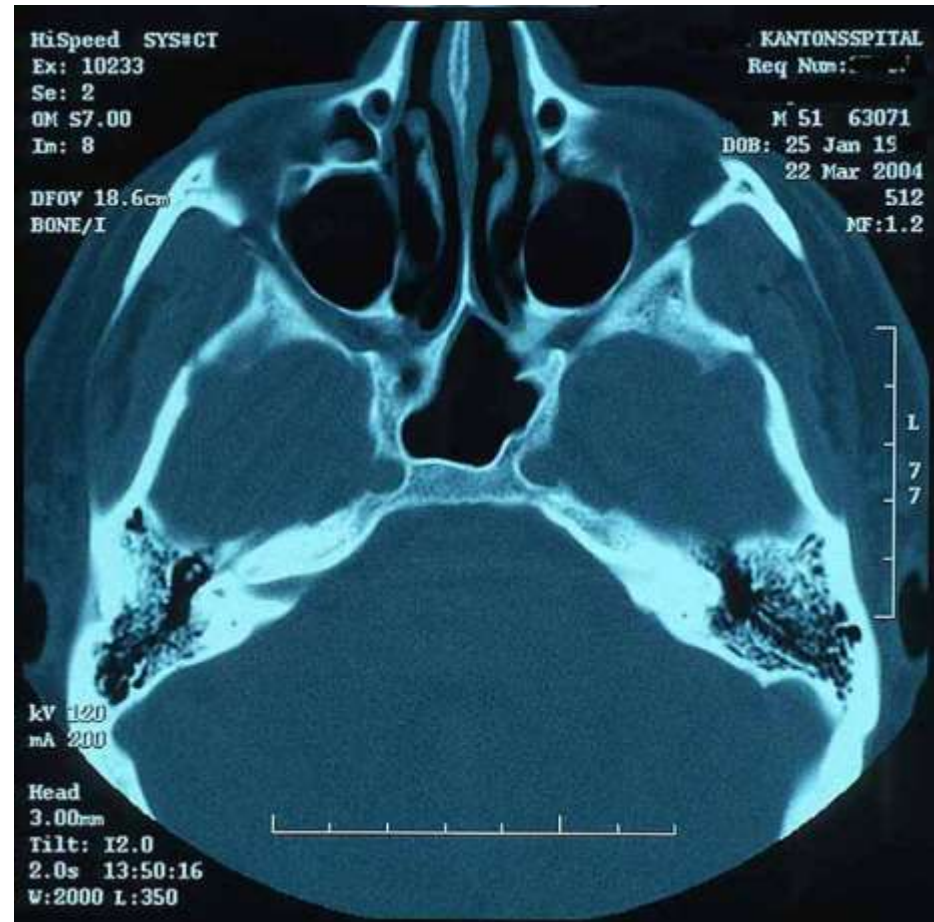


Uwaga: Ten materiał przeznaczony jest dla studentów do nauki przed egzaminem, natomiast nie powinien być wykorzystywany do pisania anonimowych **donosów** do prasy, jak to ostatnio miało miejsce.

C

T

Wyjątkowo dobrej jakości obrazy wnętrza ludzkiego ciała dają tomografy komputerowe



Tomografia to też technika rentgenowska,
choć znacząco udoskonalona



Czym jest tomografia komputerowa?

Tomografia komputerowa (ang. *Computed Tomography – CT*) jest metodą diagnostyczną pozwalającą na uzyskanie obrazów tomograficznych (przekrojów) badanego obiektu.

Wykorzystuje ona złożenie projekcji obiektu wykonanych z różnych kierunków do utworzenia obrazów przekrojowych (2D) i przestrzennych (3D).

Urządzenie do CT nazywamy **tomografem**, a uzyskany obraz **tomogramem**.

