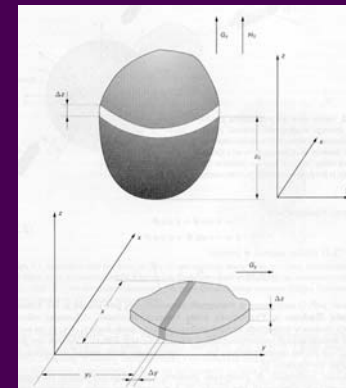
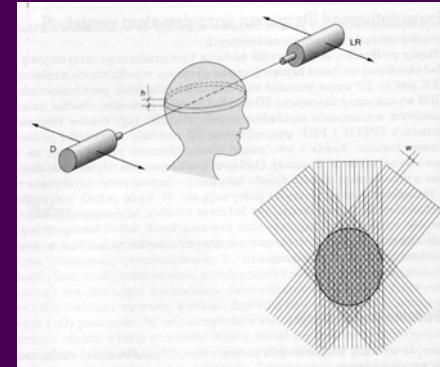


METODY TOMOGRAFII KOMPUTEROWYCH

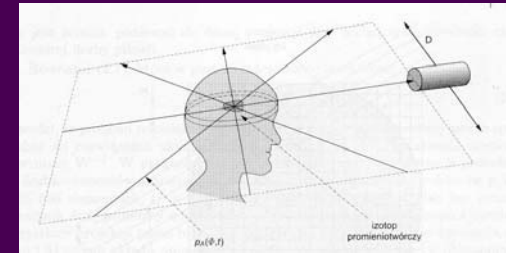
- Computed Tomography (CT)
- Computerized Axial Tomographic Scan (CAT scan)
- Electron-Beam Computed Tomography (EBCT or Ultrafast® CT)
- Positron Emission Tomography (PET)
- Digital Cardiac Angiography (DCA)
- Digital Subtraction Angiography (DSA)
- Magnetic Resonance Imaging (MRI)
- Radionuclide Imaging or Radionuclide Angiography
- Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)

METODY TOMOGRAFII KOMPUTEROWYCH

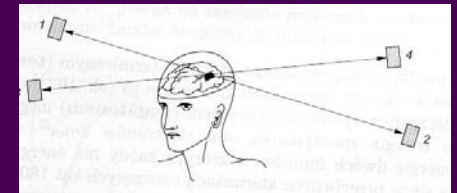
- tomografia promieniowania X – powszechnie zwana tomografią komputerową lub CT (computed tomography)



- emisyjna tomografia komputerowa pojedynczych fotonów (SPECT)
(Single Photon Emission Computed Tomography)



- pozytonowa tomografia emisyjna (PET)
(Positron Emission Tomography)



Metody tomografii komputerowych umożliwiają wyznaczanie dwuwymiarowego (2D) lub trójwymiarowego (3D) rozkładu wybranej wielkości fizycznej na podstawie serii jednowymiarowych pomiarów lub czterowymiarowego (4D) tj zmiana 3D w czasie (np. bijące serce)

Diagnostyka obrazowa

cele:

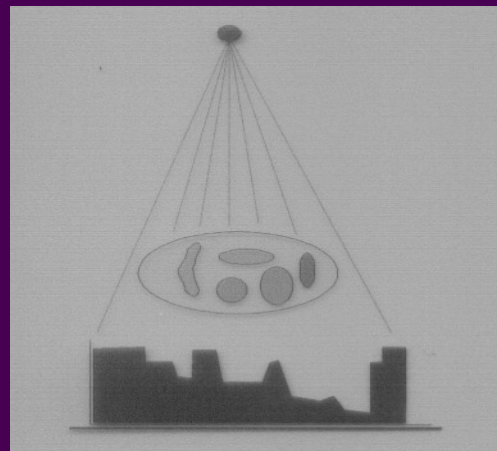
- ocena wielkości
- ocena kształtu
- ocena struktury wewnętrznej
- ocena czynności

różnych narządów wewnętrznych

Trochę historii

- odkrycie promieni X – 8 listopada 1895 roku
- ogłoszenie o odkryciu – 28 grudnia 1895 roku
- pierwsze doniesienie prasowe – 5 stycznia 1896 roku
- pierwsze zdjęcie rentgenowskie do celów diagnostycznych – 13 stycznia 1896 r. w Birmingham
- pierwsza operacja z wykorzystaniem obrazowania rtg – 14 stycznia 1896 r. w General and Queen's Hospital – lekarz wojskowy J. H. Clayton usunął igłę z ręki kobiety, której wykonano zdjęcie poprzedniego dnia
- ekrany wzmacniające pozwalające znacznie skrócić czas naświetlania - 1896 rok w gazecie Lekarskiej – inż. P. Lepiedziński

ISTOTA OBRAZOWANIA



oddziaływania promieni X z materią
(głównie efekt fotoelektryczny + rozproszenie)



różnice pochłaniania promieni X przez różne tkanki



zapis rozkładu natężenia po przejściu przez ciało

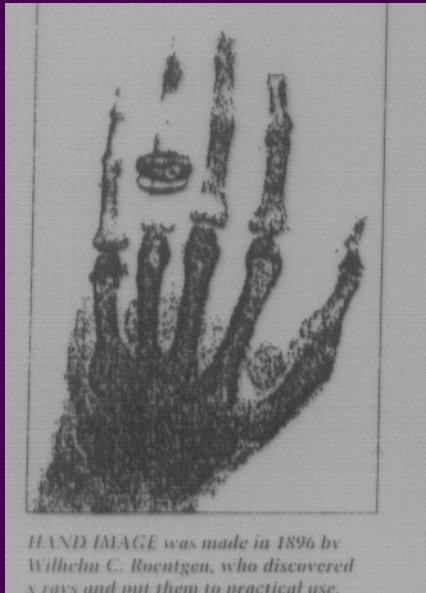


emulsja fotograficzna
zapis analogowy



detekcja promieni X + ADC
zapis cyfrowy

Zapis analogowy

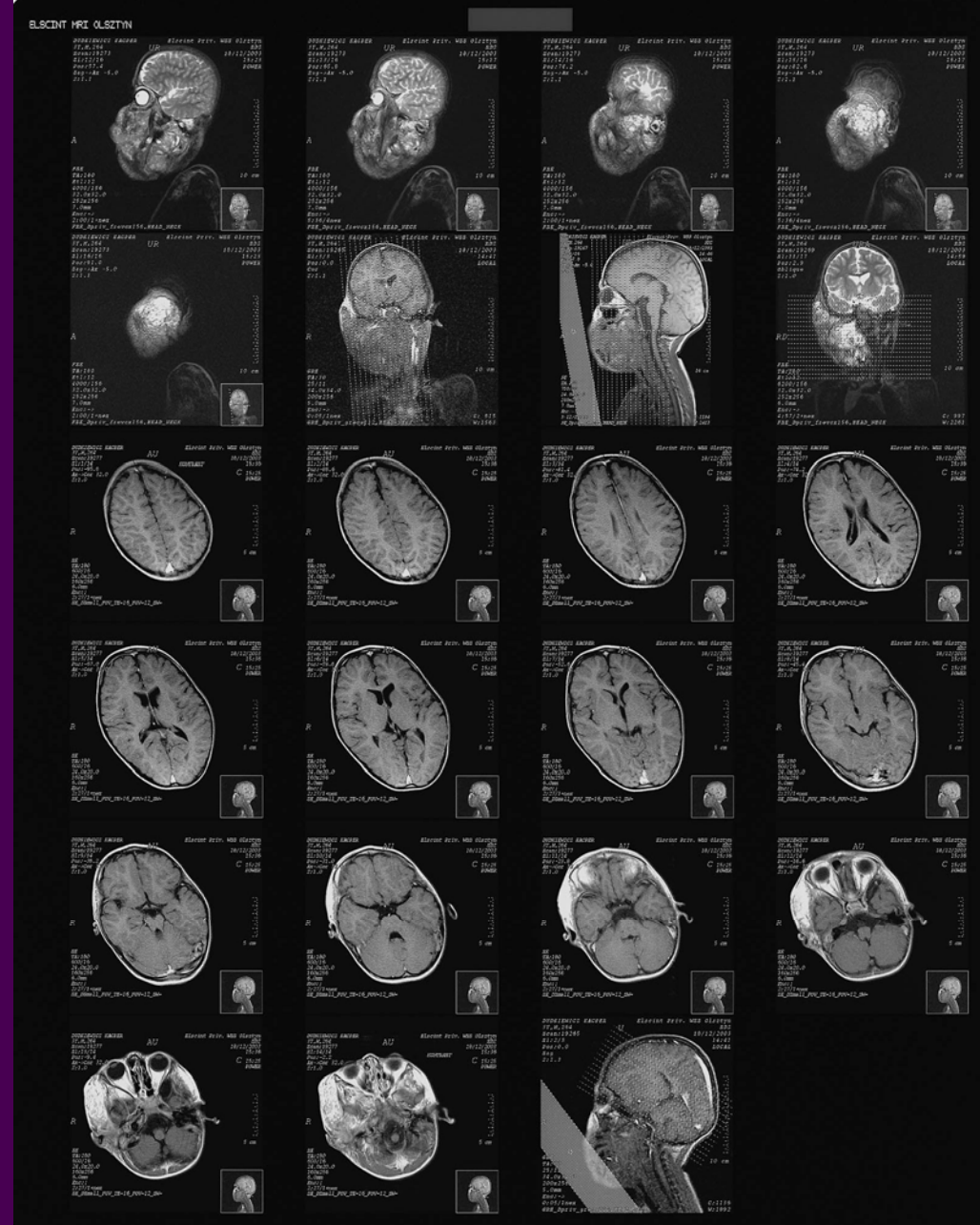


Najbardziej znane
analogowe zdjęcie
rentgenowskie



Najczęściej wykonywane
analogowe zdjęcie
rentgenowskie

Zapis cyfrowy



Zdjęcie warstwowe z tomografu komputerowego

Zalety zapisu analogowego

- niski koszt badań
- dobra zdolność rozdzielcza (możliwość rozpoznania ognisk o średnicy ~ 3 mm)

