



**AGH**

AKADEMIA GÓRNICZO-HUTNICZA IM. STANISŁAWA STASZICA W KRAKOWIE  
Wydział Fizyki i Informatyki Stosowanej

---

# Praca inżynierska

**Kinga Zasiadczyk**

kierunek studiów: fizyka medyczna

## Spektralna tomografia komputerowa – rozwiązania, możliwości, zastosowania

Opiekun: **dr inż. Joanna Dudała**

Kraków, styczeń 2021

## Oświadczenie studenta

Upředzona o odpowiedzialności karnej na podstawie art. 115 ust. 1 i 2 ustawy z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (t.j. Dz. U. z 2018 r. poz. 1191 z późn. zm.): „Kto przywłaszcza sobie autorstwo albo wprowadza w błąd co do autorstwa całości lub części cudzego utworu albo artystycznego wykonania, podlega grzywnie, karze ograniczenia wolności lub pozbawienia wolności do lat 3. Tej samej karze podlega, kto rozpowszechnia bez podania nazwiska lub pseudonimu twórcy cudzy utwór w wersji oryginalnej albo w postaci opracowania, artystyczne wykonanie albo publicznie zniekształca taki utwór, artystyczne wykonanie, fonogram, wideogram lub nadanie.”, a także upředzona o odpowiedzialności dyscyplinarnej na podstawie art. 307 ust. 1 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2018 r. poz. 1668 z późn. zm.) „Student podlega odpowiedzialności dyscyplinarnej za naruszenie przepisów obowiązujących w uczelni oraz za czyn uchylający godności studenta.”, oświadczam, że niniejszą pracę dyplomową wykonałam osobiście i samodzielnie i nie korzystałam ze źródeł innych niż wymienione w pracy.

Jednocześnie Uczelnia informuje, że zgodnie z art. 15 ww. ustawy o prawie autorskim i prawach pokrewnych Uczelni przysługuje pierwszeństwo w opublikowaniu pracy dyplomowej studenta. Jeżeli Uczelnia nie opublikowała pracy dyplomowej w terminie 6 miesięcy od dnia jej obrony, autor może ją opublikować, chyba że praca jest częścią utworu zbiorowego. Ponadto Uczelnia jako podmiot, o którym mowa w art. 7 ust. 1 pkt 1 ustawy z dnia 20 lipca 2018 r. – Prawo o szkolnictwie wyższym i nauce (Dz. U. z 2018 r. poz. 1668 z późn. zm.), może korzystać bez wynagrodzenia i bez konieczności uzyskania zgody autora z utworu stworzonego przez studenta w wyniku wykonywania obowiązków związanych z odbywaniem studiów, udostępnić utwór ministrowi właściwemu do spraw szkolnictwa wyższego i nauki, w celu sprawdzenia z wykorzystaniem systemu antyplagiatowego. Minister właściwy do spraw szkolnictwa wyższego i nauki może korzystać z prac dyplomowych znajdujących się w prowadzonych przez niego bazach danych w zakresie niezbędnym do zapewnienia prawidłowego utrzymania i rozwoju tych baz oraz współpracujących z nimi systemów informatycznych.

.....

(czytelny podpis)

Merytoryczna ocena pracy przez opiekuna:

Końcowa ocena pracy przez opiekuna: .....

Data: .....

Podpis: .....

Merytoryczna ocena pracy przez recenzenta:

Końcowa ocena pracy przez recenzenta: .....

Data: .....

Podpis: .....

*Serdeczne podziękowania  
dla Pani dr inż. Joanny Dudały  
za okazane wsparcie i wyrozumiałość  
oraz cenne wskazówki podczas pisania pracy.*

# Spis treści

1.	Wstęp .....	7
2.	Cel pracy .....	8
3.	Promieniowanie rentgenowskie.....	9
3.1.	Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej .....	9
3.2.	Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią .....	10
4.	Tomografia komputerowa.....	14
4.1.	Historia .....	14
4.2.	Budowa tomografu.....	17
4.3.	Generacje tomografów komputerowych .....	20
4.4.	Ogólna zasada powstawania tomogramu .....	26
5.	Spektralna tomografia komputerowa .....	36
5.1.	Początek zainteresowania techniką wieloenergetycznej tomografii komputerowej .....	36
5.2.	Dwuenergetyczna tomografia komputerowa .....	38
5.3.	Tomografia komputerowa z detektorem spektralnym .....	43
5.4.	Tomograf komputerowy z detektorem zliczania fotonów .....	45
6.	Podsumowanie .....	49
	Bibliografia .....	50

# 1. Wstęp

Wielu ludzi uważa tomografię komputerową (TK, ang. *computed tomography, CT*) za jedną z najważniejszych metod diagnostycznych w dziedzinie medycyny. Polega ona na uzyskiwaniu dwuwymiarowego obrazu poprzez przekrój obiektu trójwymiarowego w dowolnie wybranej płaszczyźnie. Umożliwia to poznanie i zbadanie struktury wewnętrznej danego obiektu bez naruszania jego struktury. Dzięki tomografii komputerowej mamy możliwość dokonania w szybki sposób oceny stopnia zaawansowania nowotworu lub analizy udaru mózgu. Jest także nieocenionym narzędziem przy planowaniu radioterapii.

Od momentu powstania pierwszego tomografu komputerowego na początku lat 70. XX wieku, następował ich ciągły rozwój. W przeciągu nieco ponad 30 lat udało się przejść z tomografów z pojedynczym detektorem i czasem pojedynczego skanu wynoszącym kilka minut do tomografów wykorzystujących kilka tysięcy detektorów i wykonujących pojedynczy skan w mniej niż setne części sekundy.

Wśród najbardziej spektakularnych rodzajów tomografii komputerowej należy wyróżnić spektralną tomografię komputerową (ang. *spectral computed tomography*). Koncepcja spektralnej (wieloenergetycznej) tomografii komputerowej znana jest już od wielu lat – choć pierwsze urządzenia wykorzystujące tę ideę pojawiły się stosunkowo niedawno. Istnieje wiele aparatów diagnostycznych, które na różne sposoby realizują tematykę polienergetyczności wiązki. W ostatnich latach nastąpił duży skok technologiczny, który pozwolił na skonstruowanie rozwiązań zwiększających czułość wykrywania zmian patologicznych. Dzięki spektralnej tomografii komputerowej mamy możliwość szybszego i dokładniejszego wykonywania badań i generowania obrazów tomograficznych, co przekłada się na mniejszą dawkę promieniowania otrzymywaną przez pacjenta, szybsze i trafniejsze diagnozy oraz lepiej zaplanowane leczenie.

## 2. Cel pracy

Celem pracy jest przedstawienie początków i dalszego rozwoju tomografii komputerowej, ze szczególnym uwzględnieniem spektralnej tomografii komputerowej.

Najpierw pokrótce zostanie omówione promieniowanie rentgenowskie, jego oddziaływanie z materią oraz zależności od energii padającej wiązki promieniowania.

Dalej zostanie prześledzona historia TK, kolejne jej generacje oraz metody powstawania obrazów tomograficznych.

Następnie zostanie przeanalizowany rozwój metody spektralnej tomografii komputerowej – od jej początków, aż do dzisiejszych, wyrafinowanych technologicznie, rozwiązań. Ponadto, w pracy zostaną również przedstawione możliwe obszary jej zastosowań w medycynie.

Praca ma charakter literaturowy.

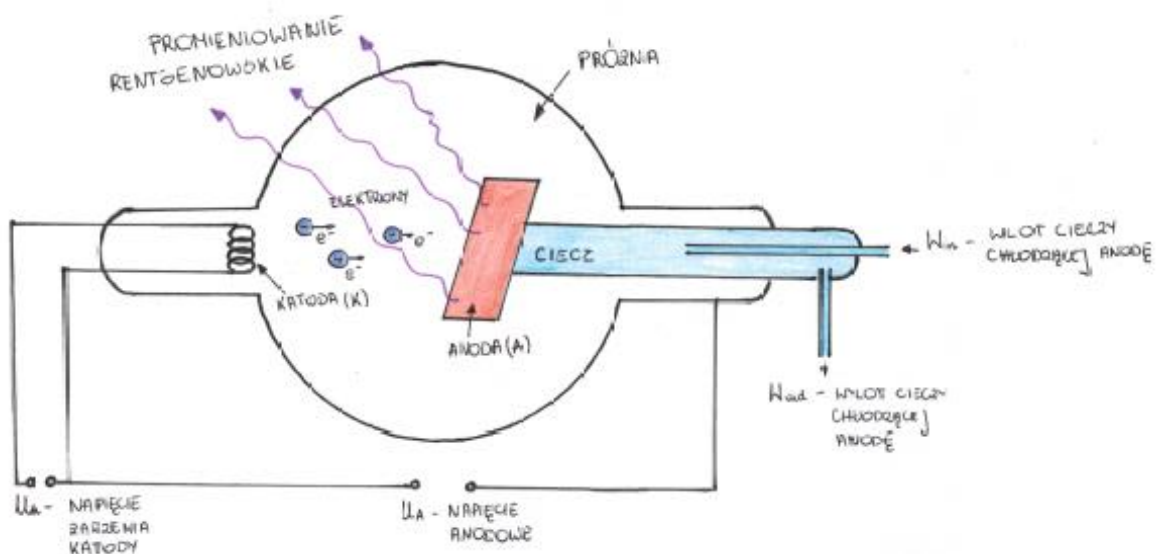
### 3. Promieniowanie rentgenowskie

Promieniowanie rentgenowskie to rodzaj jonizującego pośrednio promieniowania elektromagnetycznego o długości fali zawierającej się w zakresie od około 10 pm do 10 nm, co przekłada się na zakres energii od 1 keV do 600 keV (L'Annunziata, 2003). W widmie fal elektromagnetycznych promieniowanie rentgenowskie znajduje się pomiędzy ultrafioletem (nadfioletem), a promieniowaniem gamma, z którym to częściowo się pokrywa w zakresie niższych energii promieniowania gamma.

Do wytworzenia promieniowania X wykorzystuje się źródła izotopowe (do zastosowań technicznych), akceleratory liniowe (przy terapii megawoltowej) lub lampy rentgenowskie, które są najczęściej stosowanym źródłem promieniowania rentgenowskiego w medycynie.

#### 3.1. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej

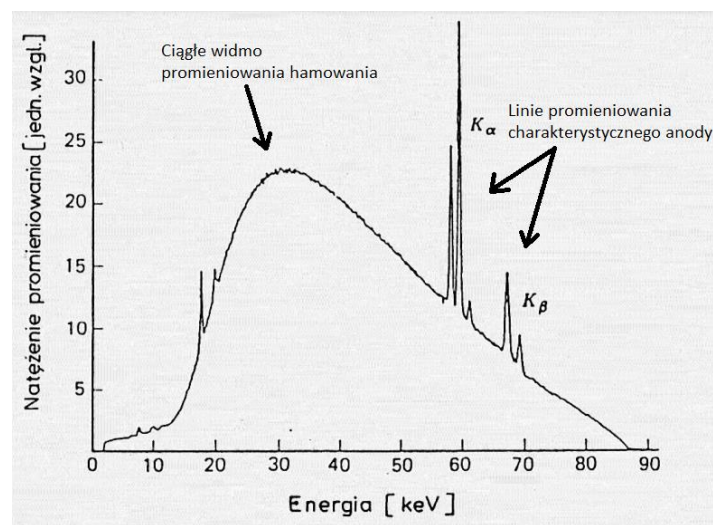
Klasyczna lampa rentgenowska składa się z katody i anody (najczęściej wolframowej) umieszczonych w szklanej obudowie, w której wytworzono próżnię (tzw. bańka próżniowa). Potencjał wysokiego napięcia, znajdujący się między katodą a anodą, powoduje, że rozżarzone do białości włókno katody zaczyna emitować elektrony, które, przez panującą w lampie różnicę potencjałów, zaczynają przyspieszać, a następnie uderzają w anodę-tarczę. Elektrony, uderzając w anodę, wytwarzają dwa rodzaje promieniowania – promieniowanie hamowania oraz promieniowanie charakterystyczne tarczy.



Rysunek 1. Schemat lampy rentgenowskiej (opracowanie własne na podstawie domeny publicznej)

Promieniowanie hamowania wytwarzane jest poprzez hamowanie elektronów w momencie zderzenia się z tarczą. Powoduje to powstawanie ciągłego widma promieniowania. Ponieważ 99% energii elektronów jest zamieniane w ciepło, to konieczne jest stosowanie chłodzenia lampy przez ciecz chłodzącą lub zastosowanie wirującej anody. Drugie rozwiązanie powoduje, że elektrony uderzają w inne miejsce wirującej anody niż wcześniej, więc ten punkt wcześniejszego uderzenia elektronów może w tym czasie „ostygnąć”. Większość współczesnych aparatów wykorzystuje wirującą anodę.

Promieniowanie charakterystyczne tarczy wytwarzane jest w wyniku emisji kwantów przez atomy anody wzbudzone poprzez rozpędzone elektrony.



Rysunek 2. Przykładowe widmo promieniowania rentgenowskiego z lampy rentgenowskiej z wolframową anodą, z uwzględnieniem składowych promieniowania. Opracowanie własne na podstawie (Jodłowski, Ostachowicz, 2006)

W tomografii komputerowej można spotkać dwie jednostki odnoszące się do energii promieniowania – keV oraz kVp. Jednostka kVp (ang. *kilovoltage peak*) odnosi się do napięcia lampy, czyli maksymalnej wartości napięcia (kV), które można zastosować w badaniu. Określa w ten sposób najwyższą wartość energii – mierzoną w keV – którą może mieć promieniowanie rentgenowskie wytworzone w tej lampie.

### 3.2. Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią

Wyróżnia się trzy podstawowe procesy związane z oddziaływaniem fotonów z materią – efekt fotoelektryczny, efekt Comptona (rozpraszanie niekoherentne, rozpraszanie comptonowskie) oraz kreacja par elektron-pozyton. W przypadku promieniowania X wytwarzanego w lampach rentgenowskich mówi się tylko o pierwszych dwóch procesach – ich udział w osłabianiu wiązki promieniowania zależy m.in. od energii kwantów oraz liczby atomowej  $Z$  materii.

Efekt fotoelektryczny polega na oddziaływaniu fotonów z elektronami atomów, w wyniku którego następuje całkowita absorpcja fotonu przez atom i wyrzucenie elektronu związanego w tym atomie. Prawdopodobieństwo zajścia efektu fotoelektrycznego określa wzór:

$$\tau = \frac{Z^3}{(h\nu)^3}, \quad (1)$$

a energię wyemitowanego elektronu:

$$E_e = h\nu - W, \quad (2)$$

gdzie  $W$  oznacza energię wiązania elektronu na orbicie atomowej.

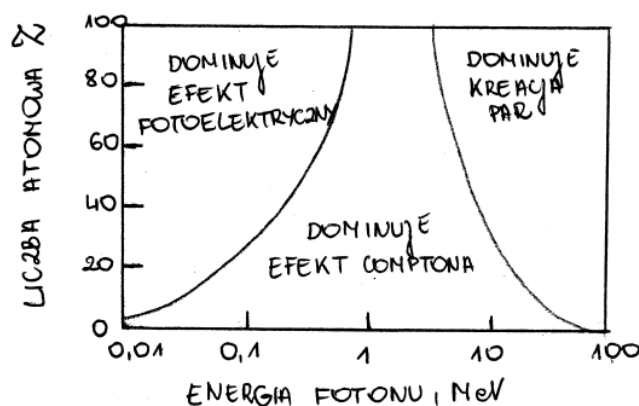
Efekt Comptona polega na zjawisku rozpraszania fotonów promieniowania X na swobodnych lub słabo związanych elektronach (o energii wiązania mniejszej niż energia padającego fotonu), w wyniku którego dochodzi do zwiększania długości fali promieniowania. Zwiększenie długości fali rozproszonego fotonu zależy od kąta rozproszenia fotonu, zgodnie ze wzorem:

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_0c} (1 - \cos\theta). \quad (3)$$

Foton, zderzając się z elektronem, oddaje mu część swojej energii – w wyniku tego zderzenia powstaje nowy kwant rozproszony o mniejszej energii niż kwant pierwotny, a różnica tych energii przekazywana jest elektronowi jako energia kinetyczna. Energię rozproszonego fotonu opisuje się wzorem:

$$E' = \frac{E}{1 + \frac{E}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)}. \quad (4)$$

W zakresie energii stosowanych w tomografii komputerowej (od 20 do 150 keV), w przypadku materiałów w niskiej liczbie atomowej, dominującym zjawiskiem jest efekt Comptona, a w przypadku materiałów o wysokiej liczbie atomowej – efekt fotoelektryczny.



Rysunek 3. Obszary dominacji zjawisk oddziaływania fotonów z materiałów w funkcji energii fotonów i liczby atomowej absorbenta.

Opracowanie własne na podstawie materiałów dydaktycznych Wydziału Fizyki Politechniki Warszawskiej

W wyniku oddziaływania promieniowania X z materiałem dochodzi do osłabienia jego wiązki, zgodnie ze wzorem:

$$I = I_0 \exp(-\mu x), \quad (5)$$

gdzie:

$I$  – natężenie promieniowania po przejściu wiązki przez materiał o grubości  $x$ ,

$I_0$  – natężenie promieniowania przed przejściem wiązki przez materiał o grubości  $x$ ,

$\mu$  – liniowy współczynnik osłabienia prześwietlanego materiału.

