w przewidzianych granicach tętnień, co pozwala uniknąć przypadkowej wartości wysokiego napięcia na lampie w czasie trwania ekspozycji, ograniczając je do wahań w podanych granicach zmian.

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. Tarcza, w którą uderzają elektrony, mocno się od tego rozgrzewa, więc albo musi być od środka chłodzona (zwykle wodą), albo wiruje, żeby elektrony uderzały stale w inne miejsce, podczas gdy punkt wcześniejszego uderzenia może stygnąć. Większość współczesnych urządzeń rtg posiada anodę wirującą, pozwalającą na stosowanie dużych obciążeń prądowych, co jest podstawowym warunkiem pracy nowoczesnych źródeł promieniowania X (Rys. 5).



Rys. 5. Budowa lampy rentgenowskiej z wirującą anodą [2], [5]

Fig. 5. The design of X - ray tube with rotating anode [2], [5]

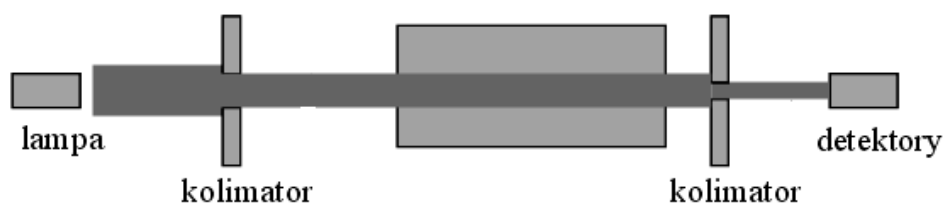
Konstrukcja anody, ze względu na złożone zadanie jakie ma do spełnienia, jest wielowarstwowa. Korpusy wykonuje się z dobrych przewodników ciepła (miedź, molibden). Od strony katody anodę stanowi wyprofilowana tarcza średnicy 80-150 mm wykonana ze stopu wolframu z 10% domieszką renu. Jest to ta część lampy, nazywana również ogniskiem rzeczywistym, na którą padają elektrony. Dla wzmocnienia konstrukcji i ochrony termicznej, tarcza wolframowa umieszczona jest na podłożu molibdenowym (często z domieszką tytanu lub cyrkonu). Część tylną anody stanowi gruba warstwa grafitu zapewniająca dużą pojemność cieplną i zdolność do wypromieniowania ciepła. Szybkości obrotu anody wynoszą 3000 lub 10000 obrotów na minutę. Katoda jest elektrodą o potencjale ujemnym. Źródłem elektronów swobodnych jest spirala zbudowana z trudno topliwego drutu (włókno żarzenia katody). Włókno rozgrzewa się prądem elektrycznym ( $U \approx 10V$ ,  $I \approx 3-5A$ ) do temperatury 1800-2000°C, co powoduje wystąpienie termoemisji elektronów. Szklana obudowa służy nie tylko do utrzymania próżni ( $10^{-8}$  mmHg), ale również do odizolowania elektrod oraz zespolenia katody i anody. Zachowanie próżni umożliwia niezależną kontrolę prędkości i liczby emitowanych elektronów. Kształt i wymiary bańki szklanej są dobierane tak aby zapobiec wyładowaniom elektrycznym między katodą i anodą. W celu eliminacji promieniowania biegnącego w niepożądanym kierunku zamyka się bańkę lampy w kołpaku ochronnym (miedź + wewnętrzna warstwa ołowiu). Kołpak ma okienko z aluminium lub tworzywa sztucznego, przez które przechodzi promieniowanie rtg na zewnątrz lampy. W celu izolacji elektrycznej i przejęcia ciepła z anody wewnątrz kołpaka wypełnione jest olejem transformatorowym [2], [5].

Lampa rentgenowska określana jest dwoma parametrami eksploatacyjnymi: sprawnością i skutecznością. Sprawność lampy wyrażana jest frakcją całkowitej energii wytworzonego

promieniowania X w odniesieniu do całkowitej energii elektrycznej dostarczonej anodzie. W przybliżeniu, frakcja ta stanowi milionową część iloczynu wysokiego napięcia kV przez liczbę atomową Z pierwiastka, z którego wykonano anodę. Skuteczność lampy, natomiast, definiowana jest jako dawka w mR mierzona w osi wiązki w odległości 1 m od ogniska lampy przy obciążeniu prądowo-czasowy równym 1 mAs. Zależy ona od: wysokiego napięcia, poziomu tętnień, materiału anody, filtracji, czasu eksploatacji lampy i stopnia zużycia anody.