Wady zapisu analogowego

- brak możliwości różnicowania tkanek miękkich (tłuszczowej, mięśniowej)
- brak możliwości wykrywania nieprawidłowych zbiorników płynów (obrzęki, torbiele, ropnie)
- zużywanie dużych ilości srebra do produkcji emulsji
- zagrożenie środowiska w związku z procesami wywoływania i utrwalania
- trudności w szybkim przekazywaniu wyników na odległość
- konieczne duże powierzchnie na archiwa

wady zapisu analogowego



RADIOGRAFIA CYFROWA

folia pamięciowa

- selenowa
- fosforowa

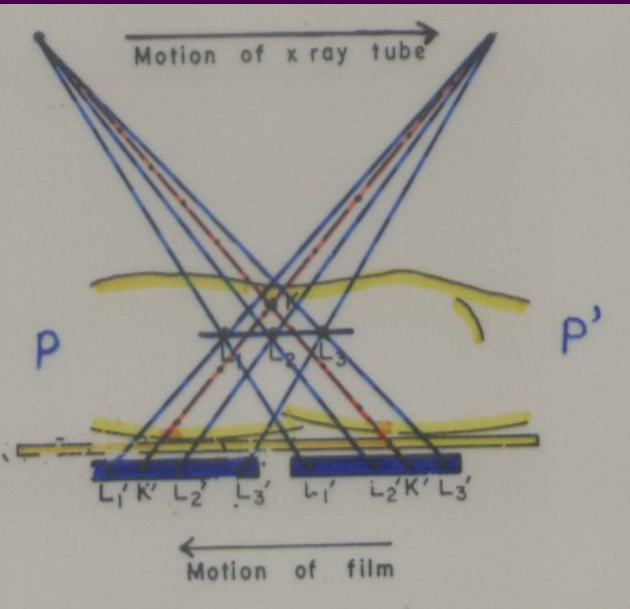
układ detektorów

- promieniowanie X po przejściu przez tkanki zostaje zaabsorbowane przez folię – przenosi atomy do quasi-stabilnych stanów
- odczyt z folii po stymulacji promieniowaniem podczerwonym lub widzialnym lub wiązką lasera
- impulsy z czytnika laserowego wprowadzane do pamięci komputera ~5-10 pixeli/mm

potrzeba zdjęć warstwowych



tomografia



konwencjonalna
tomografia
rentgenowska

- ostry obraz tkanek z warstwy pp' na zamazanym tle obrazów tkanek z innych płaszczyzn
- zmiana odległości lampa – kasetta powoduje zmianę płaszczyzny ostrego obrazu
- możliwość obrazowania kolejnych warstw
- technicznie niewykonalne odwzorowanie pełnego trójwymiarowego obrazu

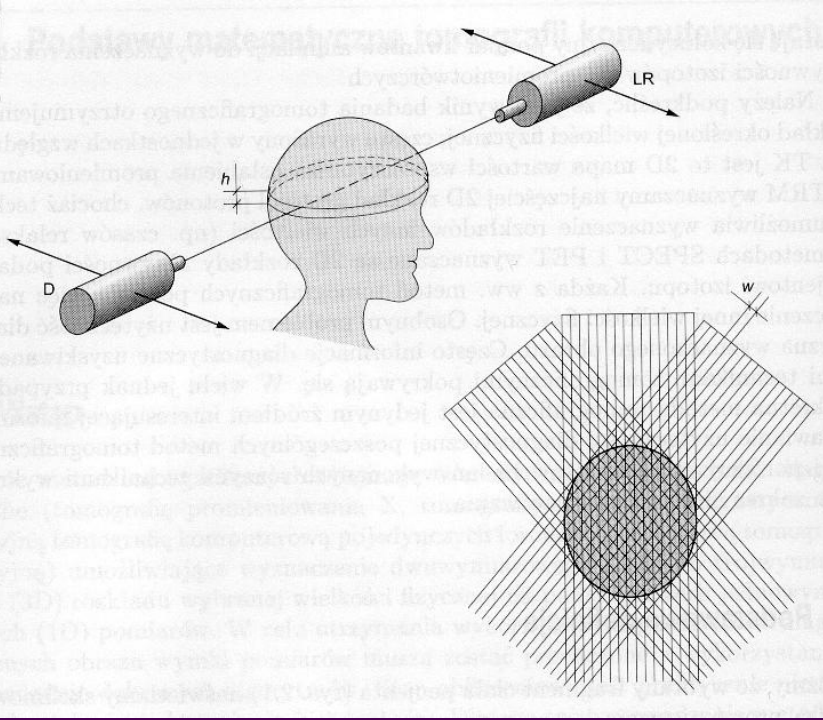
Transmisyjna tomografia komputerowa

- pierwszy CT (EMI Brain Scanner) w 1971 roku w Londynie (długi czas zbierania informacji i rekonstrukcji obrazu oraz niska zdolność rozdzielcza)
- **sceptyczne opinie z początku lat 70-tych**
- zapotrzebowanie rynku światowego oceniano na ~25 urządzeń, a Hitachi potrzeby Japonii na 2 sztuki
- kilka lat później pracowało ponad ~6000 sztuk
- **rok 1979 nagroda Nobla dla G. Hounsfielda i A. Cormack'a**

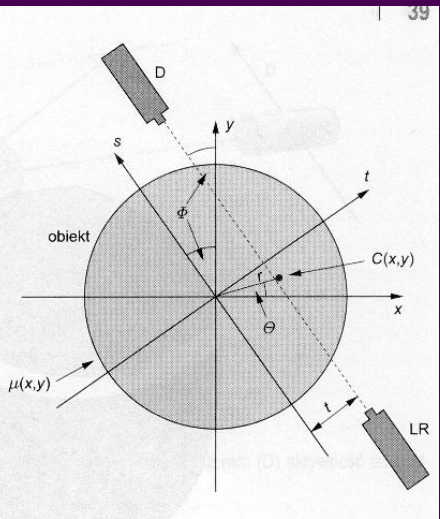
Uzasadnienie:

‘żadna inna metoda w diagnostyce medycznej nie przyniosła tak wydatnego postępu w tak krótkim czasie’