Natężenie emitowanego promieniowania można natomiast przybliżyć wzorem:

$$I_0 \cong A \cdot Z \cdot i \cdot U^2, \quad (6)$$

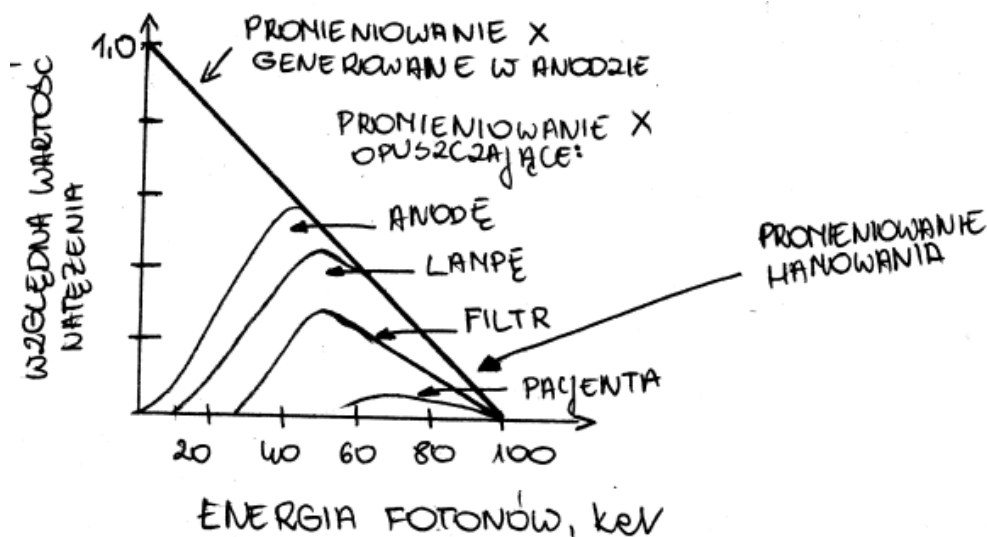
gdzie:

$A$  – stała zależna od konstrukcji lampy,

$Z$  – liczba atomowa materiału anody,

$i$  – prąd anodowy płynący przez lampę,

$U$  – napięcie na lampie.

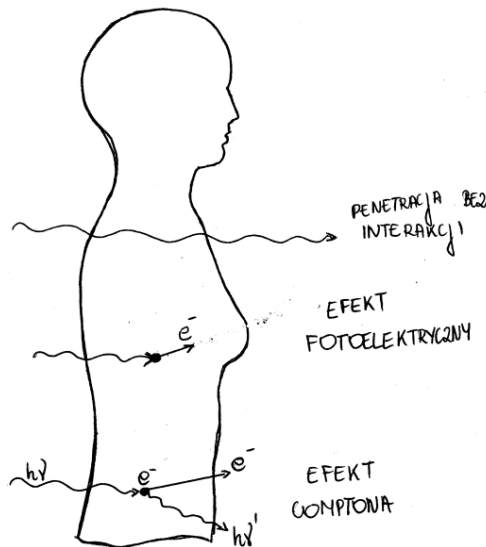


Rysunek 4. Promieniowanie X, zanim opuści anodę, oddziałuje z jej atomami w procesach: fotoelektrycznym i comptonowskim. W wyniku tych oddziaływań ulega zmniejszeniu natężenie promieniowania.

Opracowanie własne na podstawie materiałów dydaktycznych Wydziału Fizyki Uniwersytetu Warszawskiego

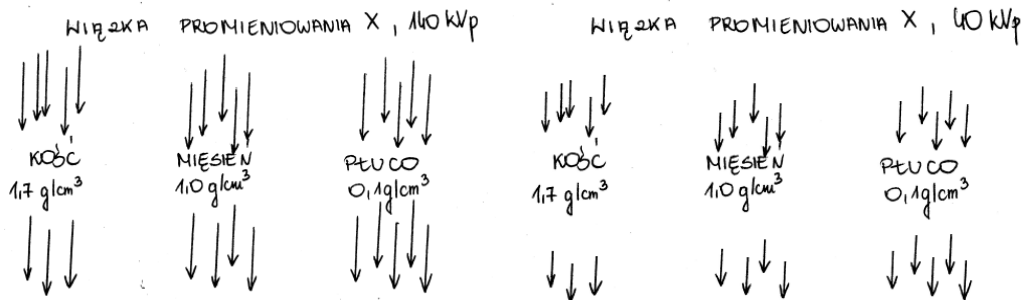
Podczas przechodzenia promieniowania X przez ciało pacjenta może dojść do:

- całkowitego przejścia wiązki przez ciało bez jakiejkolwiek interakcji z nim,
- interakcji z materią i całkowitym wchłonięciem poprzez zdeponowanie całej energii fotonu w pacjencie (efekt fotoelektryczny),
- oddziaływania i rozproszenia od pierwotnego kierunku oraz oddania części energii fotonu i emisji kolejnego fotonu, o energii mniejszej od pierwotnego (efekt Comptona).



Rysunek 5. Schematyczne przedstawienie zjawisk zachodzących podczas przechodzenia promieniowania X przez ciało pacjenta. Opracowanie własne

Ilość promieniowania, które zostanie pochłonięte przez ciało pacjenta zależy od dwóch czynników: energii wiązki promieniowania oraz gęstości napromienianej tkanki. Im wyższe napięcie w lampie rentgenowskiej, tym większa jest energia wiązki, czyli więcej promieniowania dotrze do pacjenta. Im materiał tkanki jest gęstszy, tym więcej promieniowania jest przez nią pochłanianie, a mniej opuszcza ciało pacjenta. Schematycznie zostało to przedstawione na rysunku nr 6.



Rysunek 6. Schematyczne przedstawienie osłabienia promieniowania X podczas przechodzenia przez materiały różnych gęstości ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ). Opracowanie własne na podstawie materiałów dydaktycznych Wydziału Fizyki Politechniki Warszawskiej

## 4. Tomografia komputerowa

Pojawienie się tomografii komputerowej umożliwiło znaczny rozwój medycyny, w tym możliwość poznania wewnętrznych struktur bez ich naruszania, diagnozy chorób i szybszego wykrywania nawet niewielkich zmian chorobowych na wczesnym ich etapie.

### 4.1. Historia

#### Wilhelm Roentgen

Wszystko rozpoczęło się od jednego z najważniejszych, i dość przypadkowych, odkryć w historii nauki i medycyny. W 1895 roku, niemiecki fizyk, Wilhelm C. Roentgen zajmował się badaniem promieniowania katodowego. W trakcie badań zauważył pojawienie się słabego światła na światłoczułych ekranach, które znajdowały się niedaleko. Dalsze badania Roentgena wykazały, że było to spowodowane wcześniej nieznanym rodzajem promieniowania, które umożliwia przeniknięcie przez ciało i zobaczenie szkieletu człowieka. Promieniowanie zostało roboczo nazwane promieniowaniem X (od matematycznego oznaczenia „X” jako coś nieznanego), jednak ta nazwa zachowała się do dzisiaj i jest używana wymiennie z nazwami: promieniowanie Roentgena lub promieniowanie rentgenowskie.



Rysunek 7. Pierwsze zdjęcia rentgenowskie wykonane przez Wilhelma Roentgena. Po lewej: dłoń żony W. Roentgena – Anny Berthy Ludwig, po prawej: dłoń przyjaciela W. Roentgena, Alberta von Koellikera (źródło: domena publiczna)

Za swoje odkrycie, Wilhelm Roentgen został uhonorowany, w 1901 roku, Nagrodą Nobla z fizyki. Była to pierwsza Nagroda Nobla przyznana w tej dziedzinie. W uzasadnieniu napisano: „w uznaniu niezwykłych zasług, jakie wyświadczył dzięki odkryciu niezwykłych promieni nazwanych później jego imieniem” [a].

## **Johann Radon**

W 1917 roku austriacki matematyk, Johann Radon, opublikował pracę pt. „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten” (pol. „O określaniu funkcji poprzez ich wartości całkowite wzdłuż pewnych rozmaitości”), w której udowodnił możliwość odtworzenia funkcji na podstawie znajomości transformaty, nazwanej na jego cześć transformatą Radona. Dzięki temu pojawił się wniosek, że obraz dwu- i trójwymiarowy danego obiektu można odtworzyć w sposób zupełny z nieskończonej liczby projekcji tego przedmiotu.

## **Allan Cormack**

Na przełomie lat 50. i 60. XX wieku, południowoamerykański fizyk, Allan Cormack, opracował matematyczny sposób pomiaru rozkładu gęstości tkanek w organizmie ludzkim oraz równania potrzebne do komputerowej rekonstrukcji obrazów ludzkiego mózgu i ciała. Praca Cormacka, opublikowana w 1963 roku w Journal of Applied Physics, pt. „Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications”, zawierała pierwszy opis matematycznej teorii komputerowej tomografii osiowej (ang. CAT, inna nazwa: tomografia wspomaganą komputerowo) – metody, za pomocą której można by wykorzystać współczynniki absorpcji promieni rentgenowskich w tkankach ludzkiego ciała do skonstruowania szczegółowego obrazu narządów i tkanek miękkich – promieniowanie rentgenowskie byłoby odbierane z różnych kątów wokół danej części ciała, a otrzymane w ten sposób pojedyncze przekroje byłyby następnie analizowane przez komputer i łączone w jeden obraz, dając podgląd struktur wewnętrznych.

## **Godfrey Hounsfield**

Pierwszy tomograf został zbudowany w 1971 roku przez inżyniera-elektronika pracującego w Electric and Musical Industries (EMI), Godfreya N. Hounsfielda, który pracował tam m.in. nad radarem i bronią kierowaną. To właśnie te badania przyczyniły się do ostatecznego sukcesu Hounsfielda [b].

Systemy radarowe działają na podstawie zjawiska odbicia fal radiowych od wykrywanych obiektów lub fal wysyłanych przez te obiekty. Nadajnik radaru emituje wiązkę promieniowania (sygnał) „skanując” dany obszar, sygnał odbija się od natrafionego obiektu, a następnie jest odbierany w odbiorniku znajdującym się (zazwyczaj) w tym samym miejscu co nadajnik. Pozwala to na określenie odległości obiektów od radaru oraz ich rozmiarów.

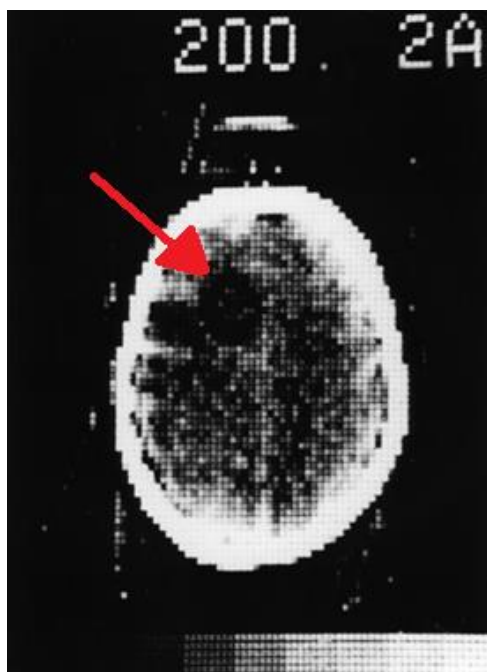
Hounsfield zaczął się zastanawiać czy nie dałoby się w jakiś sposób przeskanować obiektu tak, by zobaczyć, co znajduje się w jego środku. Wysunął hipotezę, niezależnie od wcześniejszych twierdzeń Radona i Cormacka, że należałoby spojrzeć na trójwymiarowy obiekt jak na serię przekrojowych skanów i że może się to udać dzięki promieniowaniu rentgenowskiemu.

Promieniowanie rentgenowskie było wtedy odkryciem, które w błyskawicznym tempie zrewolucjonizowało świat medycyny. Hounsfield postanowił skupić się na fakcie, że intensywność wiązki promieniowania rentgenowskiego zmniejsza się podczas przechodzenia przez dany obiekt, tzn. różne części ludzkiego ciała w różny sposób tłumią promieniowanie rentgenowskie. W ten sposób wysunął hipotezę, że seria zdjęć rentgenowskich wykonanych pod różnymi kątami wokół danego obszaru ciała może stworzyć przekrojowy obraz tego obszaru, z rozróżnieniem różnych typów tkanek.

Pierwszy eksperymentalny system Hounsfielda, jak sam stwierdził w swoim wykładzie noblowskim (1979), był „bardzo improwizowany”. System wykorzystywał promienie gamma z radioaktywnego pierwiastka ameryku (Am-241) i skanował butelki oraz słoiki z pleksiglasu, które były wypełnione wodą oraz kawałkami metalu i plastiku. Łoże tokarki zapewniało możliwość przesuwania i obracania źródła promieniowania, a po obu stronach butelek lub słoików rozmieszczono czułe detektory. Skanowanie trwało dziewięć dni i wygenerowało ponad 28 000 pomiarów, które następnie zostały przetworzone przez komputer w dwie i pół godziny, dając pełny obraz. Jakość otrzymanych obrazów była tak dobra, że zarówno pracodawca Hounsfielda, firma EMI, jak i brytyjski Departament Zdrowia, postanowiły zainwestować w projekt i zakupić lampę rentgenowską oraz generator, aby skrócić czas skanowania do dziewięciu godzin (Wells, 2005).

Nowe urządzenie otrzymało nazwę „skanera mózgu EMI” (ang. EMI Brain Scanner) i, jak nazwa wskazuje, było zdolne tylko do obrazowania mózgu. Skanery mózgu wykorzystywały wypełniony wodą gumowy pierścień, który znajdował się wokół głowy pacjenta, aby zmniejszyć dynamiczny zakres wykrytych promieni rentgenowskich oraz zapewnić punkt odniesienia do kalibracji skali szarości wyświetlacza.

Pierwszego ludzkiego pacjenta – kobietę po czterdziestce z podejrzeniem guza mózgu – zbadano 1 października 1971 roku w Atkinson Morley’s Hospital, w którym pracował dr Jamie Ambrose – neuroradiolog, który jako jeden z pierwszych dostrzegł geniusz wynalazku Hounsfielda. Przeprowadzone badanie pokazało zdjęcie okrągłej torbieli na środku płata czołowego. Obraz miał wymiar 80 na 80 pikseli, a czas wykonania pojedynczego skanu wynosił 5 minut.



Rysunek 8. Tomogram z pierwszego klinicznego badania TK, z zaznaczeniem torbieli mózgu.  
Atkinson Morley’s Hospital, październik 1971 rok  
(źródło: opracowanie własne na podstawie zdjęcia z British Institute of Radiology)

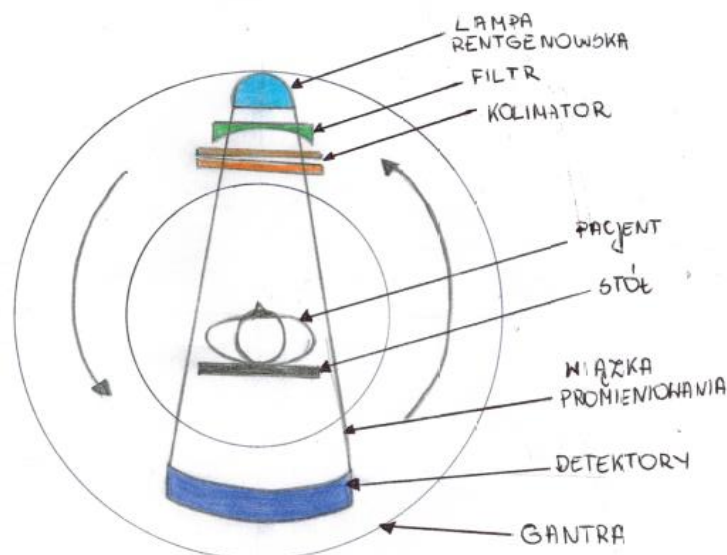
20 kwietnia 1972 roku, na corocznym kongresie British Institute of Radiology, Ambrose i Hounsfield zaprezentowali pierwsze obrazy kliniczne uzyskane z pomocą skanera mózgu EMI. Oczom wszystkim obecnych ukazały się obrazy mózgu, które wyraźnie pokazywały zmiany chorobowe, guzy oraz krwotoki. Mózg nie wyglądał już jak szara, niezróżnicowana plama. Pierwotny sceptycyzm radiologów ustąpił natychmiastowo, uświadamiając im jednocześnie, że są świadkami nowej ery w wykrywaniu i ocenie stopnia zaawansowania chorób.

W 1979 roku, Godfrey N. Hounsfield oraz Allan M. Cormack zostali uhonorowani Nagrodą Nobla w dziedzinie fizjologii i medycyny „za rozwój tomografii wspomaganą komputerowo” [c].

## 4.2. Budowa tomografu

Tomograf komputerowy składa się z trzech podstawowych elementów: stołu, na którym nieruchomo leży pacjent w czasie badania, konsoli operatora (osoby przeprowadzającej badanie) oraz gantry (skanera, suwnicy) – głównego elementu całego urządzenia, które wykonuje badanie.

W skład gantry przede wszystkim wchodzi: lampa rentgenowska, filtr, kolimator, detektor referencyjny, wewnętrzny projektor, wymiennik ciepła lampy rentgenowskiej, generatory wysokiego napięcia (0 – 75 kV oraz 75 – 150 kV), główny silnik napędowy gantry, narzędzie kontroli obrotu, system gromadzenia danych, detektory, pierścienie ślizgowe, kontroler temperatury detektora, jednostka zasilająca oraz filtr niwelujący szumienie (Budzik, Dziubek, Turek, 2015).



Rysunek 9. Schemat skanera TK (opracowanie własne na podstawie (Abdulla, Clarke, 2020))

## **Lampa rentgenowska**

Lampa rentgenowska stanowi sztuczne źródło promieniowania rentgenowskiego, której działanie zostało już przedstawione w rozdziale 3.