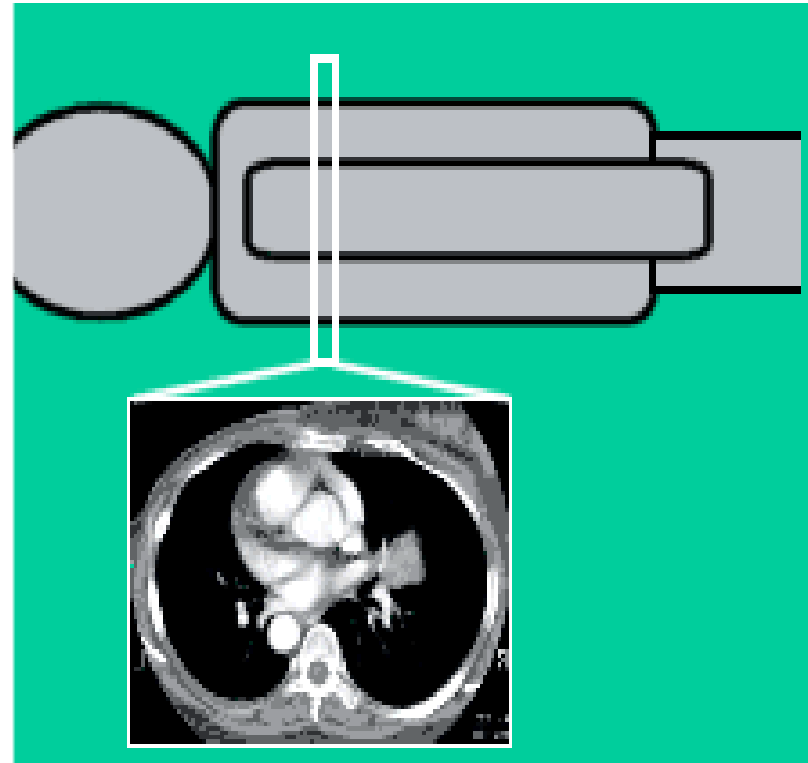
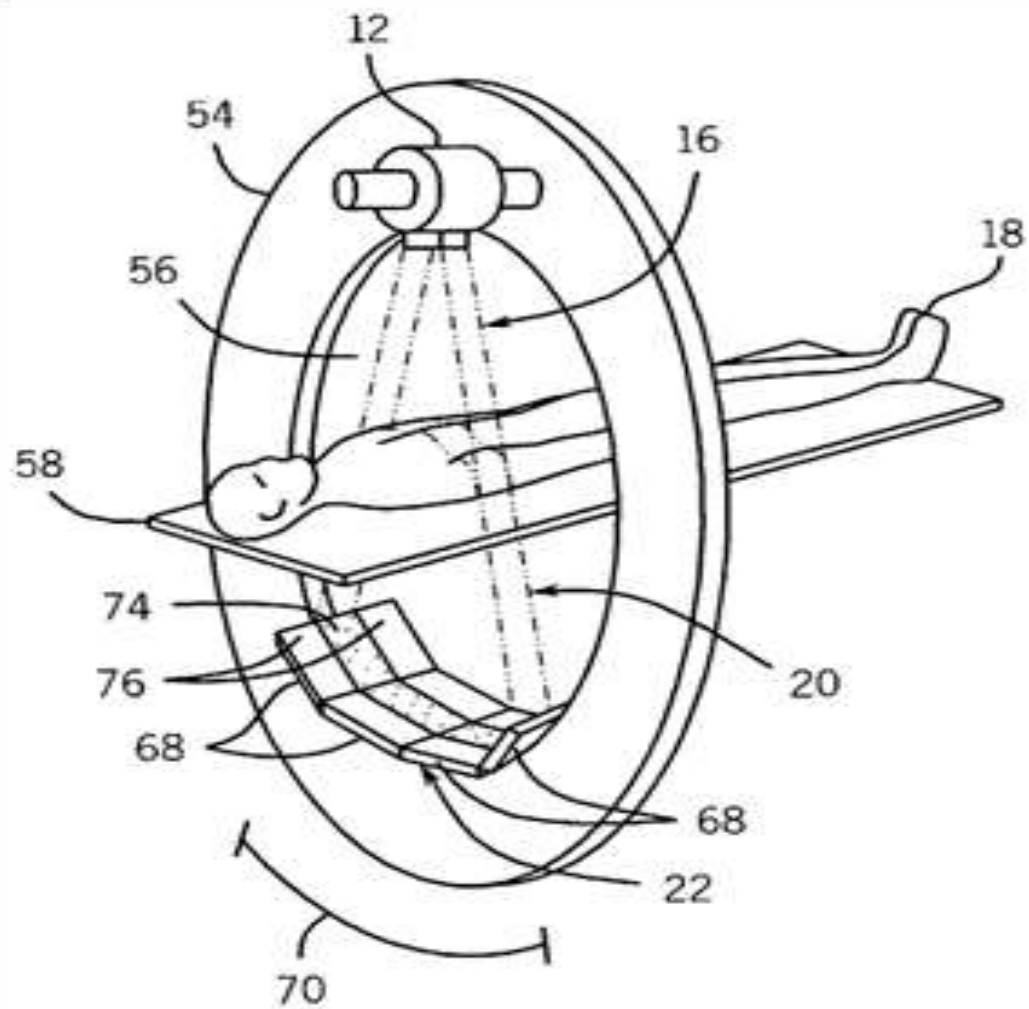
Tomografia komputerowa jest szeroko wykorzystywana w medycynie i technice.