TOMOGRAFIA PROMIENIOWANIA X

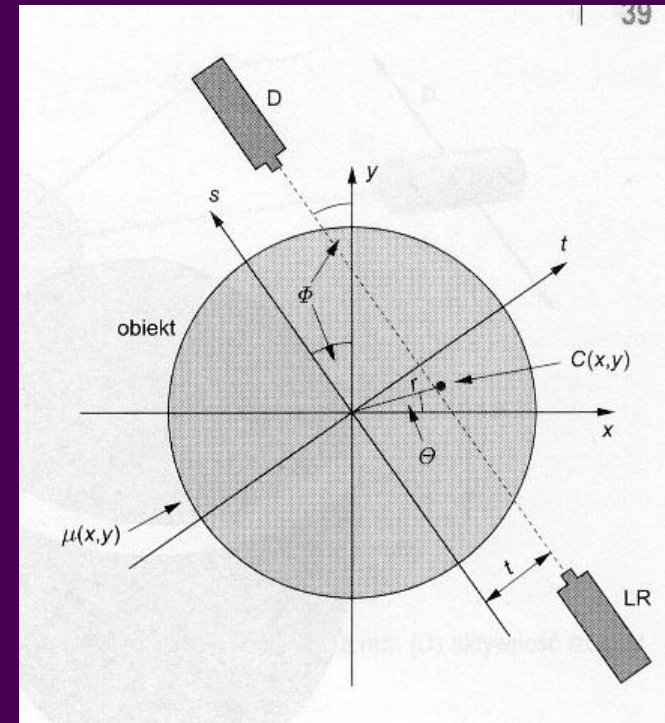
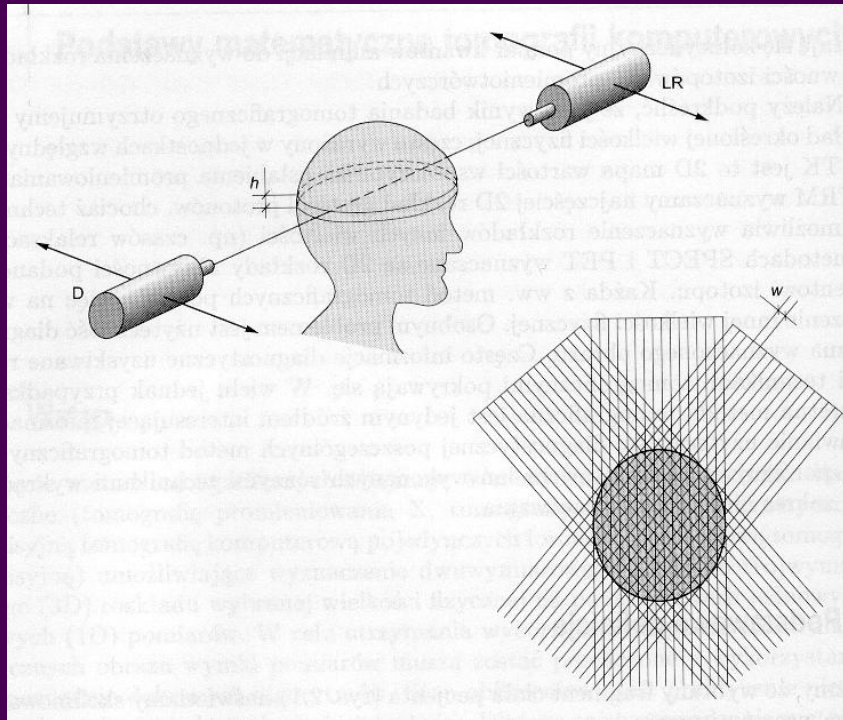


Najprostszy układ pomiarowy możliwy do zastosowania w tomografii komputerowej. Skolimowana wiązka promieniowania z lampy rentgenowskiej (LR) po przejściu przez badany obszar ciała pacjenta jest rejestrowana detektorem (D). Układ LR-D jest równolegle przesuwany w celu przeskanowania całego badanego obszaru. Procedurę pomiarową powtarza się pod wieloma różnymi kątami z krokiem $\sim 1^\circ$.



Badany obiekt jest przedstawiany jako 2D rozkład liniowego współczynnika osłabienia $\mu(x,y)$. Promieniowanie X emitowane przez lampę rentgenowską penetruje obiekt równoległe do osi s obracającego się układu i jest rejestrowane w detektorze D.

Rekonstrukcja obrazu w tomografii komputerowej



$$I_{\phi}(x') = I_{\phi}^0(x') \exp\left(-\int_{AB} \mu(x, y) dy'\right)$$

Wynikiem każdego pomiaru jest:

$$I_{\varphi}(x') = I_{\varphi}^0(x') \exp\left(-\int_{AB} \mu(x, y) dy'\right)$$

w algorytmach rekonstrukcji używa się

$$\lambda_{\varphi}(x') = -\ln\left([I_{\varphi}(x') / I_{\varphi}^0(x')]\right)$$

Każda warstwa to n-równań liniowych (~ 30000)



rozwiązaniem są wartości

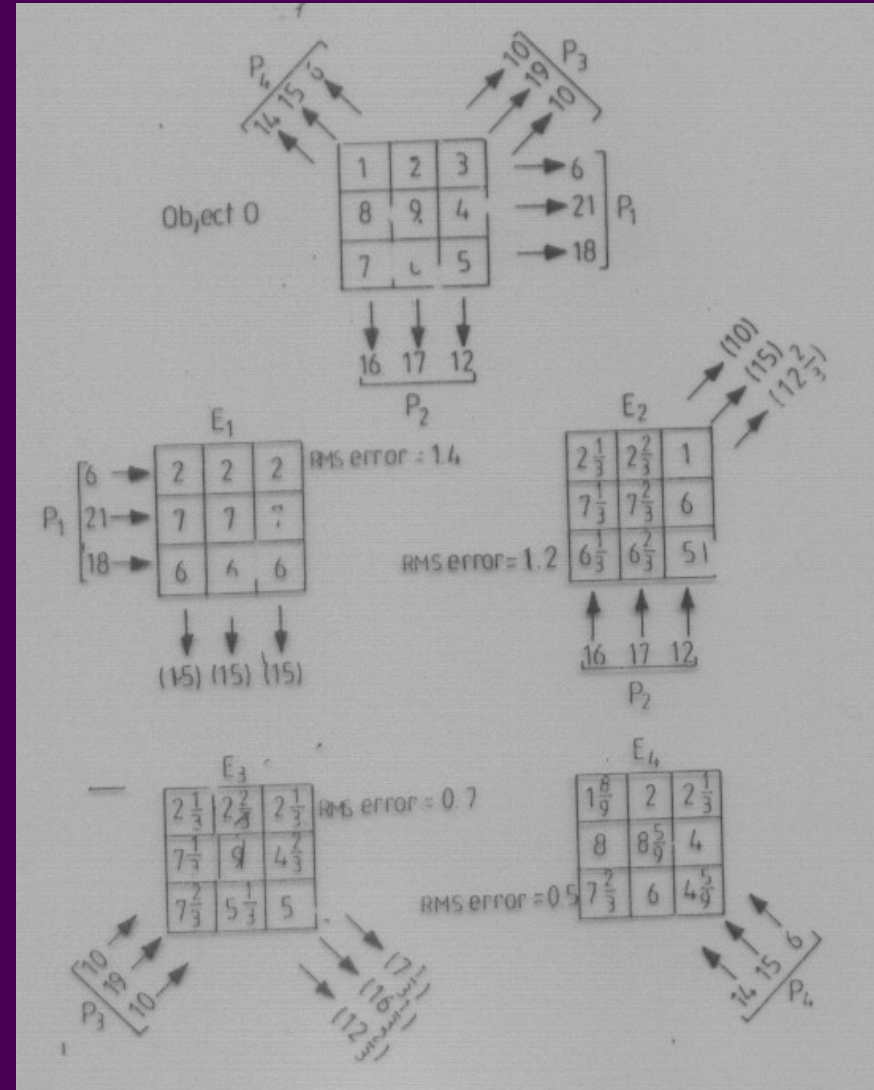
$$\mu(x, y)$$

Algorytmy rekonstrukcji obrazu

- simple backprojection
- integral equation
- Fourier transform
- series expansion – iterative method