## **Generator wysokiego napięcia**

Generator wysokiego napięcia jest zamontowany na obracającej się ramie gantry razem z lampą rentgenowską. Generator doprowadza do elektrod wysokie napięcie oraz prąd żarzenia dla zasilania żarnika katody. Wysokie napięcie zwiększa zdolność wiązki do lepszej penetracji naświetlanych struktur – dzięki temu zredukowana jest dawka promieniowania, jaką otrzymuje pacjent. Dodatkowo, wysokie napięcie zmniejsza obciążenie lampy, co przekłada się na zwiększenie jej żywotności.

## **Filtr**

Filtr znajduje się tuż przed źródłem promieniowania. Jego zadaniem jest usuwanie niskoenergetycznych promieni rentgenowskich, które nie przyczyniają się do tworzenia obrazu, ale stanowią dawkę dla pacjenta. W wyniku usuwania niskoenergetycznego promieniowania, widmo energii promieniowania zostaje zawężone do użytecznego zakresu, wykorzystywanego w obrazowaniu.

## **Kolimator**

Kolimatory mają za zadanie przetworzyć wiązkę padającego promieniowania w wiązkę równoległą (tj. skolimowaną) lub w wiązkę o określonej zbieżności, co przekłada się na ograniczenie promieniowania poza pożądany obszar, zwiększenie jakości obrazowanych struktur oraz obniżenie dawki promieniowania dla pacjenta.

Kolimator znajduje się między źródłem promieniowania a pacjentem oraz za pacjentem, a przed każdym z detektorów. Zadaniem kolimatorów jest wyeliminowanie z wiązki promieniowania rozproszonego o niskiej energii, dzięki czemu jeszcze bardziej zostaje zwiększona rozdzielczość przestrzenna i kontrastowa uzyskanych danych (Budzik i in., 2005).

## **Pierścienie ślizgowe**

Pierścienie ślizgowe to urządzenia elektromechaniczne złożone z okrągłych pierścieni przewodzących oraz szczotek, które przenoszą energię elektryczną na wirujące elementy skanera (Romans, 2011).

Stosowanie pierścieni ślizgowych umożliwia ciągłe przesuwanie się gantry wokół pacjenta, co przekłada się bezpośrednio na skrócenie czasu akwizycji. Pierścienie ślizgowe są odporne na ścieranie i przeważnie zawierają wysoką zawartość miedzi, która zmniejsza opór elektryczny.

## **Detektory**

Detektory służą do pomiaru intensywności wiązki promieniowania rentgenowskiego przechodzącej przez pacjenta. Znajdują się one w matrycy detektorów umieszczonej na łuku lub na całym pierścieniu wokół otworu gantry (w zależności od generacji). Aby móc umieścić detektory w łuku lub okręgu, oddzielone są one od siebie prętami dystansowymi. Po przejściu przez detektor, wiązka promieniowania zamieniana jest na sygnał elektryczny, który następnie poddawany jest wzmocnieniu oraz analizie przez system gromadzenia danych (ang. *Data Acquisition System, DAS*).

Szerokość i odstęp między detektorami wpływają na wielkość promieniowania rozproszonego. Aby promieniowanie rozproszone było jak najmniejsze, należy zadbać o to, żeby detektory były małe (podłużne i wąskie), a wzajemna odległość między nimi jak najmniejsza (Romans, 2011).

W składzie gantry można także wyróżnić detektory referencyjne, które pomagają skalibrować otrzymane dane oraz zminimalizować wpływ artefaktów na wynik badania.

W starszych aparatach TK używało się detektorów gazowych (ksenonowych komór jonizacyjnych). Obecnie używa się detektorów scyntylicyjnych (konwencjonalna TK) i półprzewodnikowych (spektralna TK).

### **Detektory ksenonowe**

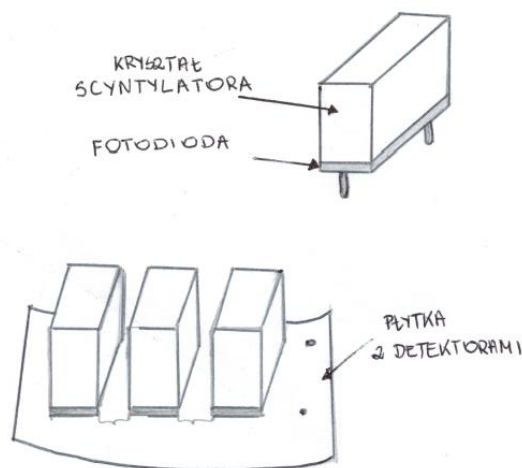
Detektory ksenonowe działają na zasadzie komór jonizacyjnych – gaz (ksenon), znajdujący się w detektorze, podlega jonizacji w wyniku oddziaływania promieniowania rentgenowskiego na atomy gazu i powoduje powstawanie mierzalnego napięcia pomiędzy katodą i anodą detektora.

Ksenon jest bardzo stabilnym gazem. W komorach jonizacyjnych znajduje się pod dużym ciśnieniem (ok. 25 barów), co przekłada się na zwiększenie czułości detekcji. Takie detektory mogą absorbować od 60% do ponad 80% wszystkich fotonów, które do niego docierają (Budzik i in., 2005).

### **Detektory scyntylicyjne**

Pojedynczy detektor scyntylicyjny w aparacie TK składa się z kryształu scyntylicyjnego oraz fotodiody. Kryształ, po trafieniu w niego fotonu, na skutek fluorescencji, emituje energię promieniowania, która następnie jest zamieniana przez fotodiode w energię elektryczną (analogową).

W wyniku obecności kryształów scyntylicyjnych, detektory mogą wytwarzać dodatkową poświatę. W nowoczesnych aparatach TK została ona znacznie ograniczona lub całkowicie wyeliminowana (Romans, 2011).



Rysunek 10. Schemat macierzy detektorów scyntylacyjnych i budowy detektora scyntylacyjnego (opracowanie własne na podstawie (Romans, 2011))

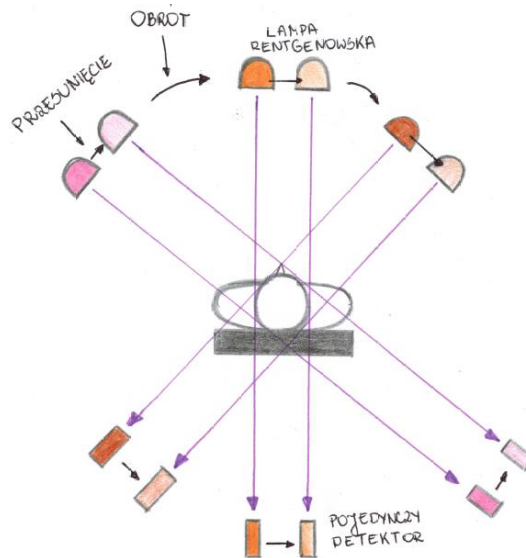
Kryształy scyntylatorów najczęściej są wykonane z wolframanu kadmu ( $\text{CdWO}_4$ ), germanianu bizmutu ( $\text{Bi}_{12}\text{GeO}_{20}$ ) lub jodku cezu ( $\text{CsI}$ ). Materiały te charakteryzują się dużą gęstością, co jest związane z wysoką wartością efektywnej liczby atomowej. Dzięki temu mają one wyższe współczynniki pochłaniania niż komory jonizacyjne – absorbują prawie 100% fotonów, które do nich docierają (Romans, 2011). Z drugiej strony detektory scyntylacyjne są bardziej wrażliwe na wahania temperatury i wilgoci w porównaniu do komór jonizacyjnych.

### 4.3. Generacje tomografów komputerowych

Od momentu rozpowszechniania i zwiększenia dostępności pierwszych tomografów komputerowych, następował ciągły ich rozwój. Obecnie można wyróżnić siedem generacji tomografów, a każda z nich wyróżnia się m.in. rozmieszczeniem lampy rentgenowskiej i detektorów, sposobu ich poruszania się względem siebie oraz rodzajem wykorzystywanej wiązki promieniowania. Niekiedy klasyfikuje się tylko cztery generacje tomografów komputerowych, traktując każdą kolejną jako rozwinięcie trzeciej i czwartej generacji.

#### Tomografy pierwszej generacji

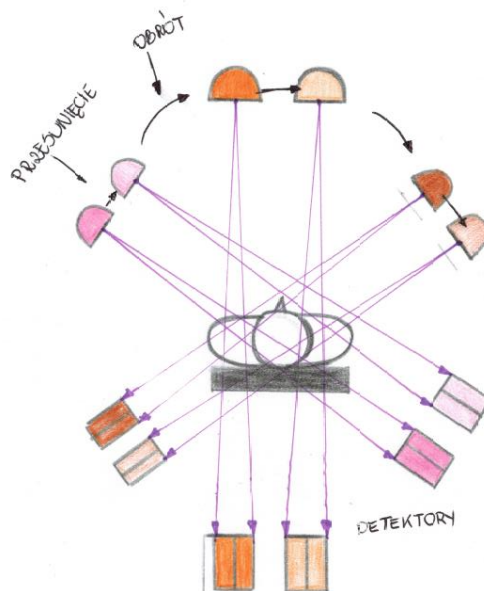
Tomografy pierwszej generacji składały się z jednego (później z dwóch) detektorów oraz lampy rentgenowskiej, które były względem siebie nieruchome. Tomografy te używały równoległej wiązki promieniowania, tzw. ołówkowej. Detektor i lampa wykonywały ruch translacyjno-obrotowy, tj. po każdej projekcji następowało liniowe przesunięcie lampy rentgenowskiej i detektora, a następnie obrót układu pomiarowego o niewielki kąt (ok.  $1^\circ$ ). Proces ten był powtarzany dla każdego kąta rzutowania, aż do wykonania przez układ pomiarowy łuku  $180^\circ$ . Czas akwizycji dla pojedynczego skanu wynosił około 5 minut (Curry, Dowdey, Murry, 1990).



Rysunek 11. Schemat działania TK pierwszej generacji  
(opracowanie własne na podstawie (Abudulla, Clarke, 2020))

### Tomografy drugiej generacji

Tomografy drugiej generacji składały się z trzydziestu detektorów oraz lampy rentgenowskiej i, tak jak tomografy pierwszej generacji, wykonywały ruch translacyjno-obrotowy. Przy tomografach drugiej generacji zaczęto używać wąskiej wiązki wachlarzowej promieniowania o kącie około 10 stopni. Czas akwizycji dla pojedynczego skanu wynosił od kilkunastu do kilkudziesięciu sekund (Curry i in., 1990).

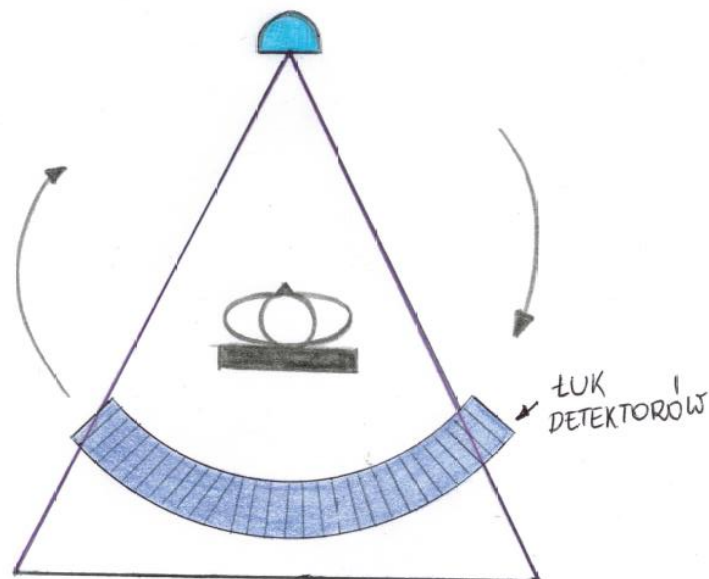


Rysunek 12. Schemat działania TK drugiej generacji  
(opracowanie własne na podstawie (Abudulla, Clarke, 2020))

Ze względu na długi czas otrzymywania obrazu i ciągłą konieczność przesuwania detektorów i lampy, tomografy pierwszej i drugiej generacji były używane głównie do obrazowania głowy i mózgu. Celami, które przyświecały pracom nad kolejną generacją tomografów, było skrócenie czasu badania oraz wyeliminowanie ruchu translacyjnego, który znacząco spowalniał czas trwania badania i przyczyniał się do licznych artefaktów.

### Tomografy trzeciej generacji

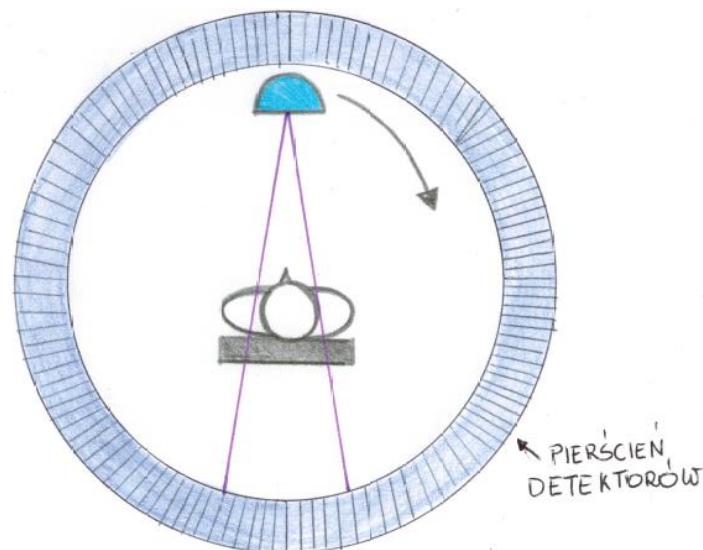
Tomografy trzeciej generacji pojawiły się na rynku już w 1975 roku. Zastosowano w nich szeroką wiązkę wachlarzową promieniowania, o kącie rozwartości od 40 do 60 stopni, która jest skierowana na zestaw od kilkuset do nawet tysiąca detektorów ułożonych w łuk. Detektory oraz lampa są ze sobą sztywno połączone, dzięki czemu wykonują one tylko ruch obrotowy wokół pacjenta. Wyeliminowało to ruch translacyjny i zarówno lampa rentgenowska, jak i detektory, mogą się swobodnie i synchronicznie obracać w każdym z kątów projekcji. Skróciło to też czas skanowania pojedynczego przekroju do kilku sekund (obecnie nawet części dziesiątych sekundy), co umożliwiło wykonywanie obrazów płuc i jamy brzusznej, ponieważ pacjent jest w stanie na kilkanaście sekund wstrzymać oddech, co bezpośrednio zmniejsza artefakty pochodzące z ruchu płuc. Niestety zastosowanie dużej liczby detektorów powoduje problemy z odpowiednią kalibracją każdego z detektorów, co skutkuje powstawaniem charakterystycznych dla tej generacji tomografów artefaktów pierścieniowych (Boas, Fleischmann, 2012).



Rysunek 13. Schemat działania TK trzeciej generacji  
(opracowanie własne na podstawie (Abudulla, Clarke, 2020))

### Tomografy czwartej generacji

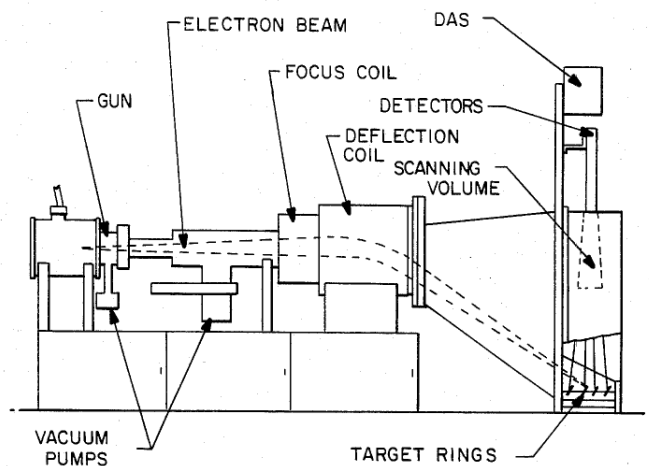
Tomografy czwartej generacji również wykorzystują wachlarzową wiązkę promieniowania i rozwiązały problem z artefaktami pierścieniowymi. Po raz pierwszy jedynym ruchomym elementem jest lampa rentgenowska. Detektory, których może być nawet około 5000, są umieszczone w nieruchomym pierścieniu, co pozwala utrzymać stałą kalibrację detektorów oraz zminimalizować pojawiające się artefakty.



Rysunek 14. Schemat działania TK czwartej generacji  
(opracowanie własne na podstawie (Abudulla, Clarke, 2020))

### Tomografy piątej generacji

Tomografy piątej generacji (nazywane także tomografią komputerową wiązki elektronów, ang. *Electron Beam Computed Tomography, EBCT*) zostały zaprojektowane specjalnie do obrazowania serca (przede wszystkim do oceny zwapnień w tętnicach wieńcowych), ale nie są zbyt popularne. Ponieważ serce jest cały czas „w ruchu”, to celem uzyskania dobrych obrazów i zminimalizowania artefaktów pochodzących z jego bicia, potrzebne było narzędzie o bardzo krótkim czasie akwizycji. Rozwiązaniem okazało się ograniczenie ruchu wszelkich elementów skanera. Dzięki temu, tomografy piątej generacji nie składają się z ruchomych części. Co jest ważne, aparaty EBCT nie posiadają lampy rentgenowskiej. Wiązka elektronów, która wytwarza promieniowanie rentgenowskie jest odchylana w polu elektromagnetycznym tak, że tworzy stożek o kącie  $210^\circ$  (Rubens, Tarun, 2006). Następnie uderza w wolframową anodę, która jest ułożona w duży pierścień znajdujący się wokół pacjenta. Wyhamowanie elektronów na anodzie powoduje emisję promieniowania rentgenowskiego. Czas pojedynczego skanu wynosi ok. 50 ms i jest w stanie uchwycić skurcz i rozkurcz komór serca.