Wykonanie tomografii głowy
równoważne jest skumulowanej
ekspozycji na promieniowanie,
jakiej poddany jest pacjent
w czasie 115 zdjęć RTG klatki
piersiowej.

Nie należy wykonywać
bez potrzeby!

Cel tomografii komputerowej

Głównym **celem tomografii** jest uzyskanie obrazu wybranego przekroju ciała, przez eliminację z obrazu rentgenowskiego wszystkich elementów, leżących poza tym przekrojem.



Porównanie RTG i CT

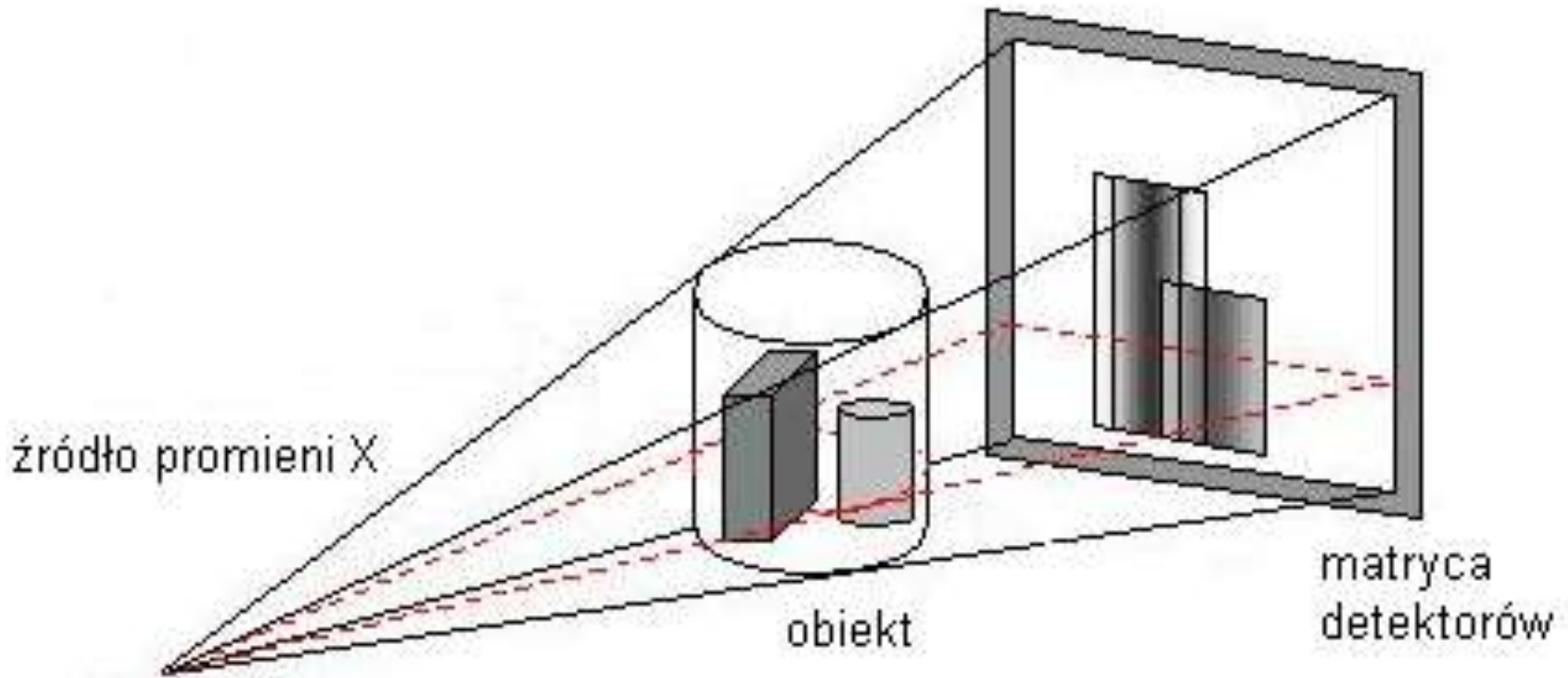


Podstawy tomografii komputerowej