Iterative reconstruction technique

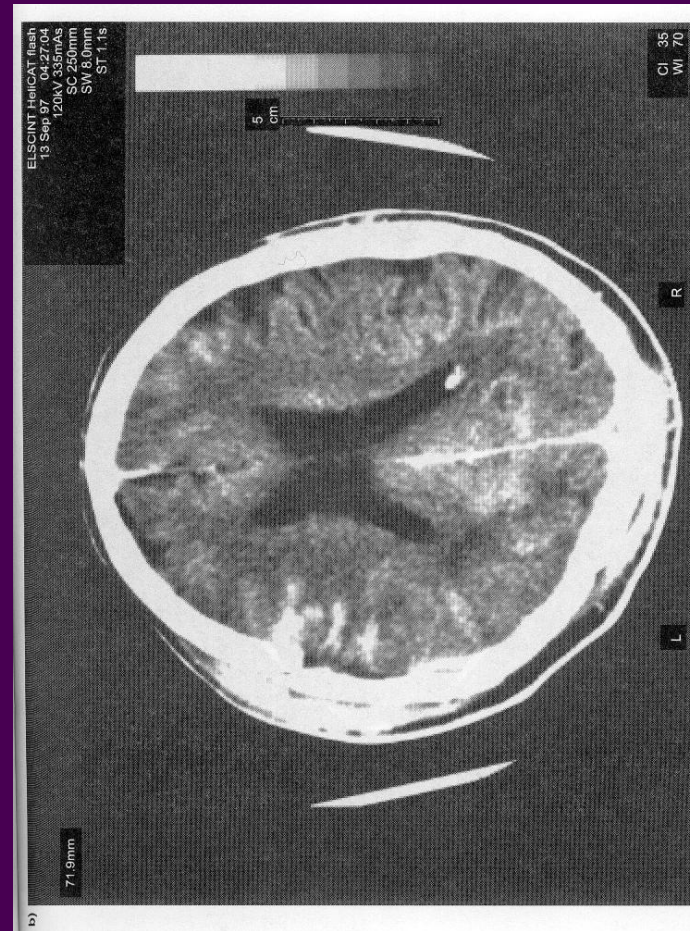
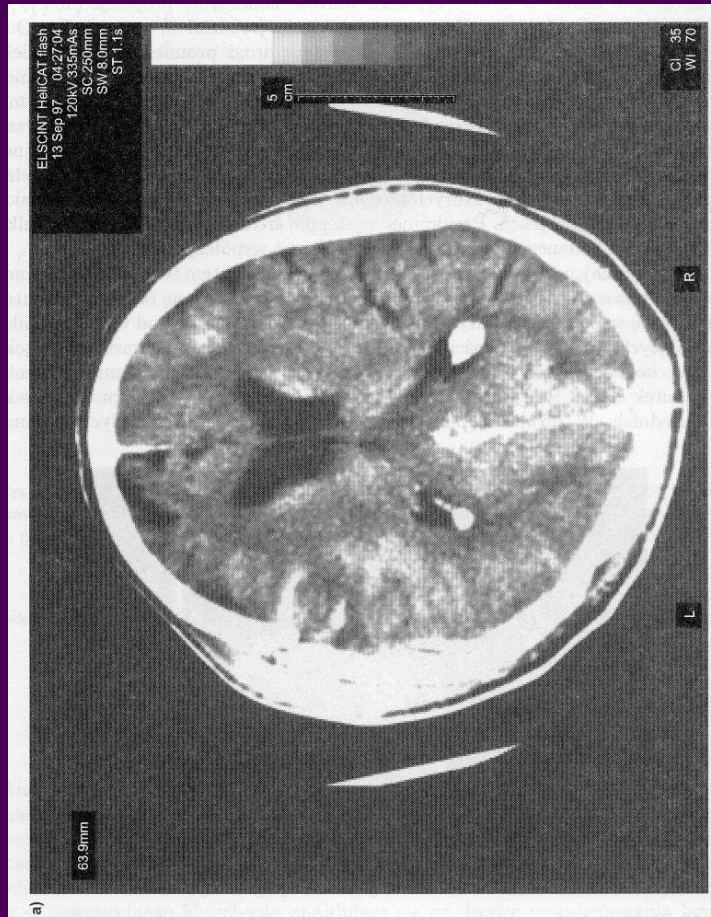
- wynik transmisji promieniowania X dzielony na liczbę pixeli
- otrzymane wartości porównywane z wartościami dla innych orientacji kątowych i różnice dzielone na odpowiednie elementy
- proces powtarzany dla wszystkich orientacji kątowych



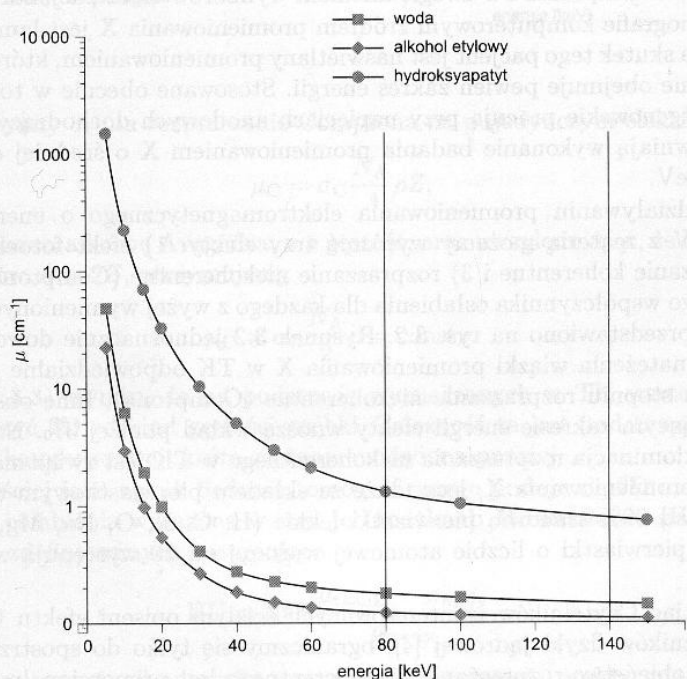
Iterative reconstruction technique

- obraz warstwy to przypisanie odpowiednich stopni szarości lub kolorów otrzymanym wartościom współczynników osłabienia

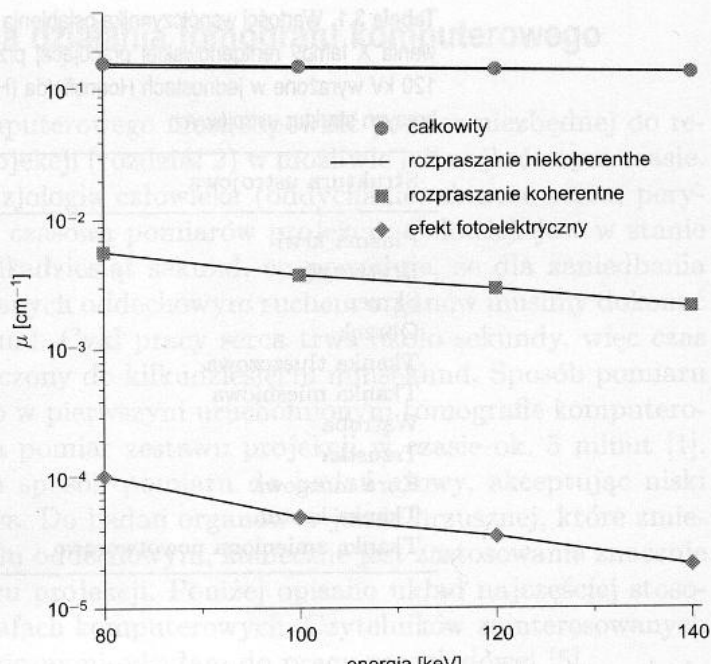
Rekonstrukcja obrazu w tomografii komputerowej



Wynik badania tomograficznego głowy pacjenta po urazie czaszkowo-mózgowym. Wyraźnie widoczne jest pęknięcie kości czaszki z towarzyszącym obrzękiem.



Zależność współczynnika osłabienia μ promieniowania X od energii dla wybranych materiałów.



Wkład różnych efektów do liniowego współczynnika osłabienia dla wody w zakresie energii promieniowania X od 80 do 140 keV, który jest stosowany w tomografii komputerowej.

Najczęściej jako wynik badania tomograficznego podaje się mapę 2D współczynników osłabienia wyrażoną w tzw. **jednostkach Hounsfielda (HU)** zdefiniowaną

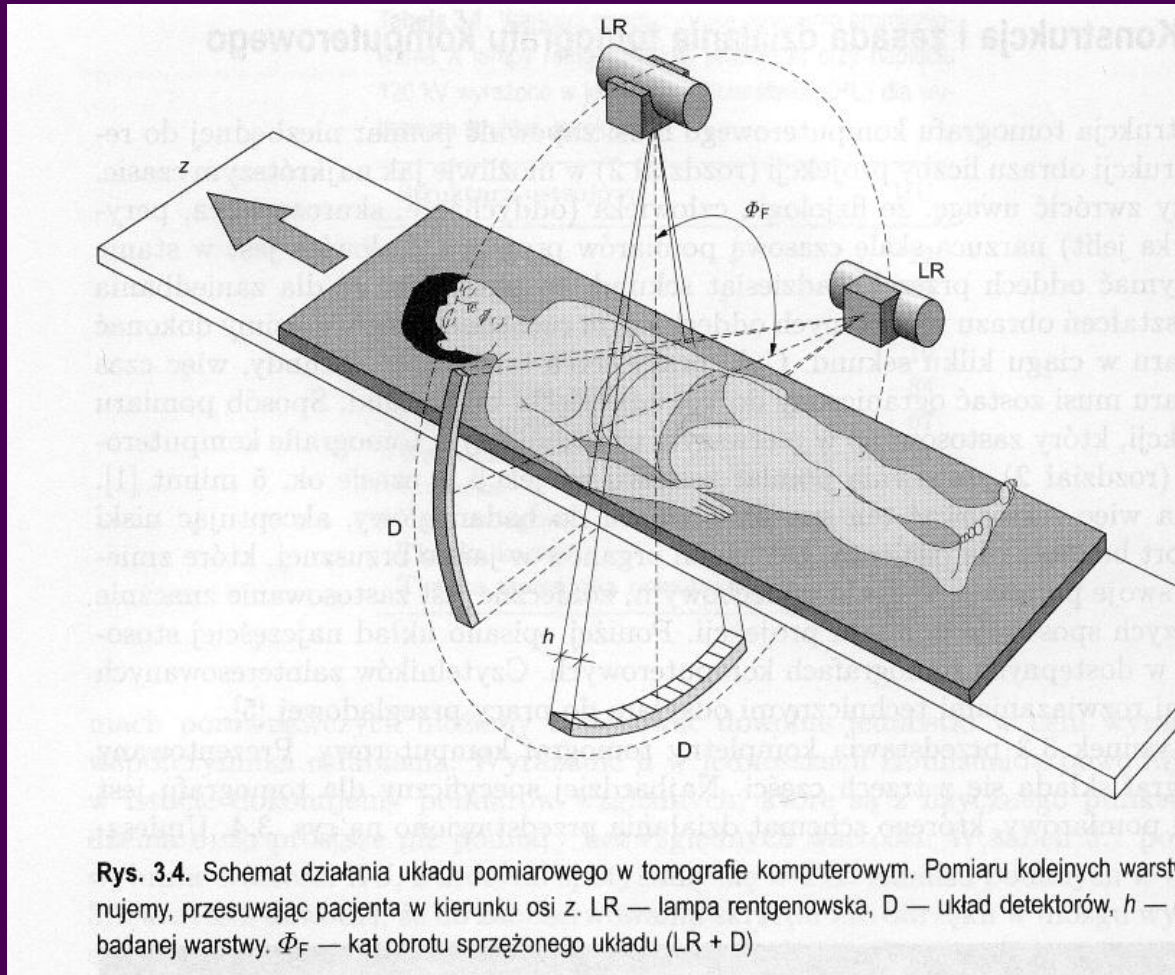
$$HU = 1000 \frac{\mu_{tkanki} - \mu_{wody}}{\mu_{wody}}$$