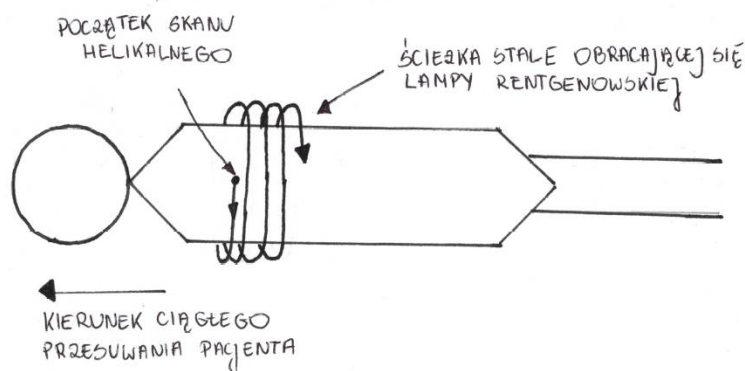
Rysunek 15. Schemat działania EBCT - TK piątej generacji (Rand, 1983)

### Tomografy szóstej generacji

Tomografy szóstej generacji (nazywane także helikalnymi lub spiralnymi tomografami komputerowymi, ang. *helical computed tomography*) stanowiły prawdziwy przełom w badaniach TK.

W przeciwieństwie do poprzednich generacji TK, tomograf helikalny umożliwia ciągłą akwizycję wolumetryczną podczas przechodzenia pacjenta przez suwnicę. Możliwe to jest poprzez zastosowanie pierścieni ślizgowych niskiego napięcia, które na stałe wpisały się w funkcjonowanie kolejnych generacji TK. Dzięki zastosowaniu pierścieni ślizgowych możliwe jest ciągłe przesuwanie się gantry wokół pacjenta, co przekłada się bezpośrednio na skrócenie czasu akwizycji oraz stworzenie dokładniejszych obrazów badanych narządów (Kalender, 1994).

Stół z pacjentem powoli przesuwa się w czasie, gdy lampa rentgenowska oraz detektory przemieszczają się ze stałą prędkością po spiralnej ścieżce względem pacjenta. Po raz pierwszy było możliwe przeprowadzenie badania całego narządu w przeciągu jednego wstrzymania oddechu przez pacjenta (kilkanaście sekund). W wyniku przeprowadzonego badania otrzymuje się trójwymiarową reprezentację obrazowanego narządu, którą można również odtworzyć w postaci pojedynczych przekrojów.

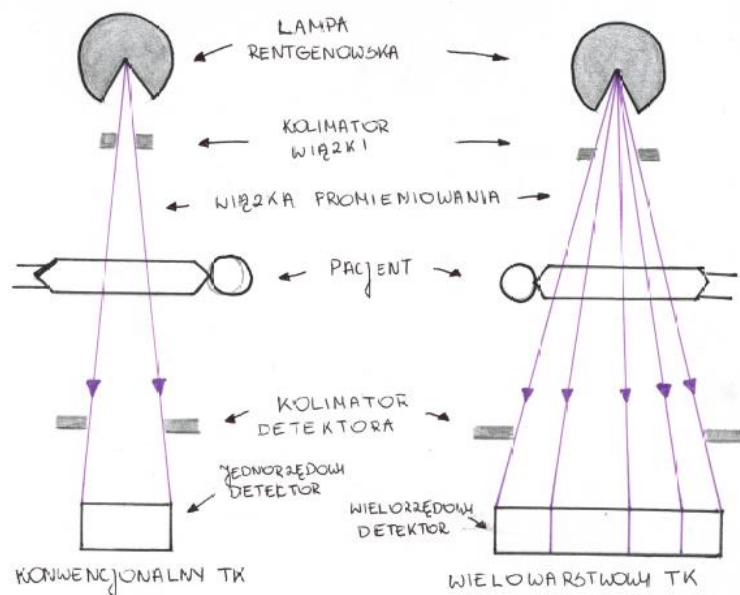


Rysunek 16. Schemat działania TK szóstej generacji (opracowanie własne na podstawie (Kalender i in., 1990))

## Tomografy siódmej generacji

Tomografy siódmej generacji (ang. *Multiple-Detector Computed Tomography, MDCT*) stanowią udoskonalone połączenie wiązki promieniowania generatorów trzeciej generacji i skanowania helikalnego szóstej generacji. Po raz pierwszy rząd detektorów został zastąpiony przez dwuwymiarową matrycę detektorów, a wiązka wachlarzowa została zamieniona na wiązkę stożkową. W MDCT kolimatory są szersze, przez co więcej promieni rentgenowskich dociera do pacjenta oraz jest możliwe jednoczesne skanowanie większego obszaru ciała pacjenta. Grubość skanowanej warstwy w MDCT jest określana przez rozmiar detektora, a nie przez szerokość okna kolimatora (jak w poprzednich wersjach TK) – dzięki temu można zwiększyć rozdzielczość przestrzenną i uzyskać izotropowe вокsele (o równej rozdzielczości w wymiarach x, y i z). Zastosowanie izotropowych вокseli do przetwarzania obrazu poprawia jakość wyświetlania wielopłaszczyznowych reform (obrazów czołowych, strzałkowych lub skośnych generowanych na podstawie oryginalnych danych obrazu osiowego) [d].

MDCT zapewniają lepsze obrazowanie na dwa sposoby. Można osiągnąć skrócony czas skanowania poprzez szybką akwizycję grubych warstw lub można osiągnąć zwiększoną rozdzielczość przestrzenną poprzez generowanie wielu cienkich warstw o wysokiej rozdzielczości (Verma i in., 2019). Ze względu na swoją wysoką jakość obrazowanych tkanek, MDCT zalecane są szczególnie do badania tkanek miękkich.



Rysunek 17. Schemat działania MDCT - TK siódmej generacji (opracowanie własne na podstawie (Verma i in., 2019))

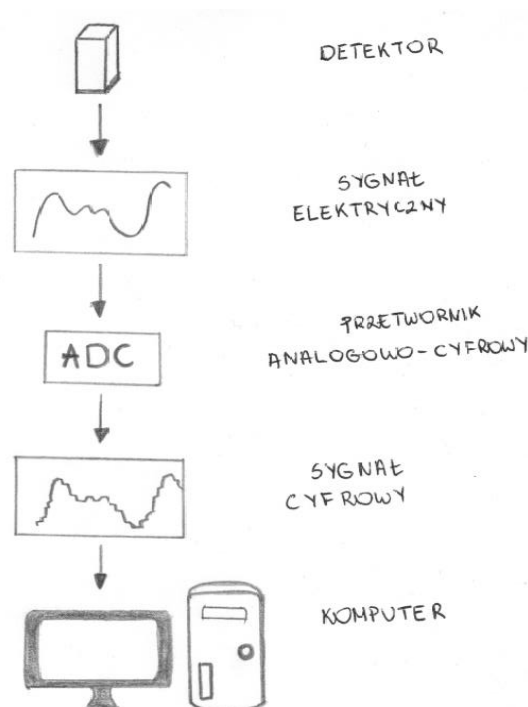
W ciągu zaledwie kilkudziesięciu lat tomografia komputerowa znacznie ewoluowała - od kilkugodzinnych skanów głowy do kilkunastominutowego (łącznie) badania całego ciała. Od samego początku było wiadome, że tomografia komputerowa będzie miała gigantyczne znaczenie dla medycyny i badania wewnętrznych struktur w ciele człowieka, co zostało potwierdzone z pojawieniem się każdej kolejnej generacji aparatów.

## 4.4. Ogólna zasada powstawania tomogramu

Zdjęcie rentgenowskie, które powstaje za pomocą tomografu, to tomogram. Wszystkie elementy znajdujące się w gantrze oraz wokół niej są niezbędnymi składowymi przyczyniającymi się do ostatecznego wyglądu obrazu TK. Pierwszym krokiem do stworzenia tomogramu jest pozyskanie danych, a następnie matematyczne przeanalizowanie ich przez komputer. Pozyskaniem i odpowiednim przetworzeniem danych zajmuje się system akwizycji danych (ang. *data acquisition system, DAS*), znajdujący się w gantrze, niedaleko detektorów. Cały proces można przedstawić w kilku, prostych krokach:

1. Fotony promieniowania rentgenowskiego uderzają w detektory, gdzie są zliczane.
2. Przetwornik analogowo-cyfrowy (ADC) dokonuje konwersji zmierzonych fotonów (sygnał analogowy) na sygnał cyfrowy.
3. Sygnał cyfrowy zostaje przekazany do komputera.
4. Komputer przetwarza wszystkie otrzymane sygnały i generuje tomogram.

Aby zmierzyć liczbę fotonów promieniowania rentgenowskiego, detektory są wielokrotnie próbkowane przez DAS - aż 1000 razy na sekundę. Liczba próbek pobieranych na sekundę z ciągłego sygnału emitowanego przez detektor jest znana jako częstotliwość próbkowania. Jeśli częstotliwość próbkowania jest za niska, to z tego powodu mogą pojawiać się na obrazie różne artefakty (np. undersampling).



Rysunek 18. Schemat przetwarzania wiązki promieniowania na obraz TK (opracowanie własne na podstawie (Romans, 2011))

## Jednostki Hounsfielda

Standardowy obraz TK nie jest kolorowy, a nakłada się na niego wiele różnych odcieni szarości. Każdy odcień odpowiada współczynnikowi absorpcji promieniowania rentgenowskiego w naświetlanej strukturze. Poszczególne tkanki, a co za tym idzie – narządy, mają różne gęstości i różną odporność na odbieranie promieniowania. Jeśli tkanka słabo pochłania promieniowanie rentgenowskie, to jest ona reprezentowana przez ciemniejszy odcień szarości, a w przypadku mocnego pochłaniania – przez jaśniejszy. Ta skala szarości jest wyrażana w jednostkach Hounsfielda.

Jednostki Hounsfielda (HU) to bezwymiarowe jednostki określające stopień, w jakim badana struktura osłabia wiązkę promieniowania rentgenowskiego. Wyraża się je wzorem:

$$HU = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}, \quad (7)$$

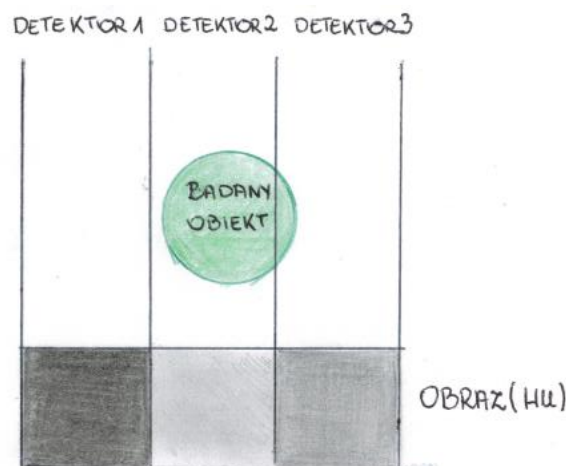
gdzie:

$\mu_x$  - liniowy współczynnik osłabienia dla naświetlanego elementu tkanki,

$\mu_{H_2O}$  - liniowy współczynnik osłabienia dla wody.

Wartość jednostki Hounsfielda jest bezpośrednio związana z liniowym współczynnikiem tłumienia: 1 HU odpowiada 0,1% różnicy między liniowym współczynnikiem tłumienia tkanki w porównaniu z liniowym współczynnikiem tłumienia wody.

Hounsfield przypisał wodzie destylowanej wartość 0. Obiekty z tłumieniem wiązki mniejszym niż woda (o mniejszej gęstości) mają wartości HU ujemne i są uwidocznione na obrazie jako ciemniejsze odcienie szarości, a obiekty z tłumieniem wiązki większym niż woda (o większej gęstości) – wartości dodatnie i jaśniejsze odcienie.



Rysunek 19. Jasność piksela w zależności od wypełnienia go przez obrazowany obiekt (opracowanie własne)

Tabela 1. Wartość jednostek Hounsfielda dla kilku przykładowych struktur, w tym dla organów ludzkiego ciała dla osoby dorosłej. Opracowanie własne na podstawie: Lepor (2000), Choungule i in. (2017), Fosbinder, Orth (2011), Bolliger i in. (2009)

Struktura	Minimalna wartość HU	Maksymalna wartość HU
Powietrze	-1000	-700
Płuco	-700	-600
Tkanka miękka	-700	225
Tkanka tłuszczowa	-205	-51
Tkanka mięśniowa	-25	139
Mocz	-5	15
Woda (w warunkach standardowych)	0	0
Nerka	20	45
Krew	13	18
Istota szara	20	40
Istota biała	36	46
Wątroba	40	70
Istota gąbczasta	148	661
Istota zbita	662	1988
Kość	226	3071
Szkliwo	1553	2850
Szyba samochodowa, szkło butelkowe	2100	2300
Złoto, stal	20000	30000

Za pomocą jednostek Hounsfielda można dokonać interpretacji składu nieznannej struktury, która pojawia się na zdjęciu TK. Porównując zmierzoną wartość jednostek HU z wartościami HU znanych struktur, możliwe jest przybliżenie jej składu i określenie tego, czym jest.

## Generowanie obrazu

Najmniejszym elementem objętości dwuwymiarowego obrazu TK jest piksel, a obrazu trójwymiarowego – woksel. Do każdego z nich przypisywana jest liczbowa wartość HU i opowiadająca jej intensywności na skali szarości. Im wyższa liczba HU – tym jaśniejszy piksel/woksel.

Aby w danej warstwie określić wartość HU dla  $n$  fragmentów, potrzebne jest przynajmniej  $n$  równań opisujących pochłanianie w danej warstwie. Potrzebnych więc jest  $n$  różnych projekcji tej warstwy. Współczesne tomografy wykonują nawet do 2 000 000 projekcji. Im więcej projekcji jest wykonywanych, tym lepszą jakość i dokładność obrazu można uzyskać.

## SFOV i DFOV

W temacie rekonstrukcji i powstawania obrazu występują dwa ważne parametry – SFOV (ang. *Scan Field of View*) oraz DFOV (ang. *Display Field Of View*) (Romans, 2011).

SFOV, czyli pole widzenia skanu (nazywane też polem widzenia kalibracji), to obszar w obrębie gantry, z którego pobierane są surowe dane. Na przykład: jeśli wybierze się SFOV równy 25 cm, to w trakcie badania pozyskuje się dane z kształtu koła o średnicy 25 cm, gdzie jego środek znajduje się w izocentrum suwnicy. To, co znajduje się poza SFOV, nie jest obrazowane. Wybierając rozmiar SFOV należy kierować się tym, aby obejmował jak najdokładniej samego pacjenta – inaczej mogą wystąpić liczne artefakty.

DFOV, czyli wyświetlane pole widzenia, określa, jaka część zebranych (i jeszcze nieprzetworzonych) danych zostanie użyta do utworzenia tomogramu. Wybór odpowiedniego DFOV poprawia możliwość wykrywania wszelkich nieprawidłowości. DFOV działa na zasadzie podobnego do zoomu w aparacie. Jeśli DFOV będzie duży, to obraz będzie wydawać się mniejszy i mniej wyraźny (dokładny). Z kolei, jeśli DFOV będzie mały, to zobaczymy tylko część całego obrazu.

## Metody skanowania

Istnieją dwie metody skanowania w tomografii komputerowej – sekwencyjna oraz spiralna (helikalna).

Metoda sekwencyjna, nazywana również metodą „step and shoot”, polega na tym, że stół, wraz z leżącym na nim nieruchomo pacjentem, jest przesuwany wzdłuż osi podłużnej tomografu po każdym skanie danego odcinka, tzn. wykonywany jest skan, następuje przesunięcie stołu i dopiero potem kolejny skan. Technika ta jest czasochłonna i podatna na artefakty ruchowe oraz ma ograniczoną dostępność do obrazu końcowego nakładających się obrazów i zwiększoną dawkę promieniowania otrzymywaną przez pacjenta.

Nowoczesne skanery TK, wykorzystujące metodę spiralną, mają stoły, które poruszają się wzdłuż suwnicy ze stałą prędkością – jest to możliwe dzięki zastosowaniu technologii pierścieni ślizgowych. W wyniku tego otrzymuje się krótszy czas skanowania i ciągłą akwizycję danych.

Przy metodzie helikalnej pojawia się bardzo ważne pojęcie skoku (ang. *pitch*) –  $P$ , który jest miarą nakładania się wiązek promieniowania w trakcie obrotu gantry (Silverman, Kalender, Hazle, 2001). Definiuje się go wzorem:

$$P = \frac{d}{w}, \quad (8)$$

gdzie:

$d$  – odległość, jaką przemierza stół w trakcie jednego pełnego obrotu gantry [mm],

$w$  – szerokość wiązki promieniowania [mm].

Jeśli  $P < 1$ , to oznacza, że stół przemieszcza się wolniej niż następuje pełen obrót, tzn. że wiązki nachodzą na siebie w trakcie badania. Natomiast jeśli  $P > 1$ , to stół z pacjentem porusza się szybciej niż następuje obrót, czyli powstają luki i nie otrzymuje się pełnego obrazu badania.