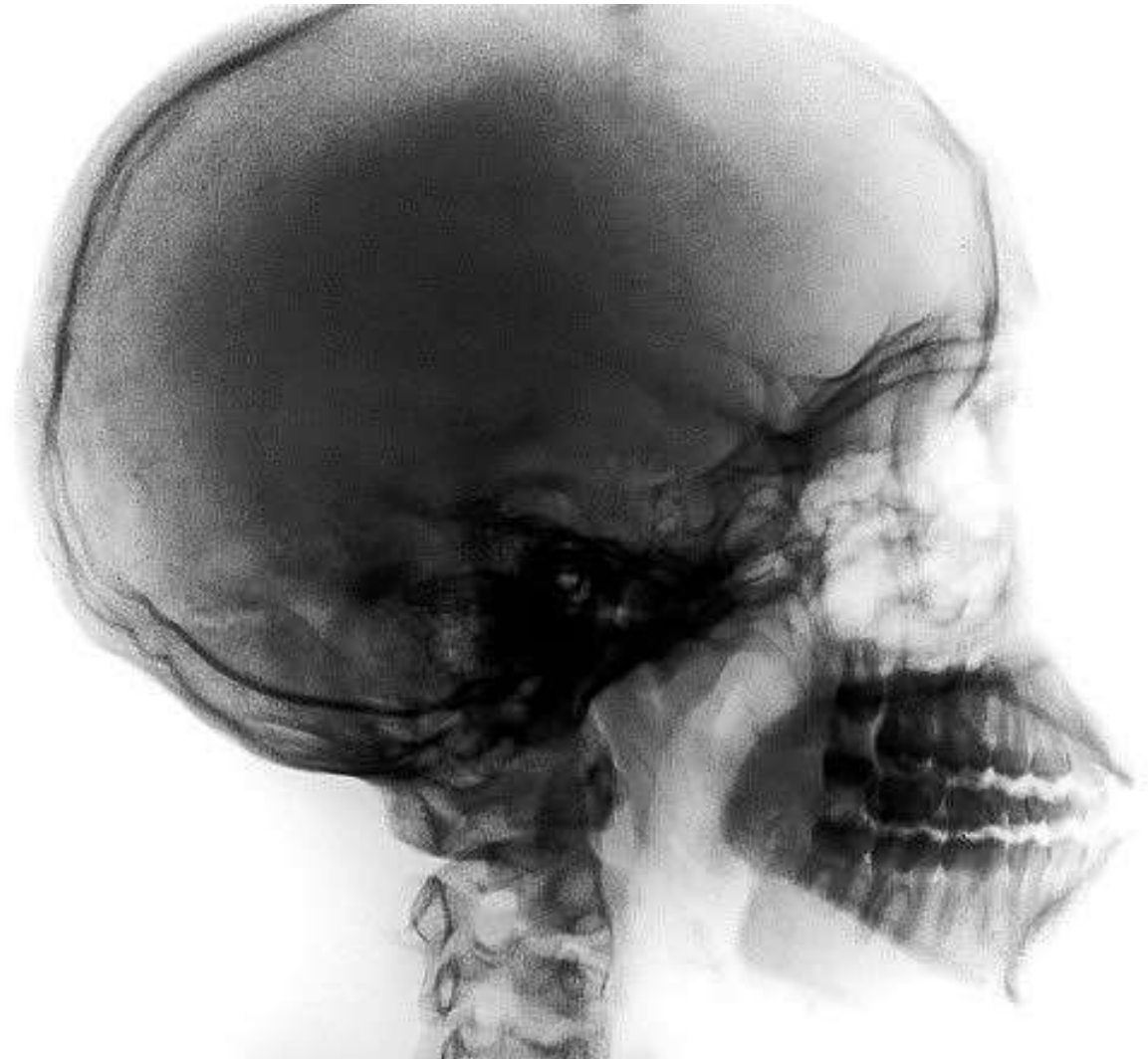
Podstawowa zasada działania CT opiera się na założeniu, że wewnętrzną strukturę obiektu (ciała) można zrekonstruować na podstawie pewnej liczby pomiarów zewnętrznych.

Pomiary te wykonywane są podobnie jak w obrazowaniu klasycznym RTG, tzn. promieniowanie X jest emitowane przez lampę, następnie promieniowanie to napotyka obiekt (ciało) i w zależności od struktury materiału jest w większym lub mniejszym stopniu pochłaniane, co jest odzwierciedlane na detektorach umieszczonych za obiektem.