zaleta HU - pomiary względne są zwykle dużo prostsze i obarczone mniejszymi błędami

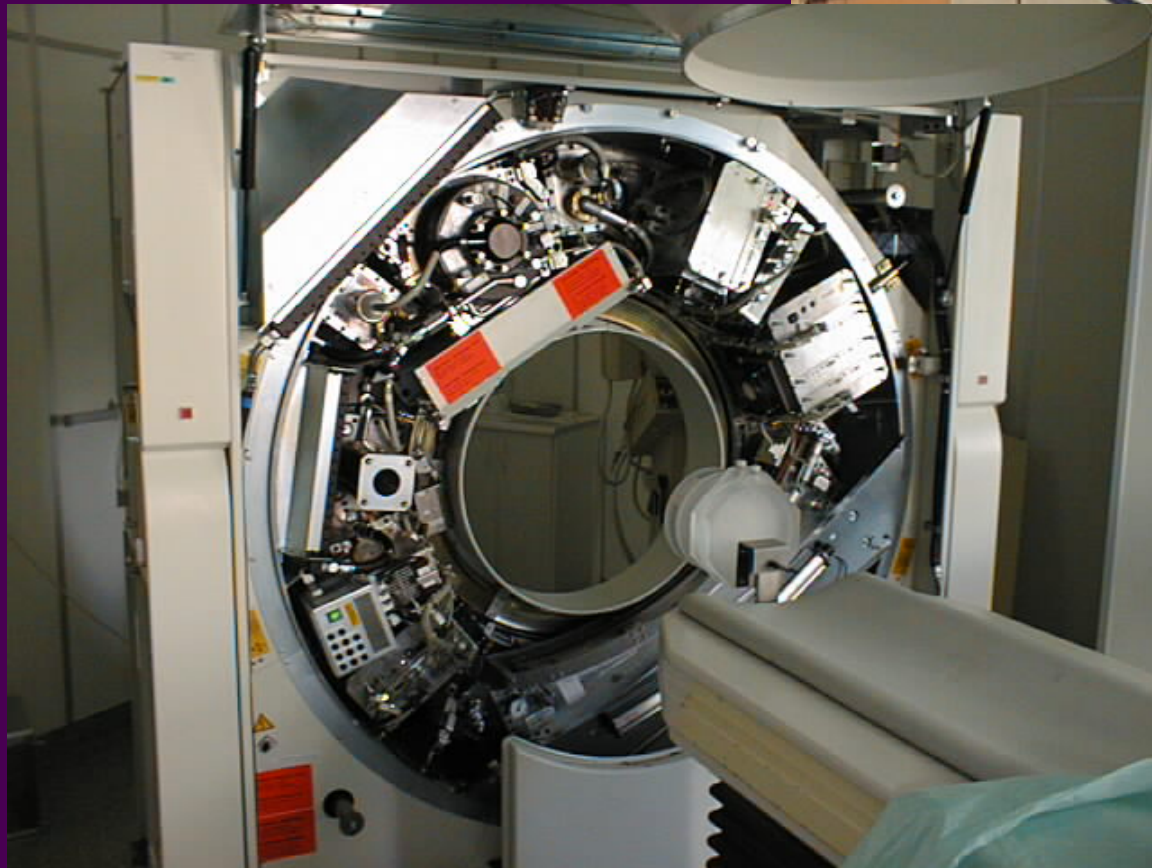
Tabela 3.1. Wartości współczynnika osłabienia promieniowania X lampy rentgenowskiej pracującej przy napięciu 120 kV wyrażone w jednostkach Hounsfielda (HU) dla wybranych struktur ustrojowych

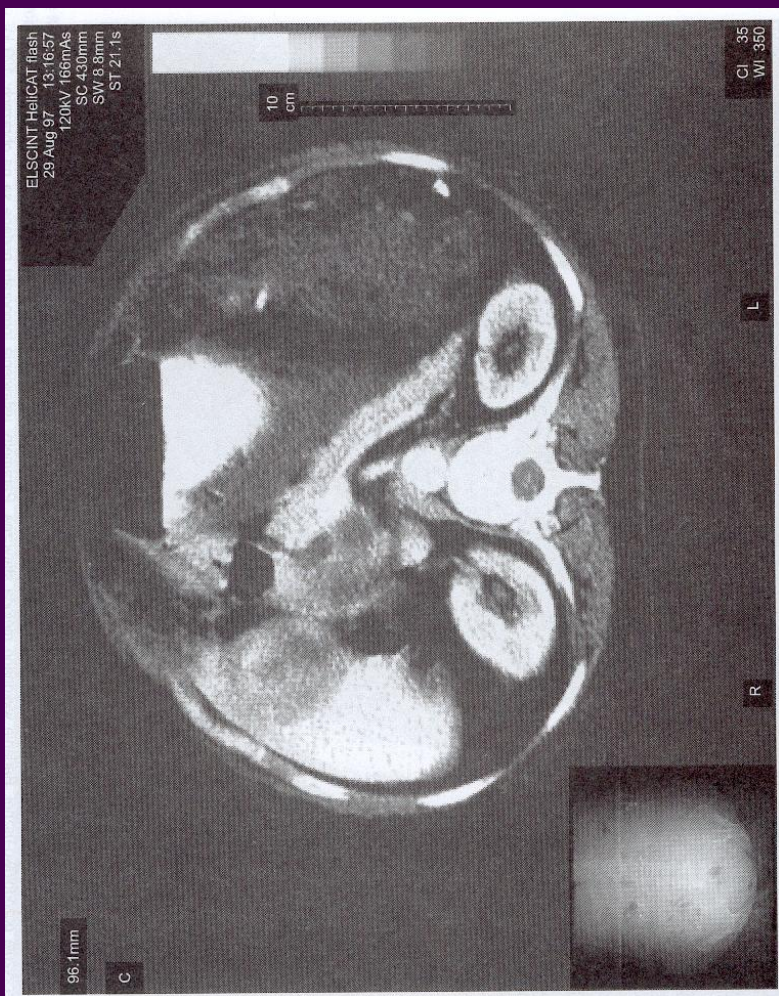
Struktura ustrojowa	HU
Plazma krwi	22
Erytrocyty	93
Skrzep	74
Obrzęk	19
Tkanka tłuszczowa	-84
Tkanka mięśniowa	67
Wątroba	71
Trzustka	64
Kora mózgowa	36
Tkanka kostna	ok. 1000
Tkanka zmieniona nowotworowo	26-90

Konstrukcja tomografu komputerowego



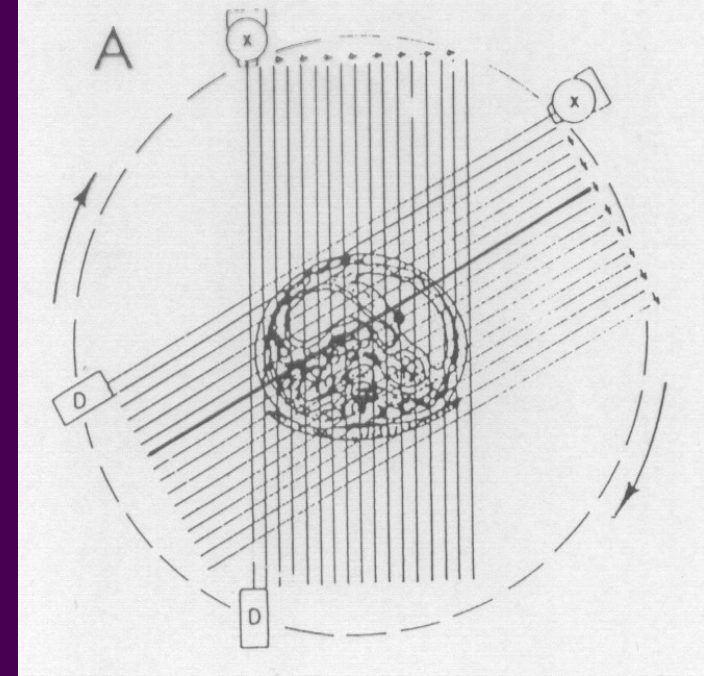
Schemat działania układu pomiarowego w tomografii komputerowej. Pomiaru kolejnych warstw dokonuje się przesuując pacjenta w kierunku osi z.