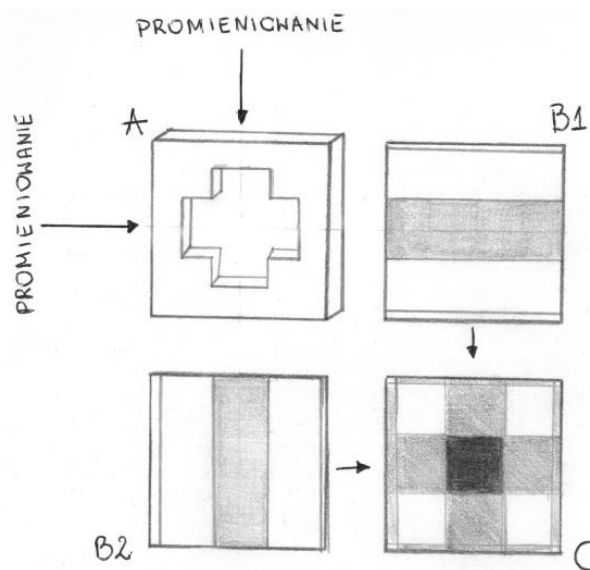
Nie ma jednoznacznych badań stwierdzających, która z tych metod (sekwencyjna czy spiralna) jest lepsza – każda z nich przy odpowiednich czynnikach jest mniej lub bardziej pożądana, choć większość badań wskazuje metodę spiralną jako tę bardziej skuteczną (Zarb, Pace, 2015).

### Metody rekonstrukcji

Istnieje wiele algorytmów służących do rekonstrukcji obrazu TK. Wśród nich najbardziej popularne są:

- metoda sumacyjna (projekcja wsteczna),
- filtrowana projekcja wsteczna (metoda konwolucji),
- rekonstrukcja iteracyjna.

Metoda sumacyjna (ang. *back projection*) polega na zsumowaniu poszczególnych projekcji wykonywanych pod różnymi kątami. Im więcej wykona się takich działań, tym dokładniejszy można otrzymać obraz.



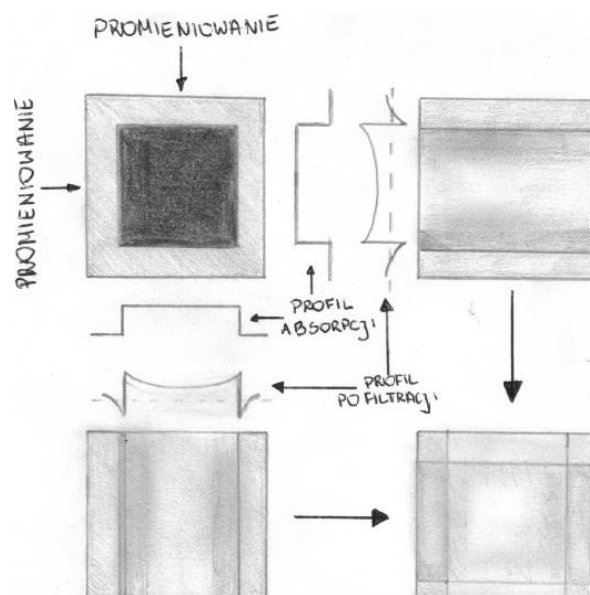
Rysunek 20. Schemat działania metody sumacyjnej (opracowanie własne na podstawie domeny publicznej). Obiekt A jest prześwietlany z dwóch stron – B1 (podłużnie) i B2 (poprzecznie). Następnie obie projekcje są ze sobą sumowane (nakładane na siebie) i otrzymuje się niezbyt wyraźny obraz (C), ale pozwalający na określenie budowy prześwietlanego obiektu. Dodanie kolejnych projekcji, wykonanych pod wieloma różnymi kątami, spowoduje lepsze uszczegółowienie wyglądu badanego obiektu.

Metoda sumacyjna nie jest obecnie stosowana, ponieważ nie można za jej pomocą otrzymać dostatecznie ostrych obrazów. Wiąże się z nią także poważna wada, jaką jest powstanie artefaktów w postaci smug, które przypominają swoim kształtem gwiazdę.

Rozwiązaniem tego problemu okazało się dodanie filtrowania danych przed wykonaniem projekcji wstecznej, tzn., że filtrowanie odbywa się na surowych danych, a nie na obrazie (Romans, 2011). Proces stosowania funkcji filtrującej do profilu tłumienia nazywany jest splotem lub konwolucją (ang. *convolution*). Algorytmy filtrowanej projekcji wstecznej (ang. *filtered back projection*) wykorzystują teorię Fouriera do redukcji szumów statystycznych i stworzenia bardziej przejrzystych obrazów.

Dostępnych jest wiele filtrów używających różnych algorytmów – w zależności od tego, co dokładnie chcę się osiągnąć – np. które dane mają zostać wzmocnione lub osłabione.

Metoda projekcji wstecznej z filtrowaniem zaliczana jest do tzw. metod analitycznych.



Rysunek 21. Schemat działania projekcji wstecznej z filtrowaniem (opracowanie własne na podstawie domeny publicznej)

Rekonstrukcja iteracyjna to metoda, która, podobnie jak metoda projekcji wstecznej, wykorzystuje różne algorytmy. Każdy z nich jednak polega na tym, że najpierw zakłada się obraz (odpowiednie współczynniki absorpcji), który chce się otrzymać, a następnie porównuje się go z wartościami zmierzonymi. Następnie dokonuje się kolejnych modyfikacji (iteracji), aż oba obrazy (zakładany i zmierzony) będą ze sobą zgodne. Są to tak zwane adaptacyjne algorytmy iteracyjnej rekonstrukcji statystycznej.

### Rodzaje rekonstrukcji iteracyjnej

Istnieją trzy główne rodzaje metody iteracyjnej:

- rekonstrukcja jednoczesna,
- korekcja promień po promieniu,
- korekcja punkt po punkcie.

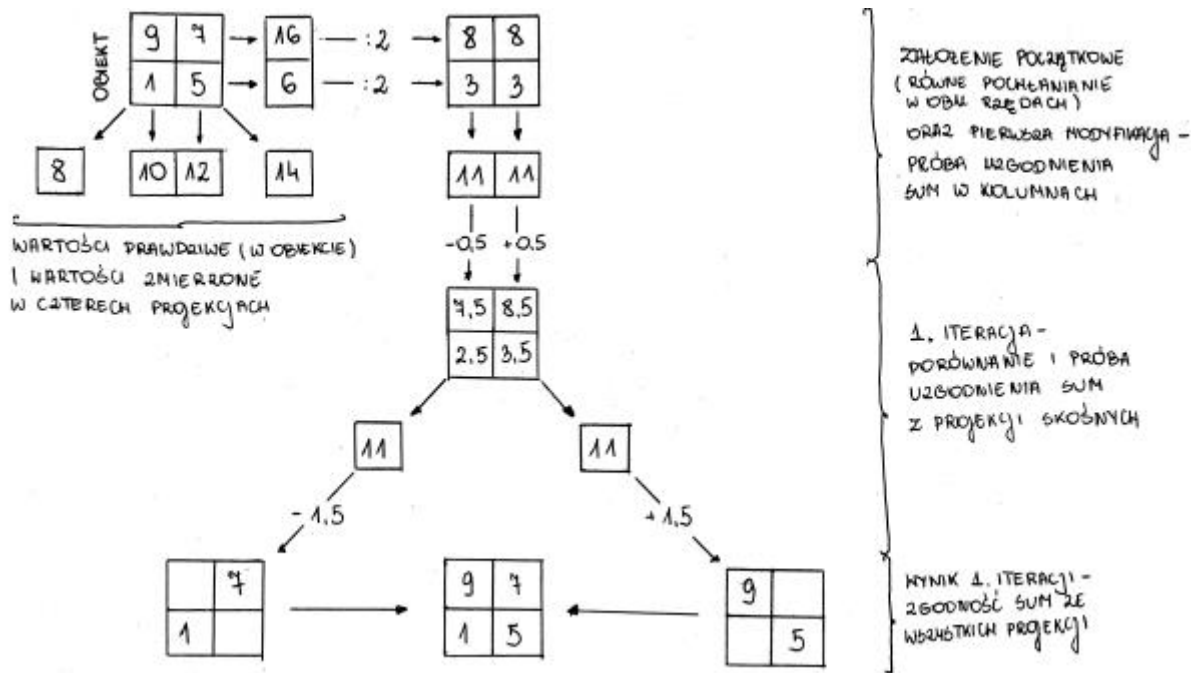
Rekonstrukcja jednoczesna, jak nazwa wskazuje, bazuje na tym, że obliczenia wykonuje się dla wszystkich projekcji i na całej macierzy wokseli jednocześnie.

Korekcja promień po promieniu polega na iteracyjnych cyklach obliczeń dla każdej z projekcji. Tego rodzaju obliczenia zastosowano w pierwszym EMI Scanner. Zwykle potrzeba od 6 do 12 projekcji, aby uzyskać zadowalającą dokładność obrazu (Goldman, 2007).

Korekcja punkt po punkcie charakteryzuje się tym, że obliczenia są prowadzone po kolei dla każdego wokselu – uwzględniając wszystkie projekcje, w których promienie rentgenowskie przechodziły przez ten woksel.

Korzystając z tych algorytmów, wykorzystuje się także statystyczne profile szumów w celu uzyskania dodatkowej przejrzystości obrazu i tłumienia szumu.

Wykazano, że w porównaniu ze standardowymi metodami projekcji wstecznej z filtrem, technika iteracyjna zmniejsza dawkę promieniowania podawaną pacjentowi nawet o 50% (Romans, 2011).



Rysunek 22. Schemat działania metody iteracyjnej, promień po promieniu (opracowanie własne na podstawie domeny publicznej)

## Artefakty

System jednostek Hounsfielda i jakość otrzymanych zdjęć TK nie są oczywiście niezawodne – mogą pojawiać się liczne artefakty, czyli niedokładności w pomiarach, będące skutkiem nieidealności technicznej aparatu TK bądź zakłóceń zewnętrznych i mogące czasem symulować patologie. Eliminacja niektórych artefaktów może umożliwić zmniejszenie dawki promieniowania, którą otrzymuje pacjent i skanowanie oraz otrzymywanie obrazu w wyższej rozdzielczości.

Do najczęściej pojawiających się artefaktów zalicza się:

- artefakty ruchowe,
- artefakty aliasingu (ang. aliasing artifacts, undersampling),
- artefakty uśredniania objętości (ang. partial volume artefacts),
- artefakty pierścieniowe (ang. ring artifacts),
- artefakty metaliczne (ang. metal artifacts),
- utwardzanie wiązki (ang. beam hardening) i rozpraszanie wiązki (ang. beam scatter),
- pseudowzmocnienie (ang. pseudoenhancement),
- artefakty wiatraka (ang. windmill artifacts),
- artefakty stożkowe (ang. cone-beam artifacts),
- szумы (ang. noises).

### **Artefakty ruchowe**

Artefakty ruchowe wynikają z poruszania się pacjenta w trakcie badania, pracy układu oddechowego, bicia serca czy pracy jelit i powodują rozmycie się obrazu. Obecnie, ponieważ czasy akwizycji są bardzo krótkie, problem ten jest marginalny i najczęściej pojawia się przy badaniach klatki piersiowej. Ewentualnym, niekontrolowanym ruchom pacjenta można zapobiec poprzez komfortowe ułożenie go za pomocą odpowiednich poduszek.

### **Aliasing**

Artefakty aliasingu (undersampling) związane są z pracą przetwornika analogowo-cyfrowego. Wynikają z niewielkiego próbkowania sygnałów i doprowadzają do powstania niedokładnego tomogramu.

### **Efekty uśredniania objętości**

Efekty uśredniania objętości występują w sytuacji, gdy tkanki o różnych współczynnikach absorpcji znajdują się na tym samym pikselu lub wokselu – powstały sygnał jest proporcjonalny do średniej wartości tych tkanek, czyli dla jednego z elementów wartość HU jest zaniżana.

Najczęściej uśrednianie objętości pojawia się przy angiografii. Zmarginalizowanie tego artefaktu w najnowszych generacjach TK udało się uzyskać dzięki znacznemu zmniejszeniu wymiarów wokselu.

### **Artefakty pierścieniowe**

Artefakty pierścieniowe wynikają ze złej kalibracji lub uszkodzenia detektorów i przejawiają się jasnym lub ciemnym pierścieniem na środku obrotu zakreślonym przez ten detektor. Są charakterystyczne dla tomografów komputerowych wykorzystujących ruchome detektory (trzecia generacja). Artefakty pierścieniowe można wyeliminować poprzez rekaliibrację lub wymianę detektora (Barret, Keat, 2004).

## **Artefakty metaliczne**

Artefakty metaliczne to nieprawidłowości wynikające z wszelkich elementów metalicznych, które znajdują się w pacjencie (np. śruby) lub na pacjencie (np. wisiorki, bransoletki). Większość współczesnych aparatów TK umożliwia komputerową obróbkę danych tak, aby zmniejszyć wpływ tych artefaktów na obraz (MDT – ang. *Metal Deletion Technique*). Niekiedy użycie MDT może doprowadzić do uszczegółowienia, a nawet zmienienia diagnozy (Boas, 2012).

## **Utwardzanie oraz rozpraszanie wiązki**

Utwardzanie oraz rozpraszanie wiązki powodują powstanie ciemnych smug między dwoma obiektami o wysokich współczynnikach tłumienia, takich jak metale, kości lub zastosowane w badaniu kontrasty. Wokół ciemnych smug pojawiają się także jasne smugi. Te dwa zjawiska są szczególnie problematyczne w TK głowy, obrazowaniu zmian w nerkach oraz w przypadku metalowych implantów.

Wiązka promieniowania rentgenowskiego wychodząca z lampy zawiera fotony o różnych energiach (mimo założenia i jak najdokładniejszego dążenia do wiązki monochromatycznej), które oscylują wartościami wokół średniej energii wiązki. Gdy wiązka przechodzi przez gęsty obszar (o wysokich współczynnikach tłumienia), to fotony o niższej energii zostają w dużej mierze przez niego pochłonięte, a fotony o wyższej energii – tylko w części. Powoduje to zawyżenie średniej energii wiązki, co skutkuje zaniżeniem wartości HU i przedstawieniem obrazu jako „ciemniejszy” (Barret, Keat, 2004).

Rozproszone fotony stanowią jeden z najbardziej szkodliwych artefaktów w tomografiach wykorzystującą szeroką wiązkę promieniowania (wielkość rozproszenia jest prawie liniowo proporcjonalna do szerokości wiązki). Nie można ich w pełni wyeliminować, ale można je zminimalizować korzystając z różnych technik redukcji – stosując kolimatory, siatki przeciwrozpraszające lub szczeliny powietrzne oraz za pomocą odpowiednich algorytmów korekcji rozproszenia (Malusek, 2008).

## **Pseudowzmocnienie**

Pseudowzmocnienie jest artefaktem występującym przy badaniu TK z kontrastem i stanowi spore obciążenie przy badaniu torbieli nerek. Każda ocena zmian w nerkach musi uwzględniać wpływ pseudowzmocnienia. Pseudowzmocnienie występuje, ponieważ torbiele te, po podaniu kontrastu dożylnego, fałszywie zwiększają liczbę jednostek HU. Jest to spowodowane dwoma innymi artefaktami – utwardzaniem i rozpraszaniem wiązki (mimo, że nie zawsze pojawiają się charakterystyczne dla tych artefaktów smugi) (Birnbau i in., 2007).

Zmiany w nerkach uważa się za istotne, kiedy między prześwietleniem bez kontrastu, a prześwietleniem z kontrastem występuje różnica  $\geq 20$  HU. Wzrost tłumienia promieniowania o 10-20 HU uważany jest za „nieokreślony”, ponieważ mogą to być łagodne cysty wykazujące pseudowzmocnienie (Boas, Fleischmann, 2012).

## **Artefakty wiatraka**

Artefakty wiatraka związane są z tomografami helikalnymi. Polegają one na zniekształceniu obrazu w płaszczyźnie osiowej – ich wygląd charakteryzuje się równie oddalonymi jasnymi smugami, które odbiegają od ogniskowej struktury o dużej gęstości. Artefakty wiatraka spowodowane są nieodpowiednim próbkowaniem danych w wyniku wielu rzędów detektorów, które przecinają się z płaszczyzną rekonstrukcji podczas każdego obrotu gantry (Triche i in., 2019).

## **Artefakty stożkowe**

Artefakty stożkowe występują przy MDCT, gdzie wiązka wachlarzowa jest zastąpiona przez stożkową. Powoduje to, że detektory zbierają dane odpowiadające objętości zawartej między dwoma stożkami, a nie dane odpowiadające płaszczyźnie, co może doprowadzić do „niedopróbkowania” w kącie stożka (Barret, Keat, 2004). Artefakty te nasilają się przy wzroście liczby rzędów detektorów. Można je zminimalizować za pomocą odpowiednich technik rekonstrukcji oraz zapewnienie odpowiedniego próbkowania (Boas, Fleischmann, 2012).

## **Szumy**

Każdy użytkownik dowolnego urządzenia elektrycznego musi liczyć się z tym, że nie oto jest idealne i mogą w wyniku jego działania powstawać szumy elektryczne. W TK można wyróżnić trzy główne czynniki powodujące występowanie szumów (Hsieh, 2015).

Pierwszym z nich są fizyczne ograniczenia systemu, czyli szum pochodzący od fotodiody, szum w DAS, promieniowanie rozproszone i inne.

Drugim z nich jest proces generowania obrazu, czyli rodzaje algorytmów rekonstrukcji, ich parametry i skuteczność (Diwakar, Kumar, 2018).