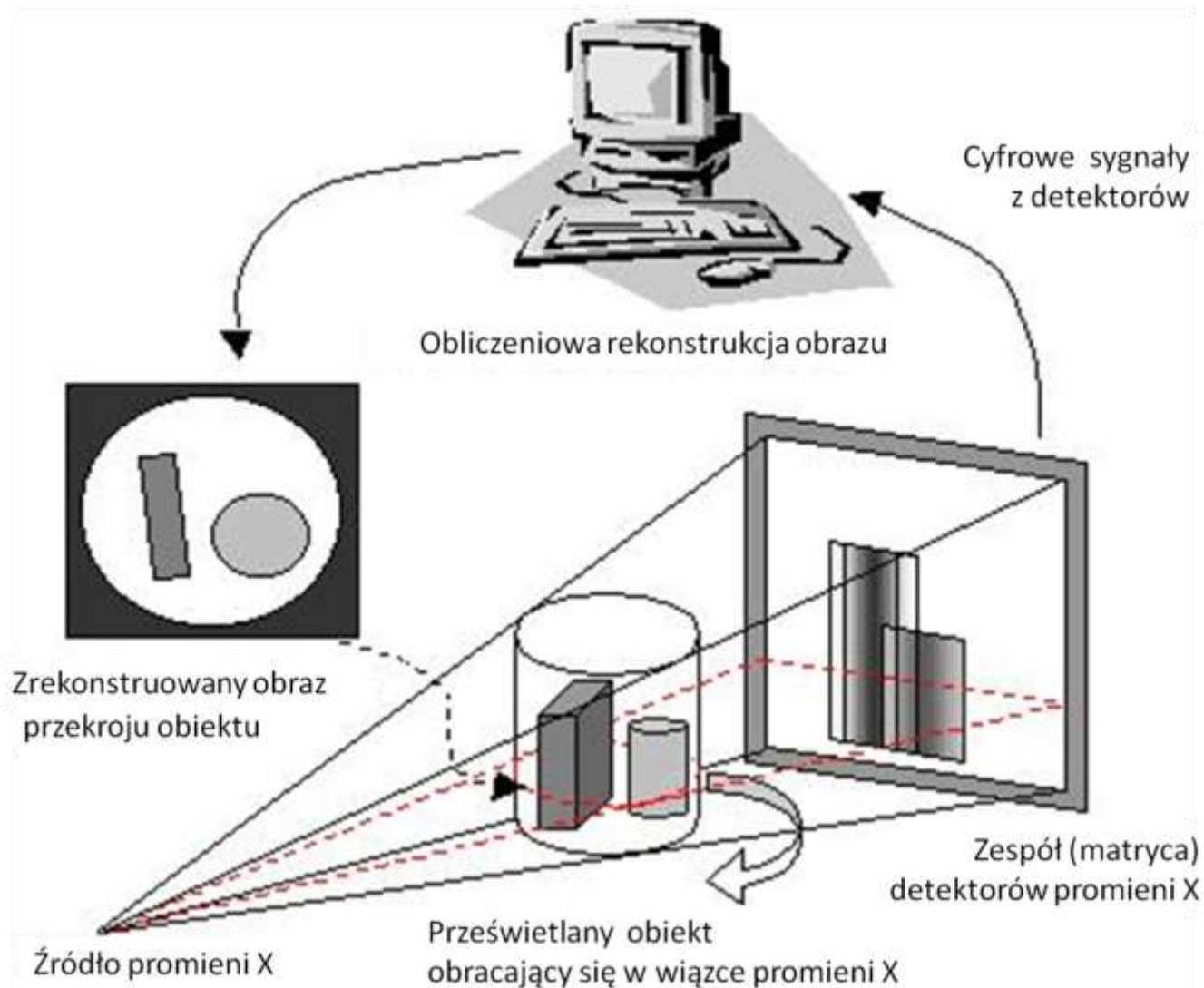
Wzajemne przesłanianie obiektów utrudnia interpretację typowego zdjęcia rentgenowskiego