Wynik badania tomograficznego jamy brzusznej pacjenta ze zmianami nowotworowymi w wątrobie. Zmieniona nowotworowo tkanka zaabsorbowała podany pacjentowi środek kontrastujący i dlatego widoczna jest jako jasny obszar w obrębie wątroby.

PIERWSZA GENERACJA CT



- pomiar transmisji promieniowania X (~160 niezależnych pomiarów) dla różnych kątów ustawienia głowicy co 1° w zakresie $0^\circ - 180^\circ$
- $\sim 160 \cdot 180 = 28800$ pomiarów transmisji promieniowania X

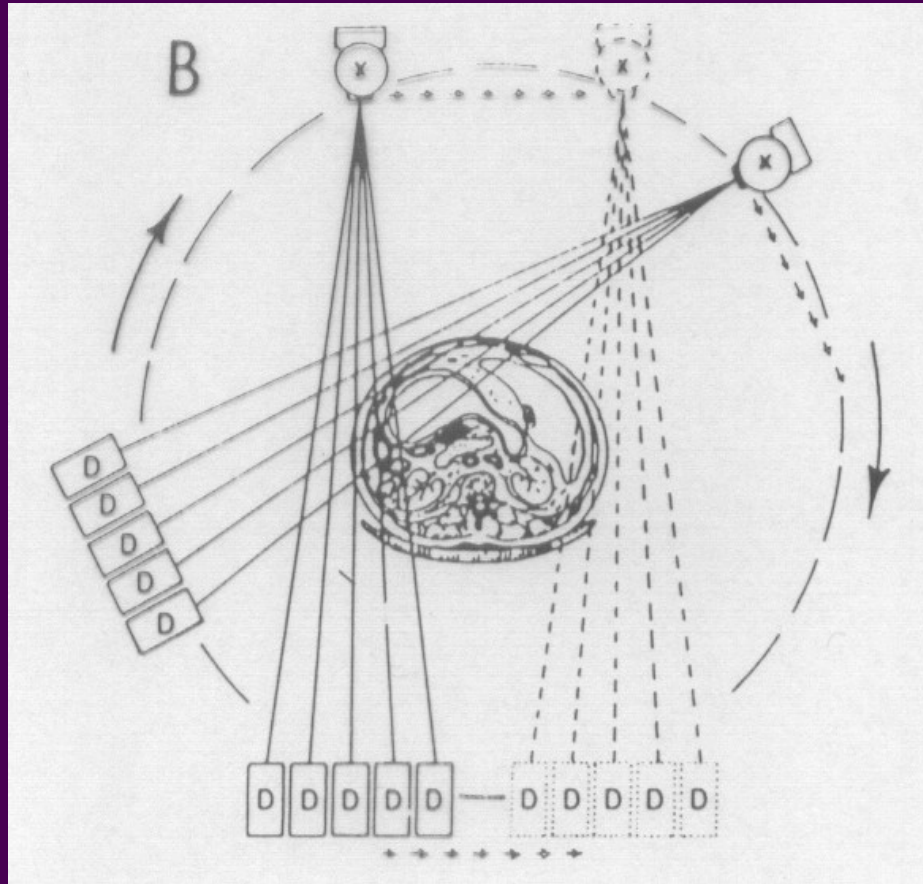
Zalety układu

- prosta kalibracja
- niski koszt urządzenia
- efektywne obcięcie tła rozproszonego

Wady układu

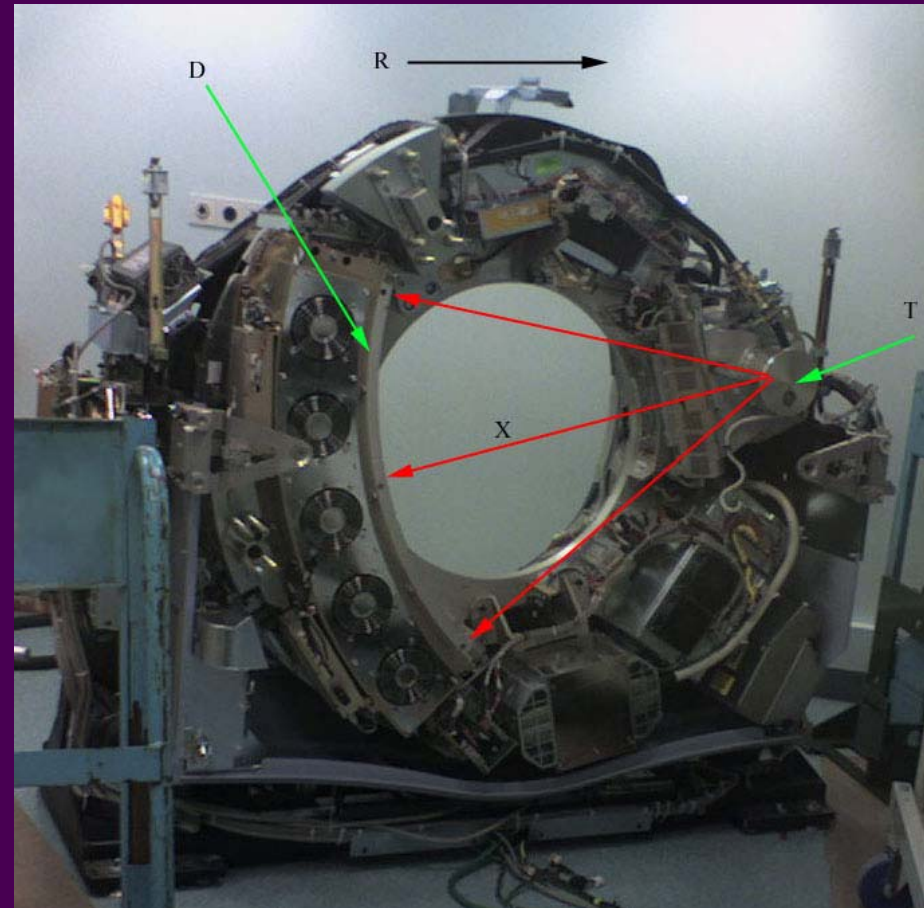
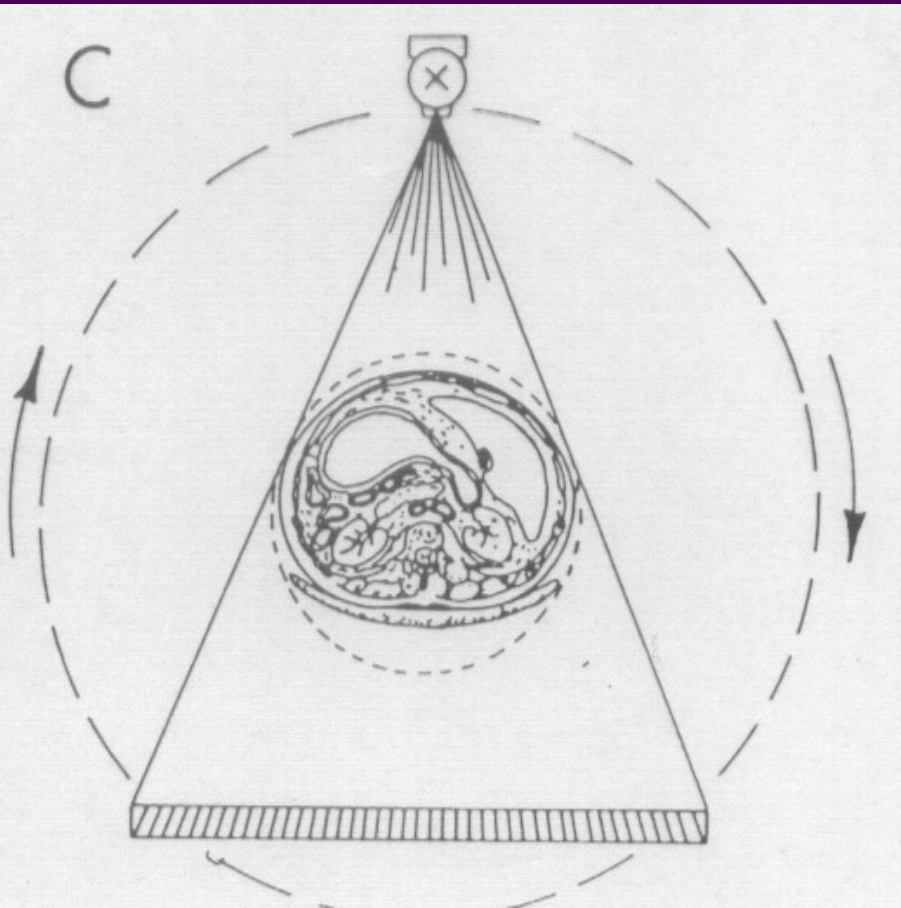
- układ powolny – czas zbierania informacji z jednej warstwy $\sim 4-5$ min
- pomiar podatny na otrzymywanie obrazów zamazanych