Trzecim z nich są szumy kwantowe, które określa się przez strumień promieniowania rentgenowskiego lub liczbę wykrytych fotonów. Na te źródła szumów wpływają głównie technika skanowania (napięcie lampy, prąd lampy, grubość warstwy, szybkość skanowania itp.), która określa liczbę fotonów rentgenowskich docierających do pacjenta, oraz wydajność skanera (QDE, GDE), która określa jaki procent fotonów, które opuściły ciało pacjenta, zamienianych jest w sygnał.

Istnieją różne metody „odszumiania” obrazów TK. Nie ma jednak jednej skutecznej metody, ponieważ każda z nich niesie za sobą różne konsekwencje związane ze zniekształceniem obrazu.

Artefakty występujące w obrazowaniu TK mają różne pochodzenie – mogą one wynikać z postawy pacjenta, zachodzących zjawisk fizycznych lub niedoskonałości aparatury. Każdy z artefaktów w większym lub mniejszym stopniu przyczynia się do pogorszenia jakości obrazu, a co za tym idzie – może doprowadzić do niedokładnej lub błędnej analizy tomogramu i postawionej diagnozy. Wypracowano wiele metod minimalizacji pojawiających się artefaktów. Przy ich stosowaniu należy jednak zachować umiar, ponieważ zdarza się, że próby minimalizacji przy jednym z artefaktów mogą przyczynić się do zwiększenia innego artefaktu i jeszcze poważniejszego pogorszenia obrazu.

## 5. Spektralna tomografia komputerowa

We wcześniejszych rozdziałach przedstawiony został rozwój metod tomografii komputerowej, w których wykorzystywano promieniowanie rentgenowskie o określonej energii. Oddziaływanie promieniowania z materią jest uzależnione nie tylko od rodzaju absorbentu, ale także od energii promieniowania. W związku z tym było wiadomo, że zastosowanie rozwiązań technicznych, które umożliwią zastosowanie wiązek promieniowania o zróżnicowanej energii, da lepsze efekty w rozróżnianiu obiektów o różnych gęstościach (efektywnych liczbach atomowych). W początkowej fazie rozwoju metod tomografii komputerowej przewidywania teoretyczne napotkały na przeszkody technologiczne, które to stosunkowo niedawno udało się przezwyciężyć.

### 5.1. Początek zainteresowania techniką wieloenergetycznej tomografii komputerowej

Jak zostało przedstawione w poprzednim rozdziale, od momentu pojawienia się tomografii komputerowej – technologia ta cały czas się rozwijała. Każda kolejna generacja aparatów TK starała się rozwiązywać problemy poprzednich generacji. Zmiany te dotyczyły głównie wzajemnego ułożenia detektora i lampy rentgenowskiej oraz liczby detektorów. To, co pozostawało niezmiennie przez wszystkie omówione wcześniej generacje TK, to lampa. W każdej generacji obecna była jedna lampa, która emitowała, w założeniu, monochromatyczną wiązkę promieniowania.

Problemem, którego nie udało się w tamtych czasach rozwiązać było to, że wartości pikseli na tomogramie, które były uzależnione od gęstości danego obiektu, nie uwzględniały jego składu pierwiastkowego. Co za tym idzie, różnicowanie i klasyfikacja niektórych typów tkanek o podobnej gęstości (reprezentowanych przez podobne liczby HU) była dość uciążliwa. Oprócz tego, trudnością w rozróżnianiu tkanek była także obecność obok siebie wielu typów tkanek, co pogarsza dokładność, z jaką można mierzyć stężenie poszczególnych elementów.

Rozwiązaniem tych problemów okazało się być dodanie do aparatu TK kolejnej lampy rentgenowskiej, czyli de facto drugiej energii promieniowania. Oznacza to, że stosując tomografię o podwójnej energii, można w trakcie jednego badania wykorzystać pomiary absorpcji promieniowania przy różnych energiach w celu rozróżnienia elementów ludzkiego organizmu oraz różnicowania i określania składu badanych materiałów.

Wprowadzenie drugiej wiązki promieniowania dało początek ogólnie pojętej spektralnej (wieloenergetycznej) tomografii komputerowej (ang. *spectral computer tomography*). Sama idea tomografii wieloenergetycznej nie jest nowa i była już znana od samego początku istnienia TK – jednak ze względu na trudności technologiczne, udało się ją wprowadzić dopiero kilkadziesiąt lat później (w 2006 roku).

Pierwszy raz dostrzegł to i opisał Godfrey Hounsfield w 1973 roku: „Wykonano dwa zdjęcia tego samego wycinka, jedno przy 100 kV, a drugie przy 140 kV (...) tak, aby można było wzmocnić obszary o wysokich liczbach atomowych. Przeprowadzone dotychczas testy wykazały, że jod ( $Z = 53$ ) można łatwo odróżnić od wapnia ( $Z = 20$ )”. Metoda ta nie zyskała jednak powszechnej akceptacji. Wśród głównych powodów tej niepopularności można było wyróżnić długie czasy skanowania, większą dawkę dla pacjenta, ograniczoną rozdzielczość przestrzenną oraz niemożność zastosowania środków kontrastowych i analizy spektralnej (Kelcz i in., 1979).

Dwuenergetyczna tomografia komputerowa (ang. *Dual Energy Computed Tomography, DECT*) jest metodą obrazowania, która wykorzystuje podczas badania symultanicznie dwie energie – wysoką (140 keV) oraz niską (80 keV). Dzięki temu wykorzystuje się fizyczne właściwości tkanek, dla których stopień absorpcji promieniowania zależy od energii promieniowania. Sumowanie i interpolacja obrazów powstałych w ten sposób umożliwiają rekonstrukcję obrazów pośrednich, które otrzymano by za pomocą aparatu jednoenergetycznego w zakresach energii od 40 do 140 keV (Kraśnicki i in., 2012).

Obrazy uzyskane dla niskiej energii mają wysoki kontrast przy jednocześnie zwiększonym poziomie szumu, natomiast obrazy dla wysokich energii mają bardzo niski poziom szumu, lecz gorszy kontrast. Napięcie lampy niższe niż 80 kV nie jest zalecane ze względu na właściwości absorpcji fotonów przez organizm ludzki. Z drugiej strony, wartości przekraczające 140 kV mogą skutkować bardzo niskim kontrastem tkanek miękkich. DECT umożliwia także zmniejszenie artefaktów związanych z efektem utwardzania wiązki, które występują podczas rekonstrukcji monoenergetycznej tomografii komputerowej.

W 1976 roku, Robert Alvarez oraz Albert Macovski, w artykule pt. „*Energy-selective reconstructions in x-ray computerized tomography*”, opublikowanym w *Physics in Medicine and Biology*, przedstawili swoje badania dotyczące dwuenergetycznej metody TK. Wykazali oni, że w przypadku widm polienergetycznego promieniowania rentgenowskiego można dodatkowo oddzielić zmierzone współczynniki tłumienia na składowe pochodzące od efektu fotoelektrycznego i od efektu Comptona.

Spektralna tomografia komputerowa daje możliwość lepszej analizy obrazów TK oraz uzyskania dodatkowych informacji na temat tkanek. Przyczynia się także do szybszego zauważania i wykrywania procesów patologicznych, w tym zmian nowotworowych.

Istnieją trzy główne wymagania dotyczące spektralnego obrazowania tomograficznego. Pierwsze z nich jest takie, że, co oczywiste, źródła promieniowania muszą dostarczać fotony o różnych energiach. Po drugie, detektory muszą być zdolne do odróżniania energii fotonów. Po trzecie, do odpowiedniego scharakteryzowania odpowiednich tkanek, potrzebna jest dostateczna różnica we właściwościach widmowych (liczba atomowa  $Z$ ) badanych materiałów (Johnson i in., 2011).

## 5.2. Dwuenergetyczna tomografia komputerowa

Dostępne są trzy główne komercyjne koncepcje DECT, z trzema różnymi sposobami zapewnienia równoczesnego gromadzenia danych podczas jednego badania.

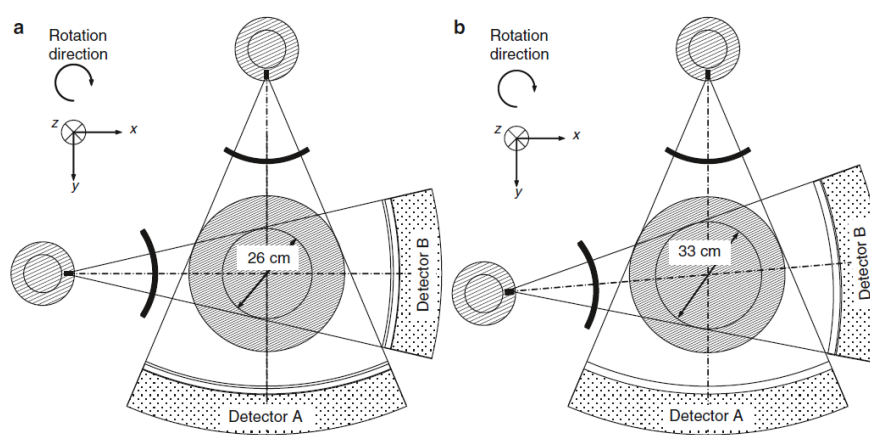
### Dwie lampy rentgenowskie

Koncepcja, która została opracowana przez firmę Siemens Medical Solutions, opiera się na technologii dwóch lamp rentgenowskich pracujących jednocześnie (ang. *Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography*).

Zastosowanie oddzielnych lamp umożliwia niezależną regulację napięcia oraz prądu lampy, a także pomaga zoptymalizować separację widm o niskiej i wysokiej energii. Lampy pracują w dwóch trybach energii: 140 i 80 kVp lub 140 i 100 kVp oraz są ustawione względem siebie pod kątem prostym. Ustawienie to powoduje, że otrzymujemy małe FOV – w zależności od wersji, 26 cm (Somatom Definition) lub 33 cm (Somatom Definition Flash).

Detektory, w zależności od wersji, są ułożone w 64 lub 128 rzędach (odpowiednio Somatom Definition i Somatom Definition Flash) i ustawione prostopadłe do lamp, co umożliwia symultaniczną pracę obu zestawów lampa-detektory.

Problem stanowi tzw. „rozpraszanie krzyżowe”, które powoduje powstawanie dodatkowych odchyłek oraz szumów. Ponieważ dane z projekcji są zbierane pod różnymi kątami, dla danego położenia osi z występuje przesunięcie o  $90^\circ$ . W rezultacie występuje co najmniej 70 ms opóźnienia lub „czasowego pochylenia” między pomiarem wysokoenergetycznym a odpowiadającym mu pomiarem niskoenergetycznym. To zjawisko stanowi faktyczny problem, zwłaszcza jeśli występuje dodatkowo jakkolwiek ruch pacjenta. W związku z tym zestawy danych o wysokiej i niskiej energii są oddzielnie rekonstruowane przez filtrowaną projekcję wsteczną. Wprowadzone są także modyfikacje techniczne i optymalizacje mające na celu redukcję rozpraszania krzyżowego oraz korekty stosowane podczas rekonstrukcji obrazu w celu przynajmniej częściowego złagodzenia tych efektów (Forghani i in., 2007).



Rysunek 23. Schemat urządzenia SIEMENS Dual Energy CT:

a) SOMATOM Definition; b) SOMATOM Definition Flash (Johnson i in., 2011)

## Dwuwarstwowe detektory

Koncepcja zaproponowana przez firmę Philips Healthcare, opiera się na zastosowaniu konfiguracji dwuwarstwowego skanera wielodetektorowego z jedną lampą rentgenowską wykonującą akwizycję przy wysokiej energii - 120 lub 140 keV (ang. *Layered Detector Dual-Energy Computed Tomography*).

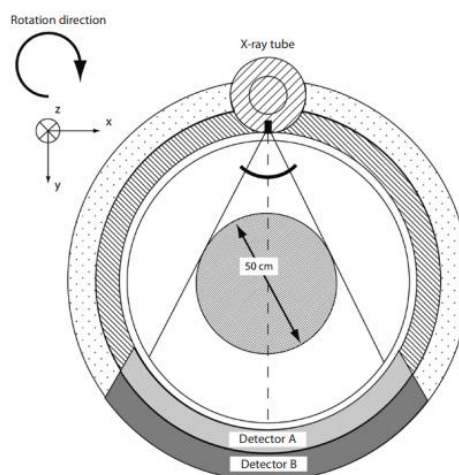
Detektor posiada dwie warstwy scyntylatorów, które mają maksymalną czułość dla różnych energii fotonów promieniowania rentgenowskiego. W przekroju poprzecznym detektory składają się z 2 warstw scyntylatorów umieszczonych bezpośrednio na sobie, z opcjonalnym filtrem międzywarstwowym.

Górna (wewnętrzna) warstwa absorbuje większość niskoenergetycznego widma (około 50% całkowitej wiązki), a dolna (zewnątrzna) warstwa detektora absorbuje fotony o wyższej energii. Obrazy są rekonstruowane oddzielnie od danych z górnej i dolnej warstwy.

Ponieważ separacja energii znajduje się na poziomie detektora i nie opiera się na różnych widmach energii generowanych u źródła, to nie występuje opóźnienie czasowe. Fakt, że lampa zawsze działa przy wysokich wartościach kVp, skutkuje wysoką całkowitą mocą promieniowania rentgenowskiego. Ze względu na konstrukcję detektora, w której większość niskoenergetycznych fotonów jest absorbowana przez pierwszą warstwę, w efekcie następuje „filtracja” tych fotonów i utwardzenie widma pochłanianego przez drugą warstwę.

Główną wadą tego systemu jest mniejsza separacja energii, ponieważ właściwości absorpcji scyntylatora nie zapewniają wyraźnego rozróżnienia między fotonami o niższej i wyższej energii.

W rezultacie kontrast różnicowania materiału jest zmniejszony, chyba że zostanie zastosowana wyższa dawka promieniowania. Użycie filtra międzywarstwowego poprawia separację energii, ale także zmniejsza wydajność dawki.



Rysunek 24. Schemat urządzenia PHILIPS Healthcare Dual Energy CT: zmodyfikowany Brilliance 64 CT (Johnson i in., 2011)

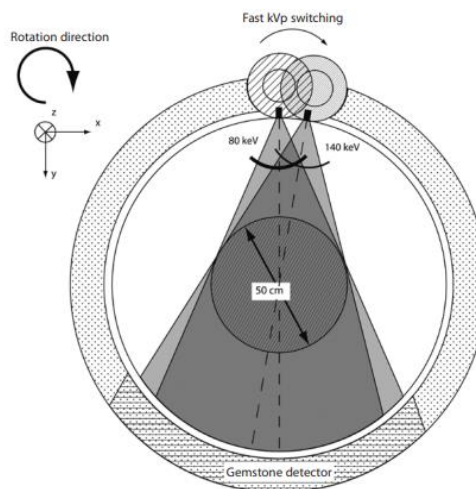
## Szybkie przełączanie napięcia

Koncepcja zaproponowana przez firmę GE Healthcare opiera się na zastosowaniu jednej lampy rentgenowskiej z szybkim przełączaniem napięcia od 80 kVp do 140 kVp (w odstępach około 0,4 ms) (ang. *Single-Source Dual-Energy Computed Tomography with Rapid kVp Switching*).

W tym skanerze napięcie lampy ma kształt fali prostokątnej, a dane projekcyjne są zbierane dla dwukrotnie większej liczby kątów widzenia, w połowie przy wysokim, a w połowie przy niskim napięciu lampy. Rozwiązanie to jest korzystne pod względem finansowym, ale jego wadą jest nieprostokątne utrzymanie napięcia na lampie, co prowadzi do znacznie niższego sygnału przy małej energii niż przy dużej energii. W praktyce, profil czasowy napięcia lampy ma raczej kształt bardziej trapezoidalny niż czysto prostokątny, co prowadzi do tego, że różnica widmowa jest nieco mniejsza niż nominalne napięcia lampy, co należy uwzględnić podczas rekonstrukcji obrazu.

Ponieważ przesunięcie czasowe lub opóźnienie między projekcjami wysokiego i niskiego napięcia wynosi zaledwie 50  $\mu$ s, istnieje doskonała rejestracja czasoprzestrzenna, dzięki czemu system jest ilościowo dokładny i odporny na wszelkie możliwe ruchy pacjenta (Forghani i in., 2007).

Urządzenie firmy GE posiada także 64-rzędowe detektory ze scyntylatorami z kamieni szlachetnych. Zastosowanie kamieni szlachetnych umożliwia dobre różnicowanie różnych energii, wykrywanie szybkich zmian napięcia, a także jednoczesną akwizycję sinogramów o niskim i wysokim kVp, co przyczynia się znacząco do minimalizacji dawki otrzymywanej przez pacjenta (Kraśnicki i in., 2012).



Rysunek 25. Schemat urządzenia GE Healthcare CT: Discovery 750HD (Johnson i in., 2011)

Przedstawione powyżej koncepcje, wraz z dodatkowymi parametrami technicznymi, zebrano w tabeli nr 2.

Tabela 2. Parametry techniczne systemów DECT (Karçaaltıncaba, Aktaş, 2011)

System DECT Parametr	SOMATOM Definition (Siemens)	SOMATOM Definition Flash (Siemens)	Brilliance 64 CT (Philips)	Discovery 750HD (GE)
Konfiguracja detektorów	2x32x0,625	2x64x0,625	2x32x0,625	64x0,625
Grubość plastra [mm]	0,6/1,2	0,6/1,2	0,625/1	0,625/1,25
FOV [cm]	26	33	50	50
Czas pomiędzy pojedynczymi skanami [ms]	83	75	-	0,3 – 0,5
Stosowana technika	2 lampy rtg	2 lampy rtg	Dwuwarstwowe detektory	Szybkie przełączanie kVp
Czas obrotu gantry [ms]	330	300	400	350
Rozdzielczość czasowa [ms]	165	150	-	175

Stosunkowo nowym dodatkiem do systemów DECT jest skaner TwinBeam DECT firmy Siemens AG (ang. *Single-Source Dual-Energy Computed Tomography with Beam Filtration at the Source: TwinBeam Dual-Energy Computed Tomography*) – dwuenergetyczna tomografia komputerowa z pojedynczym źródłem promieniowania, z filtracją wiązki przy źródle.