## 2.4. Kolimatory

Naprzeciwko lampy rentgenowskiej znajduje się kolimator, za pomocą którego można zwężać lub rozszerzać wiązkę promieniowania (Rys.6). Budowę kolimator przypomina małe przegrody, których stopień otwarcia kontroluje operator tomografu. W przypadku rozproszonej wiązki, znacznie spada jakość obrazowania struktur anatomicznych. Dodatkowo zwiększona zostaje dawka promieniowania, która dociera bezpośrednio do pacjenta. Zmniejszenie rozproszenia, którego stopień kontrolowany jest przez kolimatory, poprawia rozdzielczość kontrastową i zmniejsza dawkę.



Rys. 6. System kolimatorów [7]

Fig. 6. Collimation system [7]

Dodatkowy kolimator znajduje się po przeciwnej stronie obracającej się ramy. Jego zadaniem jest wyeliminowanie z wiązki promieniowania rozproszonego o niskiej energii, dzięki czemu zostaje zwiększona rozdzielczość przestrzenna i kontrastowa uzyskanych danych. W tomografii wielorzędowej (MDCT) na grubość uzyskanej warstwy, ma także wpływ konfiguracja detektorów matrycy. Aktualnie w procesie obrazowania struktur anatomicznych, stosowane są grubości warstw w zakresie od 0,5 mm do 10 mm [7].

## 2.5. Detektory

Detektory umieszczone są na łuku lub całym pierścieniu wokół otworu gantry. Słowo detektor odnosi się do pojedynczego elementu znajdującego się na matrycy. Mierzą one osłabienie wiązki promieniowania przechodzącego przez ciało pacjenta. Następnie zamieniane jest ono na sygnał elektryczny. Sygnał ten jest następnie poddawany wzmocnieniu oraz analizowany przez system gromadzenia danych (DAS). DAS znajduje się między układem detektorów, a systemem komputerowym. Dodatkowo uwzględnione są na matrycy detektory tzw. referencyjne min. pomagające zredukować wpływ artefaktów.

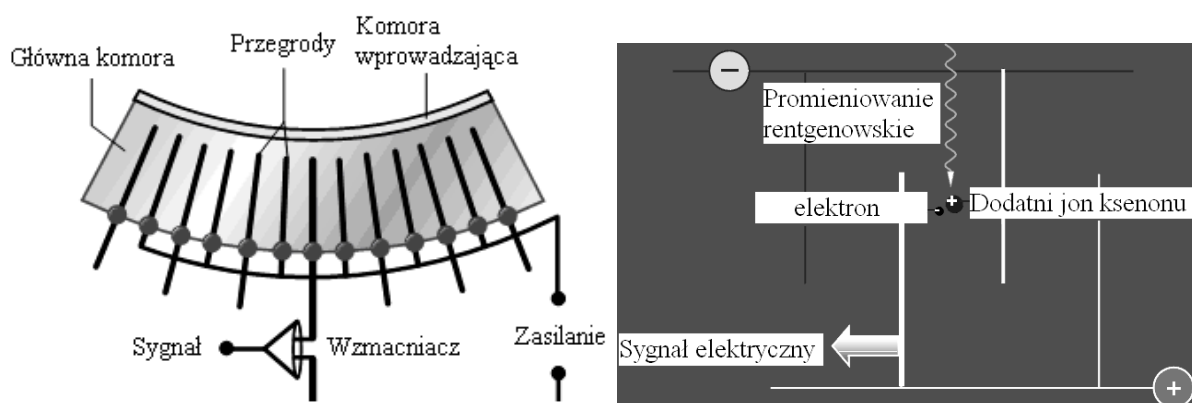
Charakterystyka pojedynczego detektora określana jest na podstawie:

- dużej wydajności (sprawności), która określa zdolność detektora do zbierania przesłanych fotonów i zamieniania ich na sygnał elektryczny,
- poświaty ekranu, która definiowana jest częstymi i krótkimi rozbłyskami lub migotaniami,
- wysokiej zdolności do usuwania rozproszeń,
- wysokiej stabilności, która pozwala systemowi pracować bez większych przerw i bez częstych kalibracji.