DRUGA GENERACJA CT



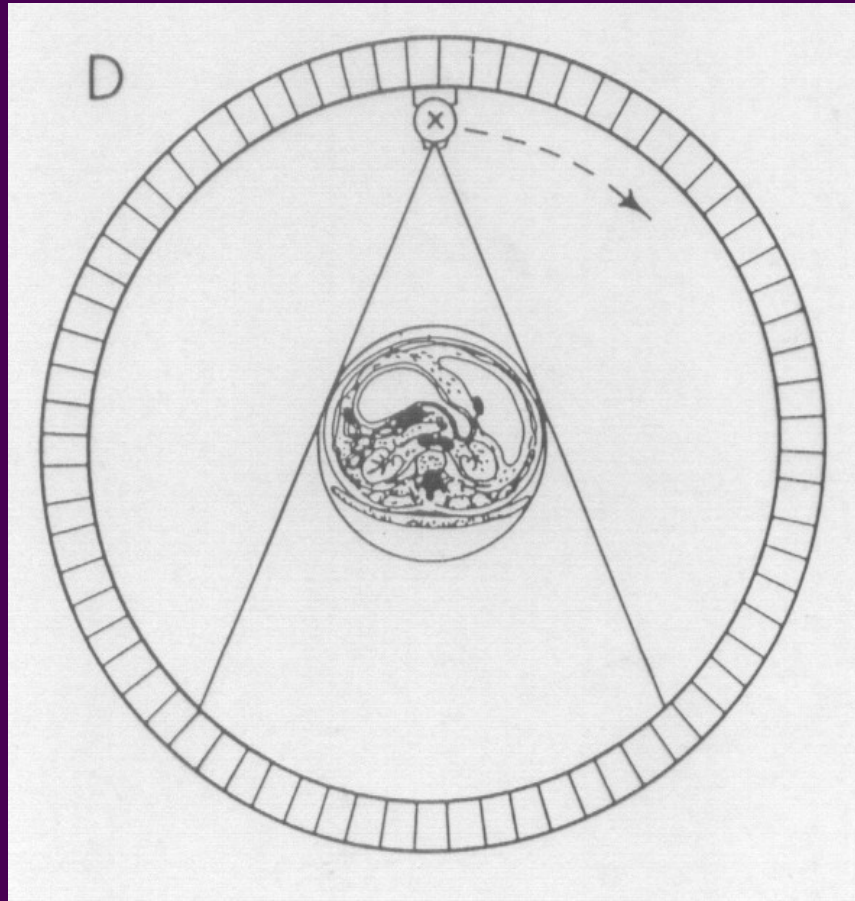
- źródło oświetla zestaw detektorów wiązką rozbieżną o kącie $\sim 10^\circ$
- jednoczesny pomiar kilku wiązek
- skok głowicy o kąt rozwarcia wiązki
- czas zbierania informacji z jednej warstwy $\sim 20-60$ sek.
- poprawa jakości obrazowania przez redukcję efektów ruchu

TRZECIA GENERACJA CT



- źródło o kącie rozbieżności pokrywająca całe pole
- głowica w ciągłym ruchu obrotowym
- czas zbierania informacji z jednej warstwy ~4-5 sek.
- poprawa jakości obrazowania przez redukcję efektów ruchu

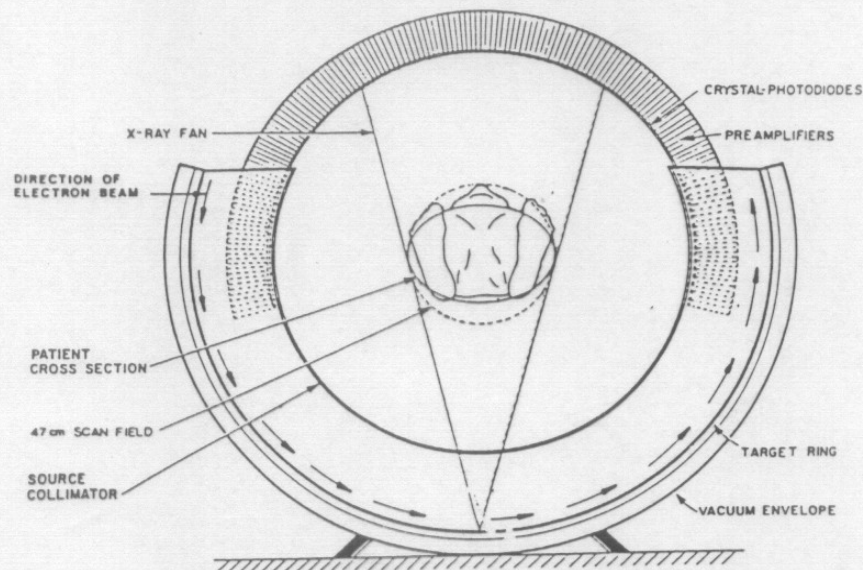
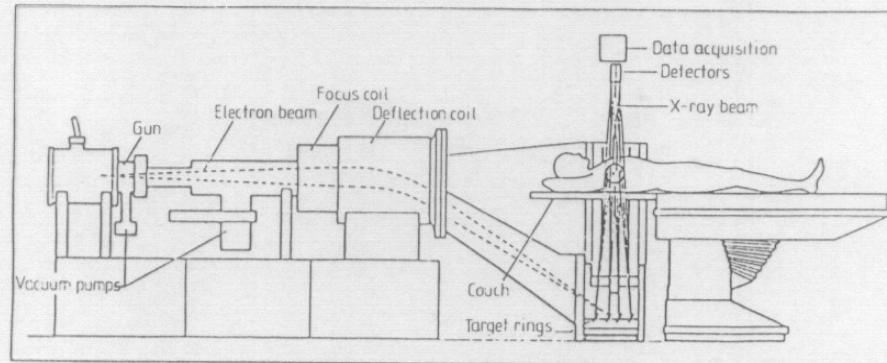
CZWARTA GENERACJA CT



- źródło o kącie rozbieżności pokrywająca całe pole
- głowica w ciągłym ruchu obrotowym
- w stacjonarnym ringu ~1000 detektorów
- czas zbierania informacji z jednej warstwy ~1 sek.
- poprawa jakości obrazowania przez redukcję efektów ruchu

PIĄTA GENERACJA CT

(eliminacja części ruchomych głowicy)
ultrafast(UFCT), cardiovascular (CVCT), cine-CT



UNIVERSITY OF CALIFORNIA
(San Francisco)

PIĄTA GENERACJA CT (eliminacja części ruchomych głowicy)

ultrafast(UFCT), cardiovascular (CVCT), cine-CT

- 2 rzędy detektorów i 4 rzędy tarcz emitujących promieniowanie rentgenowskie umożliwia jednoczesną analizę 8 warstw bez poruszania pacjenta
- działko elektronowe + akcelerator dają wiązkę elektronową o średnicy $\sim 2\text{mm}$ i 120 mA , 120 kV
- wiązka zakreśla na tarczy wolframowej łuk o kącie rozwarcia 210° (tarcza o średnicy 180 cm umieszczona pod pacjentem)
- standardowy czas pojedynczego pomiaru $\sim 50\text{ ms}$ co daje możliwość ~ 17 obrazów/sek.