Separację widmową uzyskuje się na poziomie źródła – wiązka filtrowana jest za pomocą dwóch różnych materiałów – złota i cyny – i w ten sposób następuje jej podział na wiązkę nisko- i wysoko-energetyczną. Odpowiednie połówki detektorów następnie wykrywają widma o niskiej i wysokiej energii (Forghani i in., 2007).

Zaletami tego systemu są: mniejsza złożoność sprzętowa, względnie niski koszt i możliwość użycia TwinBeam DECT jako aktualizacji do niektórych modeli skanerów.

Wśród wad należy wymienić to, że różne części pacjenta są napromieniane wiązkami o niskiej lub wysokiej energii. W związku z tym potrzebne jest zastosowanie skanowania heliakalnego, aby każdy z wokseli był skanowany przy użyciu obu energii. Inną wadą jest to, że centralna część wiązki (ok. 2-3 mm) posiada mieszane widmo energii.

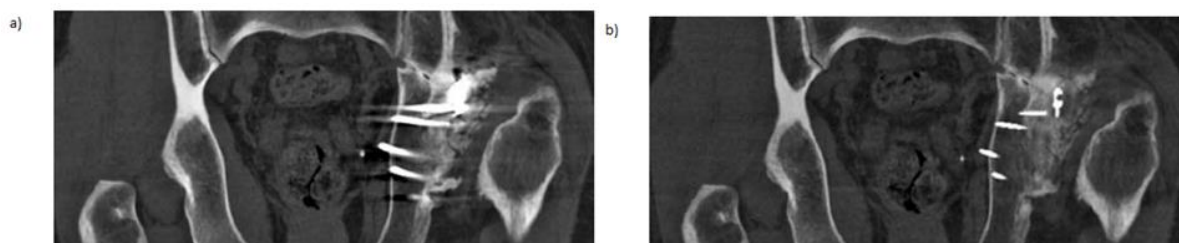
Ponieważ systemy te dostępne są komercyjnie do niedawna i nie są jeszcze zbyt popularne, to istnieje niewiele badań, które opowiedziałyby więcej o pracy TwinBeam DECT i ich wydajności.

## Przykładowe zastosowania w medycynie

### Redukcja artefaktów metalicznych

Dużym problemem przy klasycznej, monoenergetycznej TK, były artefakty metaliczne pochodzące z elementów metalicznych znajdujących się wewnątrz pacjenta i uniemożliwiające ocenę tkanek znajdujących się wokół metalicznego obiektu.

Za pomocą specjalnego algorytmu MAR (ang. *Metal Artefact Reduction*) i użycia dwuenergetycznej TK możliwa jest znaczna redukcja artefaktów metalicznych. Algorytm MAR jest przydatny w precyzyjnej ocenie struktur kostnych u pacjentów z metalowymi implantami – może dostarczyć ważnych informacji o obecności złamań lub obłuzowań w implantach lub wykluczyć stany zapalne w sąsiadujących tkankach (Lee i in., 2012).



Rysunek 26. Obraz miednicy z metalowymi implantami:

a) bez zastosowania algorytmu MAR, b) z zastosowaniem algorytmu MAR

(źródło: Zakład Radiologii Ogólnej, Zabiegowej i Neuroradiologii, Uniwersytet Medyczny we Wrocławiu, 2012)

### Wsparcie przy kamicy moczowej

DECT okazuje się być także pomocną metodą przy diagnostyce schorzeń układu moczowego. Głównym wyzwaniem przy kamicy moczowej jest właściwy dobór metody leczenia dla pacjenta. Pacjentów z kamicą układu moczowego standardowo bada się za pomocą jednoenergetycznej TK. Nie dostarcza ona jednak informacji o składzie złożu krystalicznego. Dzięki zastosowaniu dwuenergetycznej tomografii możliwe jest określenie efektywnej liczby atomowej ( $Z_{eff}$ ) badanego złożu. Lekkie pierwiastki chemiczne (takie jak H, C, N, O) mają mniejszą wartość  $Z_{eff}$  i inaczej pochłaniają promieniowanie rentgenowskie niż pierwiastki cięższe (np. P, Ca, S, I). Znajomość składu chemicznego kamieni lub chociaż jego części może znacząco wpłynąć na wybór odpowiedniego sposobu leczenia i w wielu przypadkach pozwala uniknąć zabiegów inwazyjnych (Kraśnicki i in., 2012).

### Zastosowania sercowo-płucne

Dwuenergetyczna tomografia komputerowa jest przydatnym narzędziem w ocenie zatorowości płucnej – dzięki niej można wykryć zator wewnątrz tętnicy płucnej, niewielki skrzep lub ubytek w perfuzji przy chorobie tkanki płucnej (Kraśnicki i in., 2012).

### Zastosowania neuroradiologiczne

Z powodu artefaktów związanych z utwardzaniem wiązki, szczególnie problematyczne jest dobre obrazowanie przestrzeni wewnątrzczaszkowej, przylegającej do podstawy czaski. DECT eliminuje te artefakty i ułatwia ocenę badanego obszaru, a także zapewnia lepszą wizualizację patologicznych struktur (Kraśnicki i in., 2012).

### **Obrazowanie z użyciem wirtualnego materiału niekontrastowego**

Metodą charakterystyczną dla DECT jest obrazowanie z użyciem wirtualnego materiału niekontrastowego (ang. *virtual non-contrast imaging, VNC*). Jest to technika końcowego przetwarzania obrazów wykorzystywana do tworzenia „bezkontrastowych” obrazów skanów poprzez odjęcie kontrastowego jodu.

Ciężko porównać przydatność VNC do prawdziwych bezkontrastowych obrazów (ang. *true non-contrast, TNC*) – to, które z badań jest właściwsze, zależy od jego charakterystyki.

Badania przeprowadzone przez Sautera i in., których wyniki przedstawili na łamach *European Journal of Radiology* w 2018 roku („*Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images*”), wykazały, że obrazy VNC zapewniają większą dokładność pomiarów HU w porównaniu do TNC. W tych badaniach średnia skuteczna dawka została zmniejszona o jedną trzecią (6,9 mSv) dzięki zastosowaniu VNC. Obrazy VNC wykazują także znacznie mniej szumów we wszystkich tkankach niż obrazy TNC.

### **Inne zastosowania**

Istnieje szereg innych zastosowań dwuenergetycznej tomografii komputerowej, np. automatyczne usuwanie kości w angiografii TK, wykrywanie silikonu w implantach piersi lub obrazowanie objętości perfundowanej krwi.

Największą wadą systemów DECT jest zwiększona dawka promieniowania, którą otrzymuje pacjent. Jednak dzięki odpowiednim algorytmom rekonstrukcji (np. rekonstrukcja iteracyjna), możliwa jest jej minimalizacja.

## **5.3. Tomografia komputerowa z detektorem spektralnym**

Rozwiązaniem problemów DECT, udoskonaleniem tej techniki i prawdziwym przełomem w obrazowaniu tomografii komputerowej okazało się pojawienie się pierwszych tomografów ze spektralnym detektorem (ang. *Spectral Detector Computed Tomography, SDCT*). Podstawą koncepcji SDCT jest fakt, że lampa rentgenowska nie emituje wiązki monoenergetycznej, a całe jej spektrum. Oprócz tego, jako pierwszy aparat tomograficzny, dokonuje separacji energii na poziomie detektorów. Fotony wysokoenergetyczne są wykrywane w zewnętrznej warstwie detektora, a niskoenergetyczne w warstwie wewnętrznej – gwarantuje to pozyskiwanie pełnej informacji widmowej przy każdym skanie (Gabbai i in., 2013). Co jest ważne, pierwsza warstwa (niskoenergetyczna) jest całkowicie transparentna dla promieniowania wysokoenergetycznego.

W klasycznej tomografii komputerowej należy dokonać wyboru między wysokim kontrastem a rozdzielczością przestrzenną obrazu. SDCT daje możliwość obniżenia dawki wirtualnie (po badaniu), dzięki czemu podczas jednego badania można otrzymać zarówno obrazy wysokokontrastowe, jak i obrazy z wysoką rozdzielczością przestrzenną.

W 2013 roku, na corocznym kongresie Radiological Society of North America, firma Philips zaprezentowała tomograf IQon Spectral CT – pierwszy dostępny komercyjnie tomograf spektralny. Urządzenie okazało się mieć gigantyczny potencjał, a firma Frost Sullivan przyznała tomografowi IQon tytuł najważniejszej premiery radiologicznej roku (Winiarski, 2014).

Jak podaje producent na swojej stronie internetowej [e]: „Aparat IQon Spectral CT uzupełnia tradycyjne obrazy TK o dane spektralne za sprawą nowego, dwuwarstwowego detektora spektralnego. Dzięki zastosowaniu scyntyлятора itrowego, detektor (...) jednocześnie identyfikuje fotony o wysokiej i niskiej energii, umożliwiając nie tylko wizualizację struktur anatomicznych, lecz także określenie składu kluczowych struktur za pomocą koloru”.

Oprócz tego, aparat jest wyposażony w modelowy rekonstruktor iteracyjny IMR, który umożliwia uzyskanie obrazów pozbawionych szumów, przy ciągłym zachowaniu wysokiej rozdzielczości. Jest to szczególnie przydatne przy obrazowaniu organów mięszzowych, gdzie występują niewielkie zmiany w gęstości tkanki pomiędzy tkanką zdrową a tkanką ze zmianami nowotworowymi.

Badania przy pomocy SDCT przeprowadzane są najczęściej przy napięciu 120 kVp. Następnie przeprowadzana jest rekonstrukcja iteracyjna i otrzymuje się trzy obrazy: dla niskiej energii, wysokiej energii oraz obraz tradycyjny, będący fuzją dwóch wcześniejszych obrazów.

Dzięki temu wykonywane jest jedno badanie dwuenergetyczne za pomocą jednej wiązki, co nie wydłuża czasu całego badania oraz nie doprowadza do zwiększonej dawki otrzymywanej przez pacjenta.

Oprócz tego, co może dostarczyć konwencjonalny aparat CT, SDCT zbiera także informacje do analizy spektralnej, analizy materiałowej oraz wirtualnych badań monoenergetycznych. Wszystkie dane zbierane są podczas jednego badania i mogą być jednocześnie wykorzystywane przez radiologów podczas analiz.

Badania spektralne polegają na barwnej prezentacji obrazów radiologicznych, co umożliwia precyzyjne różnicowanie poszczególnych struktur anatomicznych.

Analiza materiałowa może dostarczyć informacji nt. zawartości wody lub jodu (mapy jodowe) w badanych obszarach. Za pomocą wzorców powiązanych z pacjentem można tworzyć modele poszczególnych tkanek i określać ich skład.

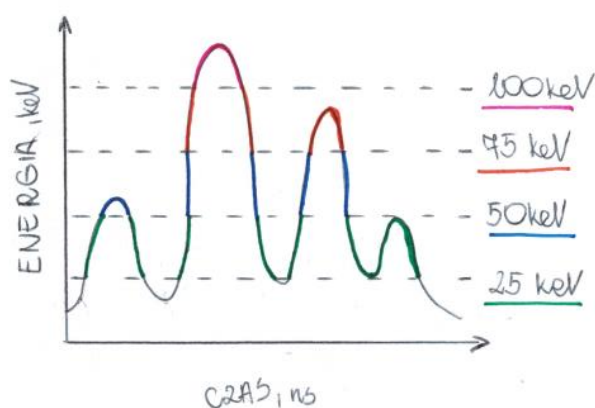
Wirtualne badania monoenergetyczne (ang. *virtual monoenergetic imaging, VM*) stanowią najbezpieczniejszą metodę badań kontrastowych. Niższe wartości podawanego napięcia powodują lepsze tłumienie środka kontrastowego, co przekłada się na poprawienie jakości obrazu oraz lepsze uwidocznienie zmian patologicznych. Przy wyższych wartościach napięcia, badania VM zapewniają mniejsze artefakty utwardzania wiązki, zmniejszoną dawkę jodu dla pacjenta oraz lepszy kontrast między obszarami wzmacniającymi i niewzmacniającymi (Albrecht i in., 2019). Oprócz tego, dzięki SDCT możliwe jest skorygowanie wszelkich błędów związanych z podawaniem kontrastu (po wykonaniu badania) oraz wygenerowanie wirtualnego obrazu bezkontrastowego.

## 5.4. Tomograf komputerowy z detektorem zliczania fotonów

Pomimo wysokiego zaawansowania technologicznego, DSCT nie zawsze zapewniają dostatecznie optymalne wyniki. Najnowszym i najbardziej zaawansowanym rozwinięciem idei spektralnej tomografii komputerowej są tomografy z detektorami zliczającymi fotony (ang. *Photon-Counting Detector Computed Tomography, PCD CT*). Systemy PCD, jak nazwa może trafnie sugerować, zliczają pojedynczo każdy foton, niezależnie od jego energii.

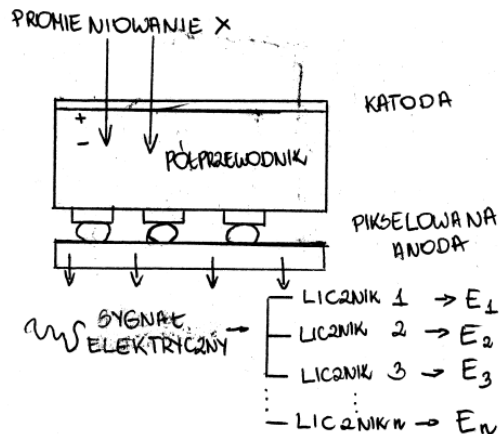
Zliczanie fotonów dokonuje się w progach energetycznych, których liczba wynosi od dwóch do ośmiu. Oznacza to, że jeśli mamy dwa progi – przykładowo 60 keV i 110 keV, to fotony są zliczane w dwóch grupach – te o energii od 60 keV do 109 keV oraz te od 110 keV.

Dzięki możliwości wprowadzania kilku progów energetycznych, sposób zbierania danych można dostosować do parametrów pacjenta i tego, czego oczekuje się od badania.



Rysunek 27. Schemat zliczania fotonów według progów energetycznych, opracowanie własne

PCD jest detektorem półprzewodnikowym, który wykorzystuje technologię bezpośredniej konwersji do wykrywania promieni rentgenowskich i od razu przekształca fotony w pary dziura-elektron. Przy napięciu polaryzacji przyłożonym do półprzewodnika, elektrony przemieszczają się z katody do anody i są przez nią zbierane w celu generowania sygnałów elektronicznych. Najpopularniejszymi materiałami półprzewodnikowymi są tellurek kadmu (CdTe), tellurek kadmowo-cynkowy (CdZnTe) oraz arsenek galu (GaAs) (Iwanczyk i in., 2009). Ponieważ w detektorach występuje silne pole elektryczne pomiędzy katodą a anodami (podzielonymi na piksele), to nie ma potrzeby stosowania dodatkowych warstw rozdzielających, co przekłada się na zwiększenie geometrycznej rozdzielczości przestrzennej. Rozmiary PCD mogą wynosić od 0,2 do 0,5 mm, gdzie detektory w konwencjonalnej TK są rozmiarów 1,0–1,4 mm (Taguchi, Iwanczyk, 2013).



Rysunek 28. Schemat półprzewodnikowego PCD (opracowanie własne na podstawie (Leng i in., 2019))

PCD CT zawierają wszystkie zalety SDCT, DECT oraz kilka własnych, w tym skuteczniejsze minimalizowanie artefaktów. W porównaniu do konwencjonalnych CT, PCD CT może pozwolić na zmniejszenie dawki promieniowania, otrzymywanej przez pacjenta podczas badania, zwiększenie rozdzielczości przestrzennej i możliwość jednoczesnego użycia kilku środków kontrastowych (Willeminck i in., 2018).

W PCD CT artefakty takie jak szумы i utwardzanie wiązki można bardzo łatwo wykluczyć z danych pomiarowych. Ponieważ szумы zwykle są interpretowane jako sygnały o niskiej amplitudzie (PCD traktuje je jak foton), to wystarczy ustawić próg niskiej energii na wyższą wartość niż energia związana z amplitudą szumów – w ten sposób szумы wciąż są, ale nie są wliczane do powstawania obrazu. Analogicznie dzieje się przy efektach utwardzania wiązki – wystarczy ustawić odpowiednio wysoki próg energetyczny dla fotonów. Dzięki temu otrzymywane wartości HU są bardziej „stabilne”, a obraz zawiera mniej smug i jest lepszej jakości, nawet przy niskiej energii.

Wśród najważniejszych problemów technicznych, jakie występują przy PCD, znajdują się rozszczepienie sygnału na granicy dwóch pikseli detektora, co powoduje zliczenie jednego wysokoenergetycznego fotonu jako kilka z mniejszą energią, oraz szybkość uderzania fotonów w detektory – jeśli fotony trafiają w piksel w bardzo krótkich odstępach czasu, to detektor może potraktować kilka fotonów o mniejszej energii jako jeden foton o dużej energii, co prowadzi do błędnego zliczania.

Główne różnice między detektorami w konwencjonalnych TK a PCD przedstawiono w tabeli nr 3.