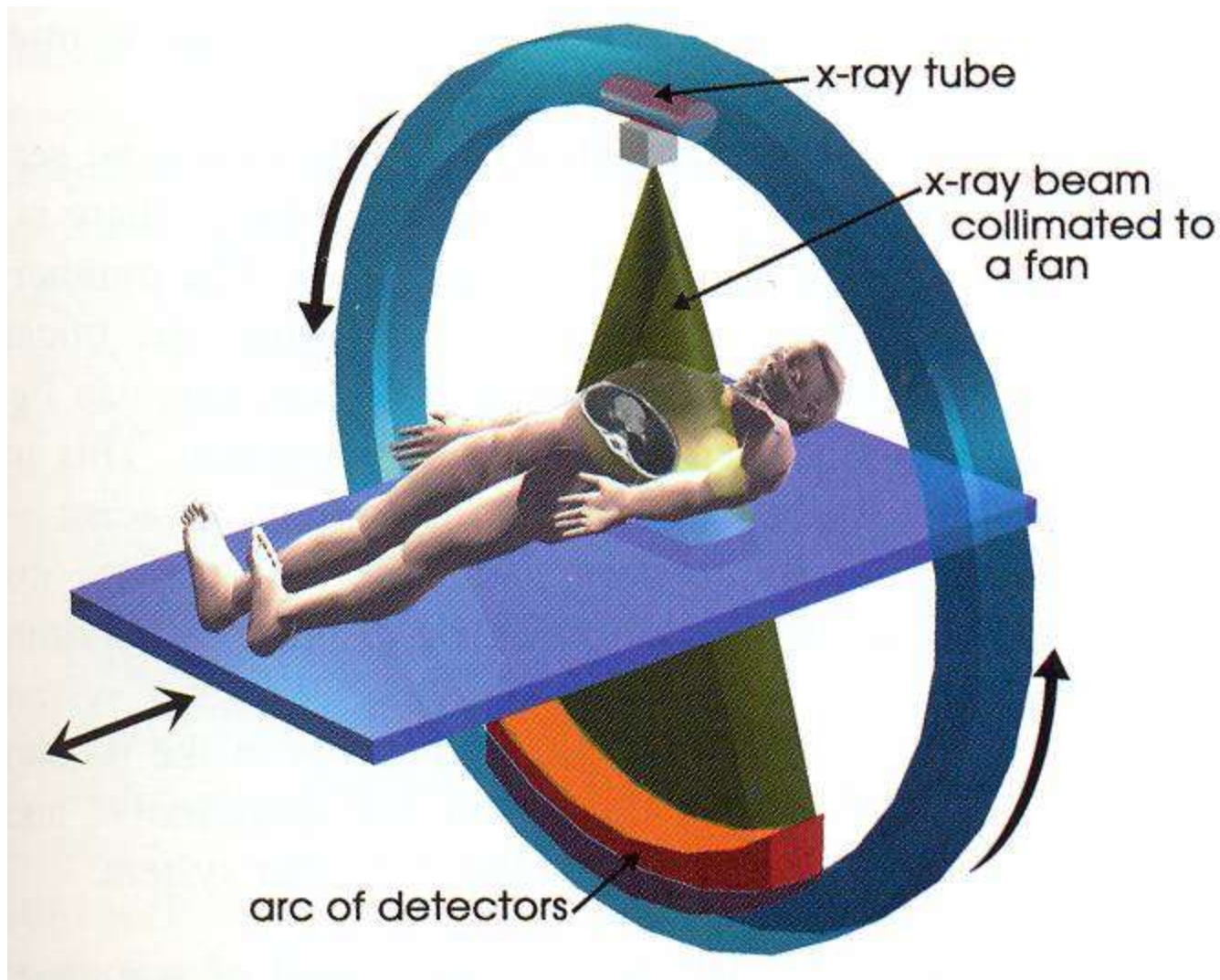
W normalnym aparacie rentgenowskim jest praktycznie niemożliwe uzyskanie obrazu mózgu, ponieważ kości czaszki nie przepuszczają promieni X do wnętrza