Dodatkowo stosowane są inne określenia definiujące wydajność pojedynczego detektora. W przypadku sprawności pobierania, podlega ocenie zdolności z jaką detektor przechwytuje fotony, które przeszły przez ciało pacjenta. Sprawność absorpcji odnosi się do ilości fotonów, które może zaabsorbować detektor i jest uzależniona od jego właściwości fizycznych (min. grubości, materiału). Czas reakcji, dotyczy okresu w którym detektor jest zdolnym do pobrania kolejnych promieni rentgenowskich po przechwyceniu poprzednich. Zakres dynamiczny detektora jest określony na podstawie stosunku maksymalnego sygnału do minimalnego, który może zinterpretować detektor [2].

Obecnie w urządzeniach TK stosowane są dwa typy detektorów:

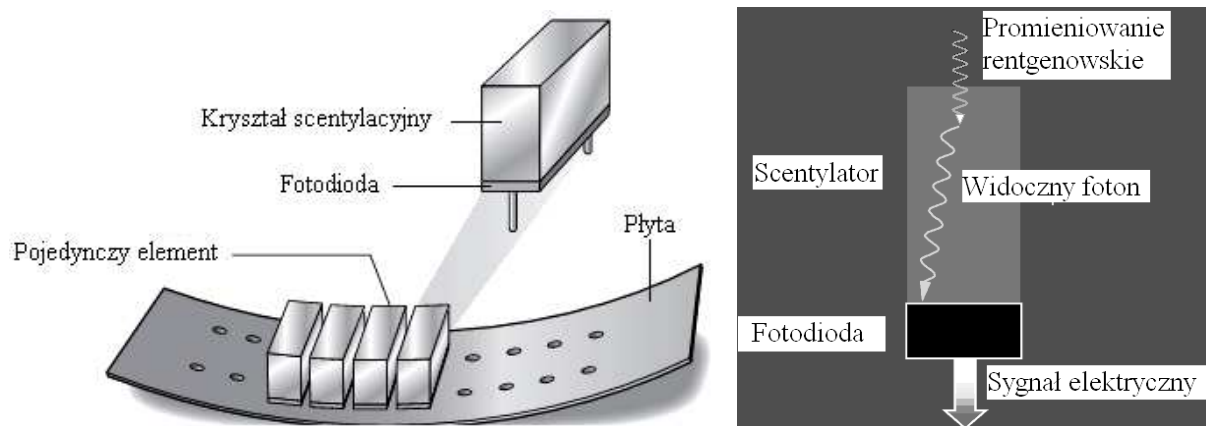
- detektory gazowe (tzw. ksenonowe komory proporcjonalne) - gaz zawarty w detektorze (np. ksenon) podlega jonizacji co powoduje powstanie mierzalnego napięcia pomiędzy katodą i anodą detektora (Rys. 7). Detektory tego typu były szeroko stosowane w starszych generacjach tomografów, ale również współcześnie można spotkać detektory wykorzystujące sprężony ksenon;



Rys. 7. Budowa detektora gazowego [2]

Fig. 7. Structure of a xenon gas detector array [2]

- detektory półprzewodnikowe cezowe lub kadmowo-wolframowe (tzw. detektory scyntylacyjne) - promieniowanie jonizujące przenika przez kryształ (lub element ceramiczny), który emituje światło widzialne, które z kolei jest mierzone za pomocą fotodiod (Rys. 8). Jest to najbardziej popularne rozwiązanie stosowane obecnie w tomografach.



Rys. 8. Budowa detektora półprzewodnikowego [2]

Fig. 8. Structure of a solid – state detector array [2]



W detektorach ksenonowych gaz w komorach jonizacyjnych znajduje się w pod dużym ciśnieniu (25 barów) celem zwiększenia czułości detekcji. Detektory tej budowy mogą absorbować około 60 – 87% fotonów które do niego docierają. Porównując je z detektorami półprzewodnikowymi, nieco łatwiej się je kalibruje oraz są tańsze w samym wykonaniu. Po szczególne detektory półprzewodnikowe mają wprawdzie większą czułość detekcji niż pojedyncza komora jonizacyjna detektora ksenonowego, ale komory jonizacyjne można rozmieścić znacznie gęściej. Wynikiem czego ogólna czułość detektorów ksenonowych i półprzewodnikowych jest bardzo zbliżona. Ponieważ detektory półprzewodnikowe mają wysoką liczbę atomową i dużą gęstość w porównaniu do gazów, posiadają tym samym wysoki współczynnik absorpcji. Detektory te mogą absorbować prawie 100% fotonów, które do nich docierają. Właściwość ta sprawia, że detektory półprzewodnikowe są częściej stosowane niż gazowe. Detektory gazowe są nadal stosowane, ale są traktowane jako przestarzałe, a ich konstrukcja uniemożliwia zastosowanie ich w skanerach wielorzędowych (MDCT).