Tabela 3. Porównanie parametrów detektorów w konwencjonalnych TK i PCD. Opracowanie własne na podstawie (Leng i in., 2019).

Parametr	Detektory scyntylicyjne w TK	PCD
Mechanizm detekcji	Dwuetapowy – najpierw następuje przekształcenie na światło widzialne, a potem na sygnał elektryczny	Bezpośrednia konwersja promieniowania X na sygnał elektryczny
Informacja o energii	Tracona w trakcie dwuetapowego mechanizmu detekcji	Pary dziura-elektron tworzą sygnał, którego wielkość jest proporcjonalna do energii fotonu
Rozmiar pikseli	Ograniczony przez szerokość przegrody między pikselami	Przegrody między pikselami nie są konieczne, przez co rozmiary pikseli mogą być mniejsze (0,2 – 0,5 mm)
„Waga” fotonów	Wysokoenergetyczne fotony mają większe znaczenie, co prowadzi do pogorszenia kontrastu między tkanką miękką a jodowanym materiałem kontrastowym	Wszystkie energie fotonów mają taką samą wartość
Szumy	Zauważalne przy niskoenergetycznym skanie lub przy otyłych pacjentach	Mogą być niemierzone poprzez wybór wyższego progu energetycznego
Obrazowanie wieloenergetycznej	Wymaga podwójnego badania lub podwójnego źródła promieniowania	Uzyskiwane w trakcie jednego badania z zastosowaniem ekspozycji z jednej lampy

Możliwości i zastosowania w medycynie dla PCD CT są analogiczne jak te w DECT i SDCT, które przedstawiono w rozdziałach 5.2. oraz 5.3, z uwzględnieniem dodatkowych zalet i predyspozycji PCD, wpływającymi na jeszcze lepsze wyniki badania.

Pojedynczy piksel w PCD dostarcza znacznie więcej informacji niż tylko przypisana mu wartość HU tak, jak w konwencjonalnej TK. Dla każdego piksela można odczytać takie informacje jak: współczynnik liniowego tłumienia, efektywna liczba atomowa, gęstość elektronów i typ tkanki (Taguchi, Iwanczyk, 2013).

Aby w pełni wykorzystywać możliwości PCD CT, należy równolegle rozwijać technologie związane z lepszymi technikami przetwarzania i przedstawiania obrazu i tworzeniem oprogramowania stworzonego do obsługi tych innowacyjnych rozwiązań.

Ponieważ PCD to dość nowe narzędzie w radiologii, to dopiero trwają liczne badania, które mogłyby wykazać na ile naprawdę można je wykorzystać w tomografii komputerowej i jak duże zyski dla niej może przynieść ich szersze i bardziej powszechne stosowanie.

## **Nanocząsteczki**

Obrazowanie PCD CT otwiera także drzwi do nowatorskiego rozwiązania, jakim jest molekularna tomografia komputerowa z zastosowaniem nanocząsteczkowych środków kontrastowych. Ponieważ dzięki spektralnej TK jest możliwe otrzymywanie obrazów w kolorze, a nie tylko w odcieniach szarości, zastosowanie różnych nanocząsteczek jako kontrastów umożliwi lepsze zobaczenie obrazowanych struktur.

Nanocząsteczkowe środki kontrastowe znalazły swoje zastosowanie między innymi w obrazowaniu TK układu sercowo-naczyniowego. Za pomocą nanocząsteczek składających się z atomów bizmutu oraz kwasów tłuszczowych, możliwe jest uwidacznianie skrzepów w układzie krwionośnym (Huang, 2017). Siarczan baru ( $BaSO_4$ ) używany jest w obrazowaniu przewodu pokarmowego (Taguchi, Iwanczyk, 2013). Z kolei nanocząsteczki złota, ze względu na swoją niską cytotoksyczność, doskonałą kompatybilność oraz wysoki współczynnik absorpcji promieniowania rentgenowskiego, mają swoje zastosowanie w uwidacznianiu tkanek nowotworowych oraz mogą służyć nie tylko w diagnostyce, ale także w radioterapii (Xi i in., 2012).

## **Sztuczna inteligencja**

Swoje zastosowanie w tomografii komputerowej znajduje także sztuczna inteligencja (ang. *Artificial Intelligence, AI*). Podczas tegorocznej edycji konferencji RSNA (Radiological Society of North America), która odbyła się w dniach 29.11 – 05.12.2020 r., firma United Imaging Healthcare przedstawiła swój nowy system – tomograf komputerowy uCT® ATLAS1. Aparat ten posiada 640 warstw detektorów o grubości 0,5 mm, 82 cm średnicę otworu gantry oraz 6 progów energetycznych [f]. Użycie algorytmów AI daje możliwość ulepszenia jakości obrazu oraz zmniejszenia ekspozycji na promieniowanie rentgenowskie, a także dalszego rozwoju na podstawie uczenia maszynowego.

## 6. Podsumowanie

Jak pokazał powyższy przegląd literaturowy, pojawienie się tomografii komputerowej szybko zrewolucjonizowało świat medycyny i wiedzy o człowieku. Możliwym okazało się zajrzenie „w głąb” ciała człowieka bez naruszania stałości ciała i rozpoczęcie ery diagnostyki zmian tkankowych i licznych chorób, w tym pulmonologicznych, naczyniowo-sercowych, urologicznych oraz onkologicznych.

Tomografia komputerowa ani przez chwilę nie stała w miejscu, ciągle się rozwijała. Kiedy pojawiał się jakiś problem związany z pracą danej grupy tomografów, od razu myślano o sposobie jego rozwiązania. W ten sposób co kilka lat pojawiała się nowa generacja aparatów TK, która, oprócz próby eliminacji lub minimalizacji problemów poprzedniej generacji, zawierała także coś nowego, innowacyjnego, poprawiającego jakość badania lub powstającego po nim tomogramu.

Na początku największymi wyzwaniami było znalezienie odpowiedniego względnego ułożenia lampy rentgenowskiej oraz detektorów oraz skrócenie czasu badania. Największy przeskok technologiczny można zauważyć przy artefaktach. Od momentu pojawienia się tomografów trzeciej i czwartej generacji to głównie one były motywacją do prac nad kolejnymi udoskonaleniami w technice obrazowania tomograficznego.

Faktycznym przełomem w całej tomografii komputerowej okazało się wprowadzenie do użytku spektralnej tomografii komputerowej. Wieloenergetyczność, którą można realizować na wiele sposobów, umożliwiła jeszcze szybsze wykonywanie badań, ich analizowanie oraz stawianie bardziej precyzyjnych diagnoz i planów leczenia. Stale polepszana jest też jakość powstających obrazów oraz zmniejszanie dawki promieniowania dla pacjenta. Pojawienie się w spektralnej tomografii komputerowej nanocząstek oraz sztucznej inteligencji jeszcze bardziej zwiększyło jej możliwości.

Mimo, że tomografia komputerowa stoi teraz na bardzo wysokim poziomie, to wciąż w najnowszych aparatach pojawiają się problemy, które obecnie ciężko wyeliminować.

Biorąc pod uwagę ogólną prędkość rozwoju świata techniki i medycyny można mieć śmiałą nadzieję, że w przeciągu kilku najbliższych lat pojawią się technologie rozwiązujące obecne niedogodności związane z TK, a może nawet technologie, które po raz kolejny będą przełomem w obrazowaniu tomograficznym.

## Bibliografia

1. Abdulla S., Clarke C., *FRCR Physics Notes: Medical imaging physics for the First FRCR examination*, Radiology Café Publishing 2020
2. Ahuja B.B., Arati M., Chongule V., *Clinical Case Study: Spine Modeling for Minimum Invasive Spine Surgeries (MISS) using Rapid Prototyping*, COPEN 10, 07-09.12.2017 r., Indian Institute of Technology Madras
3. Albrecht M.H., Vogl T.J., Martin S.S., Nance J.W., Duguay T.M., Wichmann J.L., De Cecco C.N., Varga-Szemes A., van Assen M., Tesche C., Schoepf, U. J., *Review of Clinical Applications for Virtual Monoenergetic Dual-Energy CT*, Radiology 2019, 293(2): 1–12
4. Alvarez R. E., Macovski A., *Energy-selective reconstructions in x-ray computerized tomography*, Phys. Med. Biol. 1976, 21(5): 733–744
5. Barret J. F., Keat N., *Artifacts in CT: Recognition and Avoidance*, RadioGraphics 2004, 24(6): 1679–1691
6. Besson G. M., *Seventh-generation CT*, Proc. SPIE 9783, Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging, 978350 (31 March 2016)
7. Birnbaum B., Hindman N., Lee J., Babb J., *Renal Cyst Pseudoenhancement: Influence of Multidetector CT Reconstruction Algorithm and Scanner Type in Phantom Model 1*, Radiology 2007, 244: 767–775
8. Boas F. E., Fleischmann D., *CT artifacts: Causes and reduction techniques*, Imaging Med. 2012 4(2): 229–240
9. Boas F. E., *Iterative reduction of artifacts in computed tomography images using forward projection and an edge-preserving blur filter*, Patent No.: US 8,233,586 B1 (31.07.2012 r.)
10. Bolliger S. A., Oesterhelweg L., Spendlove D., Ross S., Thali M. J., *Is Differentiation of Frequently Encountered Foreign Bodies in Corpses Possible by Hounsfield Density Measurement?*, Journal of Forensic Sciences 2009, 54 (5): 1119–1122
11. Budzik G., Dziubek T., Turek P., *Budowa tomograficznych systemów komputerowych*, Problemy Nauk Stosowanych, Szczecin 2015, Tom 3: 005–014
12. Cormack A., *Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications*, Journal of Applied Physics 1963, 34(9): 2722–2727
13. Curry T.S., Dowdey J.E., Murry R.E., *Christensen's physics of diagnostic radiology*, 4th edition, Lippincott Williams & Wilkins 1990, Chapter 19: 289–294
14. Di Chiro G., Brooks R. A., Kessler R. M., Johnston G. S., Jones A. E., Herdt J. R., Sheridan W. T., *Tissue Signatures with Dual-Energy Computed Tomography*, Radiology 1979, 131(2): 521–523
15. Diwakar M., Kumar M., *A review on CT image noise and its denoising*, Biomedical Signal Processing and Control 2018, 42: 73-88
16. Forghani R., De Man B., Gupta R., *Dual-Energy Computed Tomography. Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 1*, Neuroimaging Clinics of North America 2007, 27: 371–384
17. Fosbinder R., Orth D., *Essentials of Radiologic Science*, Lippincott Williams & Wilkins, 2011, str. 263
18. Gabbai M., Leichter I., Romman Z., Altman A., Sosna J., *The Clinical Impact of Retrospective Analysis in Spectral Detector Dual Energy Body CT*, Conference: Radiological Society of North America 2013 Scientific Assembly and Annual Meeting

19. Goldman L.W., *Principles of CT and CT Technology*, Journal of Nuclear Medicine Technology, September 2007, 35 (3): 115–128
20. Heismann B. J., Schmidt B.T., Flohr T. G., *Spectral Computed Tomography*, SPIE 2012
21. Hounsfield G. N., *The Noble Lecture*, 08.12.1979 r., Karolinska Institutet, Stockholm
22. Hounsfield G. N., *Computerized transverse axial scanning (tomography). I. Description of system*, British Journal of Radiology, 1973, 46(552): 1016– 1022
23. Hsieh J., *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*, Third Edition, Chapter 5 (186 - 190), Spie 2015
24. Huang S.D., *Bismuth-Based Nanoparticles for CT Imaging*; Bulte J., Modo M. (eds), *Design and Applications of Nanoparticles in Biomedical Imaging*: 429–444, Springer International Publishing Switzerland 2017
25. Iwanczyk J.S., Nygård E., Meirav O., Arenson J., Barber W.C., Hartsough N.E., Malakhov N., Wessel J.C., *Photon counting energy dispersive detector arrays for x-ray imaging*, IEEE Transactions on Nuclear Science 2009, 56(3): 535–542
26. Jodłowski P., Ostachowicz J., *Dozymetria promieniowania X. Instrukcja do ćwiczenia laboratoryjnego z dozymetrii dla studentów specjalności Fizyka Medyczna i pokrewnych*, WFiTJ AGH, Kraków, 2006
27. Johnson T. R. C., Fink C., Schoenber S. O., Reiser M. F., *Dual Energy CT in Clinical Practice*, Springer 2011
28. Kalender W. A., *Technical foundations of spiral CT*, Seminars in Ultrasound, CT and MRI, 1994, 15(2): 81–89
29. Kalender W.A., Sissler W., Klotz E., Vock P., *Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation*, Radiology 1990, 176: 181–183
30. Karçaaltıncaba M., Aktaş A., *Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications*, Diagnostic and Interventional Radiology 2011, 17(3): 181–194
31. Kelcz F., Joseph P. M., Hilal S. K., *Noise considerations in dual energy CT scanning*, Medical Physics 1979, 6(5): 418–425
32. Kraśnicki R., Guziński M., Podgórski P., Szaśiadek M., *Tomografia komputerowa wieloenergetyczna – podstawy działania i główne zastosowania*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 4/2012, vol. 1, 181-183
33. Kraśnicki R., Podgórski P., Guziński M., Czarnecka A., Tupikowski K., Garcarek J., Szaśiadek M., *Novel Clinical Applications of Dual Energy Computed Tomography*, Advances in Clinical and Experimental Medicine 2012, 21(6): 831–841
34. L'Annunziata M.F., *Handbook of Radioactivity Analysis*, Academic Press 2003
35. Lee Y. H., Park K. K., Song H.-T., Kim S., Suh J.-S., *Metal artefact reduction in gemstone spectral imaging dual-energy CT with and without metal artefact reduction software*, European Radiology 2012, 22(6): 1331–1340
36. Leng S., Bruesewitz M., Tao S., Rajendran K., Halaweish A.F., Campeau N.G., Fletcher J.G., McCollough C.H., *Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology*, Radiographics 2019, 39(3): 729–743
37. Lepor H., *Prostatic Diseases*, W.B. Saunders Company, 2000, str. 83
38. McCollough, C. H., Leng, S., Yu, L., Fletcher, J. G., *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications*, Radiology 2015, 276(3): 637–653
39. Radon J., *On the determination of functions from their integral values along certain manifolds*, IEEE Transactions on Medical Imaging 1986, 5 (4): 170–176

40. Rand R.E., *Scanning electron beam computed tomography scanner with ion aided focusing*, Patent No.: US 4,521,901 (04.06.1985 r.)
41. Romans L., *Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text*, Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins 2011
42. Rubens M., Tarun M., *Computed Tomography Techniques and Principles. Part a. Electron Beam Computed Tomography*, Springer-Verlag London Limited 2006
43. Sauter A. P., Muenzel D., Dangelmaier J., Braren R., Pfeiffer F., Rummeny E. J., Noel P.B., Fingerle A. A., *Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images*, *European Journal of Radiology* 2018, 104: 108–114
44. Silverman P. M., Kalender W. A., Hazle J. D., *Common Terminology for Single and Multislice Helical CT*, *American Journal of Roentgenology* 2001, 176(5): 1135–1136
45. Smith S. W., *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, California Technical Publishing 1997
46. Taguchi K., Iwanczyk J.S., *Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging*, *Medical Physics* 2013, 40(10), 100901: 1–19
47. Verma G., Kesharwani R., Veeresh P., Kaur H., Sarmah D., Kotian V., Mounica L, Borah A., Kalia K., Bhattacharya P., *Advances in Diagnostic Techniques for Therapeutic Intervention*, Biomedical Engineering and its Applications in Healthcare, Springer Singapore, 2019
48. Wells P. N. T., *Sir Godfrey Newbold Hounsfield KT CBE. 28 August 1919 – 12 August 2004*, *Biographical Memoirs of Fellows of the Royal Society* 2005, 51: 221–235
49. Willeminck M. J., Persson M., Pourmorteza A., Pelc N. J., Fleischmann D., *Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects*, *Radiology* 2018, 289: 293–312
50. Winiarczyk P., *Kolorowa kwantyfikacja – tomograf spektralny Philips IQon Spectral CT*, *Inżynier i Fizyk Medyczny*, 6/2014, vol 3., 295–298
51. Xi D., Dong S., Meng X., Lu Q., Meng L., Ye J., *Gold nanoparticles as computerized tomography (CT) contrast agents*, *RSC Advances* 2012, 2(33): 12515–12524
52. Zarb F., Pace I., *A Comparison of Sequential and Spiral Scanning Techniques in Brain CT*, *Radiologic technology* 2005, 86(4): 373-378

### Witryny internetowe

- [a] The Nobel Prize in Physics 1901 [dostęp 24.10.2020 r.]  
<https://www.nobelprize.org/prizes/physics/1901/summary/>
- [b] *With a little help from my friends*, by Joachim Pietzsch for Nobelprize.org [dostęp 26.10.2020 r.]  
<https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/perspectives/>
- [c] The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979 [dostęp 02.11.2020 r.]  
<https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/press-release/>
- [d] *MDCT: A Disruptive Technology Evolves*, posted by Marianne Matthews on 08.10.2004 r.  
 [dostęp 03.12.2020 r.]  
<https://axisimagingnews.com/radiology-products/imaging-equipment/ct/mdct-a-disruptive-technology-evolves>
- [e] *IQON Spectral CT, Pewność dzięki obrazowaniu warstwowemu* [dostęp 02.01.2020 r.]  
<https://www.philips.pl/healthcare/resources/landing/iqon-spectral-ct>
- [f] Attainable Intelligence. Simply Masterful. uCT®ATLAS [dostęp 05.01.2021 r.]  
<https://usa.united-imaging.com/products/computed-tomography/uct-atlas/>