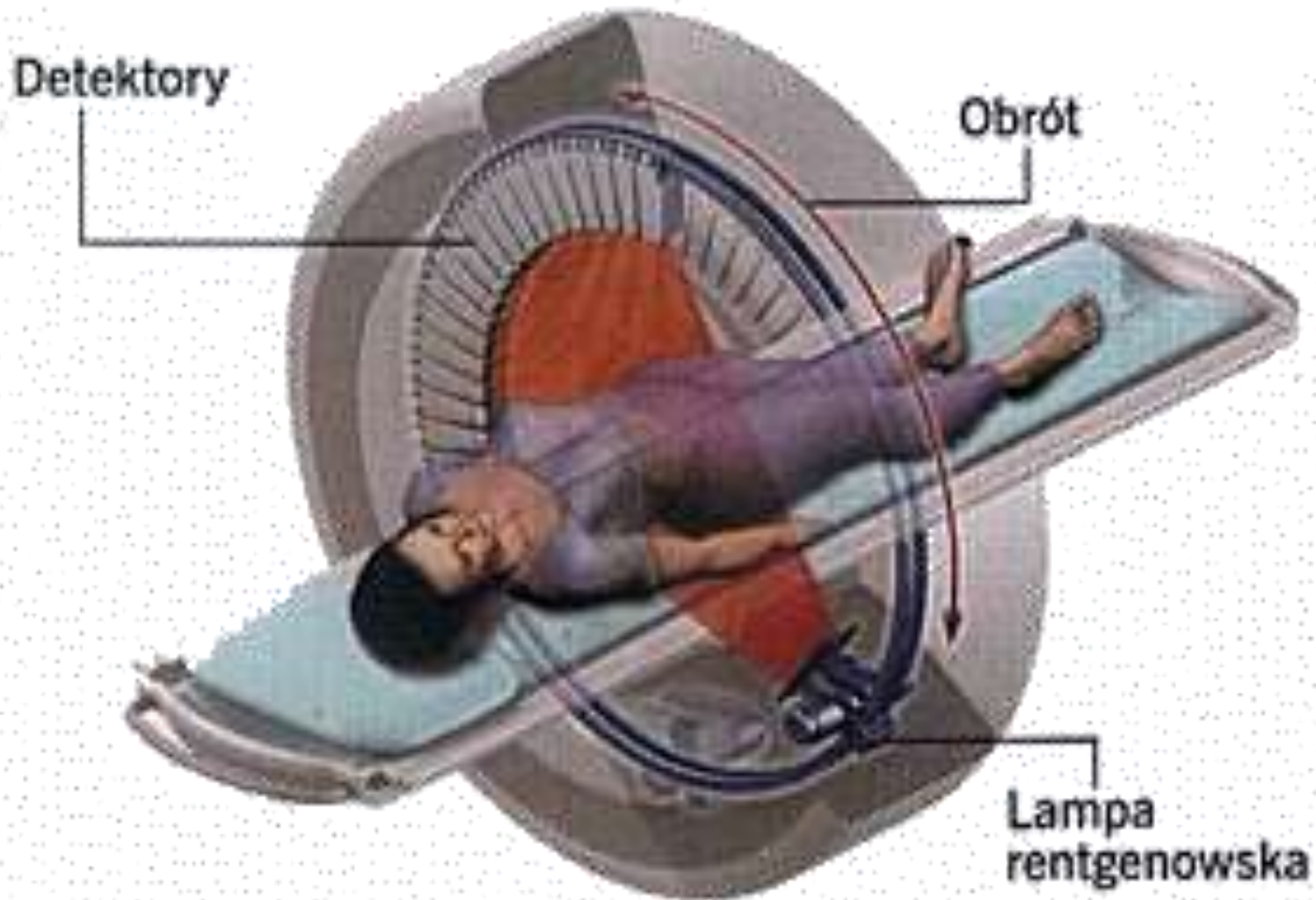
Obraz w tomografii jest otrzymywany w wyniku pomiaru pochłaniania promieniowania X przechodzącego przez badany obiekt na różnych drogach oraz po wykonaniu skomplikowanych obliczeń matematycznych, które nazywane są obliczeniową rekonstrukcją obrazu