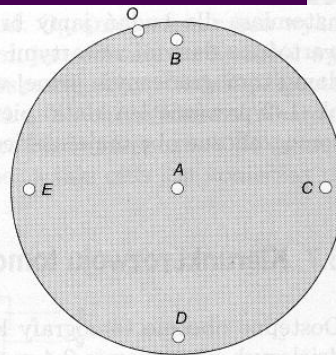
Określanie dawek promieniowania jonizującego

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-7h}^{7h} D(z) dz$$

gdzie $D(z)$ oznacza dawkę mierzoną wzdłuż osi z prostopadłej do powierzchni badanej warstwy a h jest grubością warstwy

Tabela 3.2. Wartości CTDI (ang. *Computed Tomography Dose Index*) dla dwóch punktów fantomu (A i B na rys. 3.13) wyznaczone w badaniach tomograficznych (T) głowy i jamy brzusznej. Dla porównania podano dawki związane z kilkoma badaniami radiologicznymi (R), wykonywanymi klasycznym aparatem rentgenowskim

Badanie	Dawka [mGy]
T — Głowa CTDI-A	55,9
T — Głowa CTDI-B	59,6
T — Jama brzuszna CTDI-A	9,6
T — Jama brzuszna CTDI-B	17,8
R — Klatka piersiowa	0,3
R — Kręgosłup lędźwiowy	9,2
R — Miednica	6,6
R — Czaszka	4,4



Rys. 3.13. Fantom stosowany do pomiaru dawki promieniowania pochłanianej w wyniku badania tomograficznego. Prezentowany pleksiglasowy fantom o średnicy 20 cm jest stosowany do pomiarów dozymetrycznych przy badaniach głowy. Literami A, B, C, D, E i O oznaczono otwory, w których umieszczamy detektory do pomiaru dawek

Określanie dawek promieniowania jonizującego

Typical scan doses

Examination	Typical <u>effective dose</u> (mSv)
Chest X-ray	0.02
Head CT	1.5
Abdomen	5.3
Chest	5.8
Chest, Abdomen and Pelvis	9.9
Cardiac CT angiogram	6.7-13
CT colongraphy (virtual colonoscopy)	3.6 - 8.8

KIERUNKI ROZWOJU TOMOGRAFII KOMPUTEROWYCH

- zasilanie lamp rentgenowskich przez ślizgowe łącza
- lampa i stół z pacjentem w ciągłym ruchu
- wiązka zakreśla spiralę wokół pacjenta

SPIRALNA TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA

- z uwagi na czas rejestracji szczególne znaczenie w diagnostyce układu naczyniowego
- obrazy częściowo nakładających się warstw
- podwyższa jakość trójwymiarowej rekonstrukcji z uwagi na brak przerw między obrazowanymi warstwami

Postępy w technologii komputerowej i inżynierii materiałowej powodują skrócenie czasu stosowania jednej generacji sprzętu - obecnie 2 do 3 lat.

- Detektor jest obok lampy rentgenowskiej drugą, kluczową częścią tomografu komputerowego.

Budowa nowoczesnych detektorów umożliwia uzyskiwanie wielu kombinacji zarówno liczby, jak i grubości warstw, co stanowi olbrzymi postęp w dziedzinie tomografii wielorzędowej, który pozwala radiologom na optymalne dobranie szeregu kluczowych parametrów podczas badania.

Współczesne technologie do produkcji detektorów wykorzystują polikrystaliczny surowiec ceramiczny. W porównaniu z innymi wykorzystywanymi materiałami, technologia ta oferuje wiele korzystnych właściwości takich jak osłabienie poświaty, doskonała jednorodność obrazu w osi "z", duży wychwyt promieni X i wysoką sprawność świetlną. Jakość obrazów współczesnych systemów TK, jest bezpośrednio związana z właściwościami detektorów.

Kluczowe czynniki pozwalające tomografom wielorzędownym **na zapewnienie** wyższej wartości diagnostycznej to:

- skrócony czas badania,
- zredukowanie dawki promieniowania (narażenia pacjenta),
- zmniejszenie ilości artefaktów,
- wprowadzenie badań naczyniowych i udoskonalenie kontrastowych,
- retrorekonstrukcje i lepsze reformatowanie obrazów (obróbka po wykonaniu badania),
- możliwość skanowania większego obszaru ciała podczas badania na jednym wstrzymaniu oddechu,
- uzyskanie jak najcieńszych przekrojów (lepsza jakość obrazu i rekonstrukcji, warstwy poniżej 1 mm - submilimetrowe).

Kluczowe czynniki pozwalające tomografom wielorzędowym **na zapewnienie** wyższej wartości diagnostycznej to:

W równie nieinwazyjny sposób jak opisano powyżej możliwe jest obrazowanie w prawie wszystkich tomografach wielorzędowych nawet bardzo drobnych naczyń ludzkiego ciała. Po dożylnym podaniu środka kontrastującego i zsynchronizowaniu momentu rozpoczęcia badania z napływem środka cieniującego, można uzyskać wysokiej jakości obrazy angiograficzne. Najczęściej oceniane są:

- o naczynia wewnątrzczaszkowe w diagnostyce ich malformacji,
- o tętnice szyjne, o aorta piersiowa i brzuszna w diagnostyce tętniaków przed i po założeniu protez naczyniowych,
- o tętnice nerkowe w diagnostyce nadciśnienia,
- o tętnice kończyn dolnych w ocenie stopnia zaawansowania zmian miażdżycowych

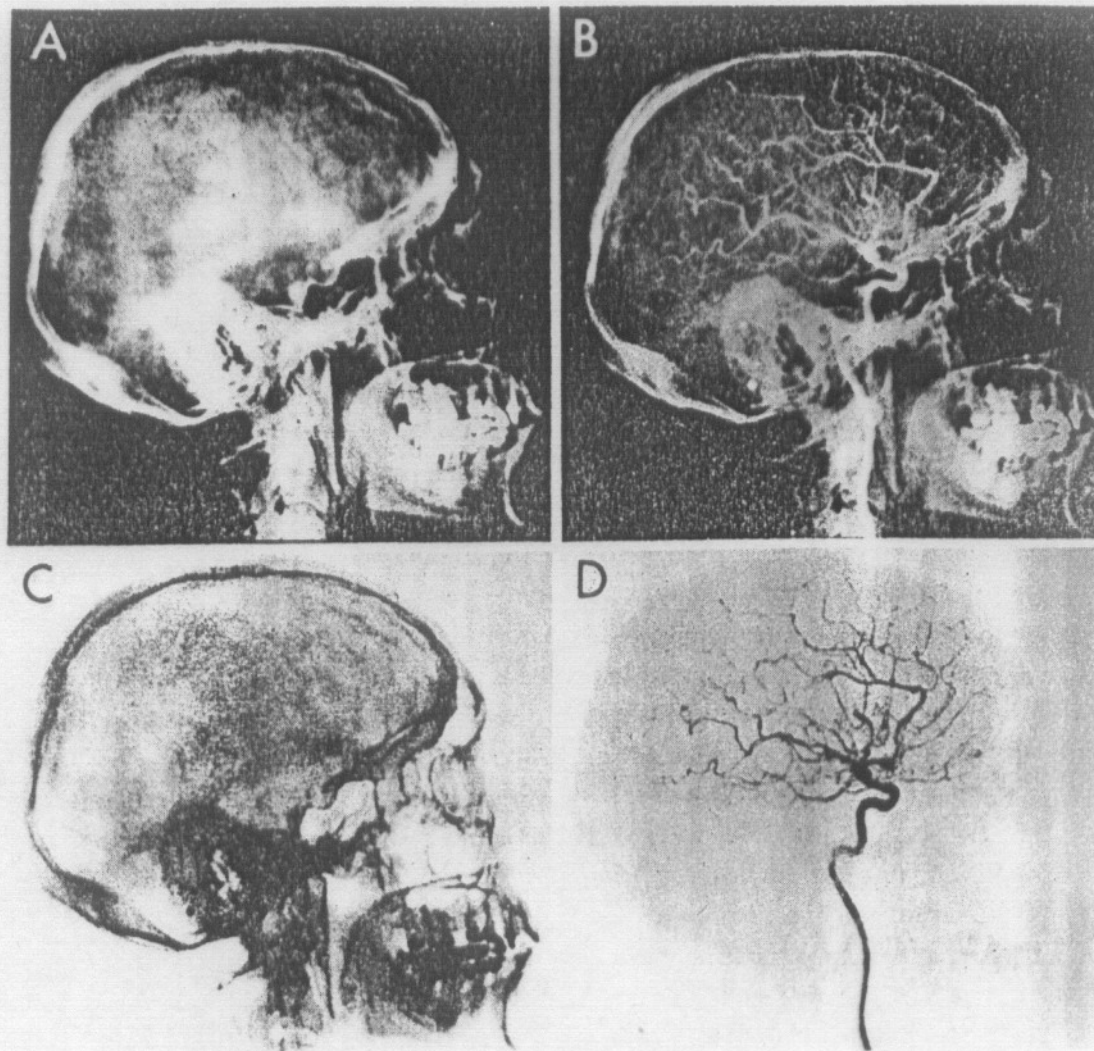


FIG 15-11.

Subtraction radiography. **A**, radiograph obtained before the introduction of contrast medium. **B**, radiograph obtained after the introduction of contrast medium. **C**, subtraction mask of the first radiograph. **D**, subtraction image obtained by combining the second radiograph with the subtraction mask. (From Ziedses des Plantes B: *Electromedica* 1968; 1:23. Used by permission.)