## 2.6. System chłodzenia i filtracji

Gantra aparatu TK musi być chłodzona wodą lub powietrzem w celu zapewnienia optymalnych warunków działania sprzętu. System kontroli temperatury zapewnia ciągłe monitorowanie komponentów w celu zminimalizowania wpływu zmian temperatury na jakość uzyskanych danych. Dodatkowo pomieszczenie w którym znajduje się aparat, jest klimatyzowane aby nie dopuścić do przegrzania systemu.

Filtry stosowane w tomografii komputerowej, mogą różnić się nie tylko grubością, rodzajem materiału z którego zostały wykonane, ale także i samym kształtem. Oprócz typowych filtrów płaskich, wykorzystywane są także filtry „kształtujące” wiązkę, tzn. różnicujące jej natężenie i charakterystykę. Ma to związek z kształtem ciała typowego pacjenta. Wiązka przechodząca w pobliżu osi obrotu lampy (czyli przez całą grubość np. głowy pacjenta), zostaje najbardziej osłabiona, natomiast w obszarach zewnętrznych najmniej. Powoduje to znaczne, sięgające kilku rzędów wielkości różnice w poziomie sygnału rejestrowanych na detektorach.

Dzięki stosowaniu filtrów kształtującym, wiązka promieniowania zostaje ujednorodniona. Pozwalają one także na zredukowanie dawki promieniowania, która dociera do pacjenta oraz zminimalizowanie wpływ artefaktów (*ang. minimum beam hardening artefact*). Filtracja wiązki ogranicza zakres energii promieniowania poprzez redukcję promieni o niskiej energii, które z łatwością są pochłaniane przez ciało pacjenta. Bardziej unormowana wiązka, znacznie poprawia jakości obrazu tomograficznego [8]. Podczas skanowania stosowane są różne filtry w zależności od obszaru skanowania ciała.

## 3. Wnioski

- W dobie ciągłego rozwoju nauki, zmianą podlegają także komputerowe systemy tomograficzne. Główne dotyczy to budowy układu lampa - detektor. Przedstawione zmiany mają na celu podwyższenie rozdzielczości przestrzennej i kontrastowej uzyskanych danych.
- W ramach prowadzonych badań, niezwykle istotne jest aby zmniejszyć dawkę promieniowania, której poddany jest pacjent podczas skanowania.
- Skrócenie czasu pomiaru na tomografie komputerowym w wyniku zastosowania pierścieni ślizgowych, pozwoliło częściowo rozwiązać ten problem.
- Mimo wszystko nadal nie skonstruowano skanera, który zupełnie nie zagrażałby zdrowiu pacjenta, a jednocześnie wykonywałby pomiary z należytą dokładnością.

## Literatura

- [1] Alsleem H., Davidson R.: *Factors Affecting Contrast-Detail Performance in Computed Tomography: A Review*. Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences 2013, Vol. 44, pp. 62-70.
- [2] Romans L.: *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*. Wolters Kluwer Health / Lippincott Williams & Wilkins 2011.
- [3] Elkeles R.S., Godsland I.F., Rubens M.B., Feher M.D., Nugara F., Flather M.D.: *The progress of coronary heart disease in Type 2 diabetes as measured by coronary calcium score from electron beam computer tomography (EBCT): The predict study: Atherosclerosis* 2008, Vol. 197, pp. 777-783.
- [4] Rubin G. D.: *3-D imaging with MDCT*. European Journal of Radiology 2003, Vol. 45 (S1), pp. S37-S41.
- [5] Bushberg J.T., Seibert J.A., Boone J.M.: *The Essential Physics of Medical Imaging*. Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
- [6] Preim B., Bartz D.: *Visualization in Medicine: Theory, Algorithms, and Applications*. The Morgan Kaufmann Series in Computer Graphics, 2007.
- [7] Dziubek T., Turek P.: *Wpływ zmiany rozdzielczości przestrzennej na dokładność odwzorowania geometrii zuchwy*. Monografia Katedry Automatykacji Procesów, Kraków 2014.
- [8] 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.