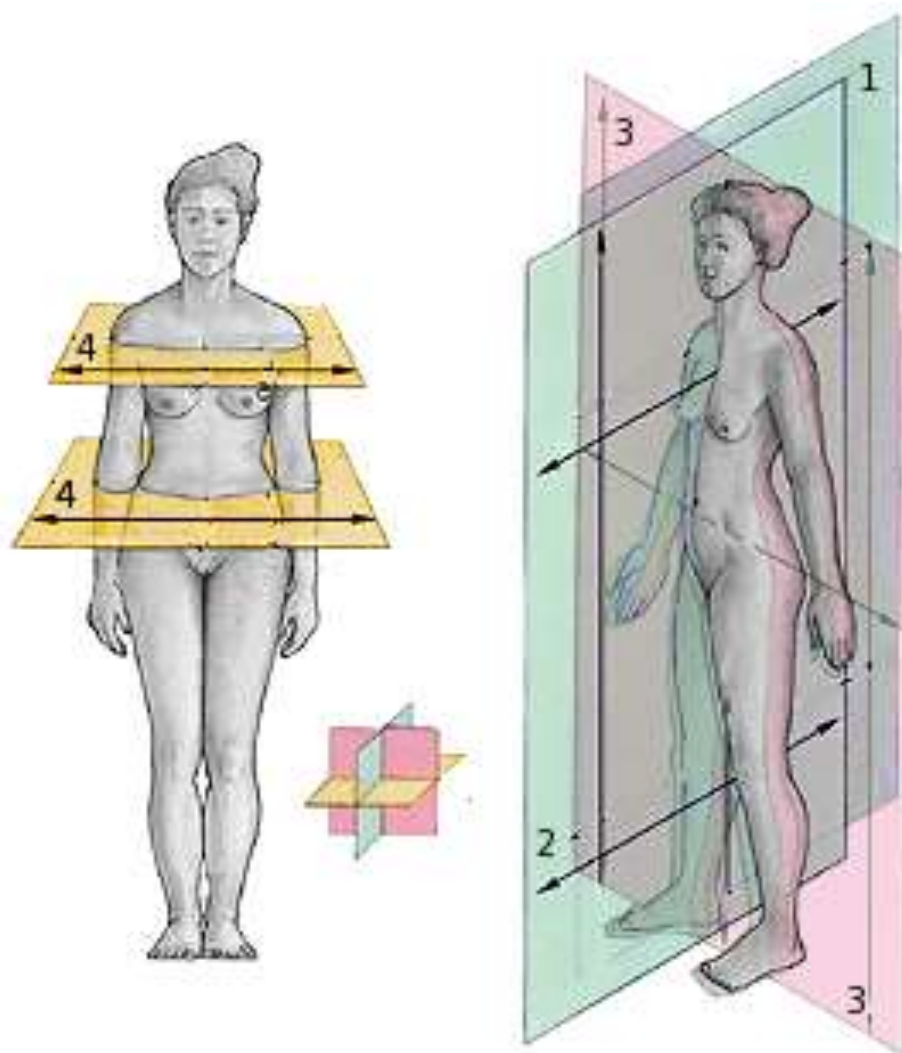
Zasada działania tomografu



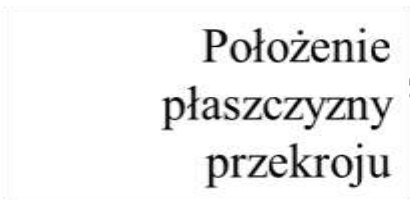
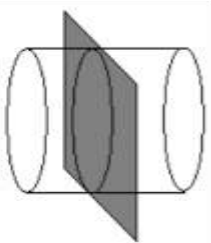
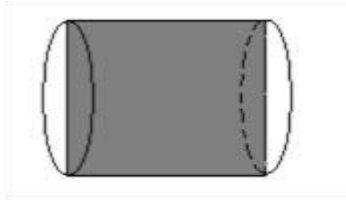
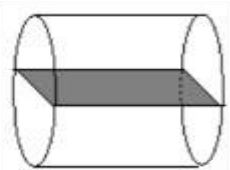
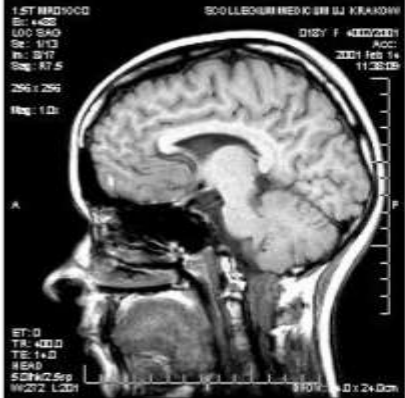
Obieganie ciała pacjenta przez lampę rentgenowską i matrycę detektorów



Tomografia dostarcza zawsze obrazów
będących przekrojami ludzkiego ciała



Różne płaszczyzny obrazowania

Płaszczyzna	Poprzeczna $Z = \text{const.}$	Strzałkowa $X = \text{const.}$	Czołowa $Y = \text{const.}$
Położenie płaszczyzny przekroju 			
Przykładowe zdjęcie głowy w danej płaszczyźnie			

Zasada tomografii komputerowej

Pojedynczy pomiar dla danego kąta określany jest w CT **projekcją**. Pomiaru te są wykonywane wielokrotnie, dla różnych kątów pomiędzy osią lampa-obiekt-detektor a pionem.

Posiadając zbiór wartości osłabienia promieniowania X dla różnych projekcji można, korzystając z operacji matematycznych, uzyskać obraz reprezentujący poprzez skalę szarości wewnętrzną strukturę obiektu.

W badaniu tego typu komputer nie jest tylko narzędziem polepszającym jakość obrazu – bez pomocy komputera nie byłoby wcale obrazu.



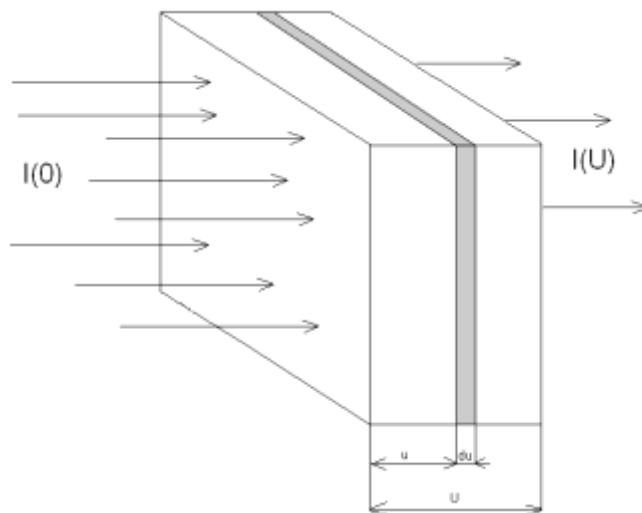
Fizyczne podstawy CT

Natężenie promieniowania rentgenowskiego: $I = \frac{n \cdot h \cdot \nu}{S \cdot t}$

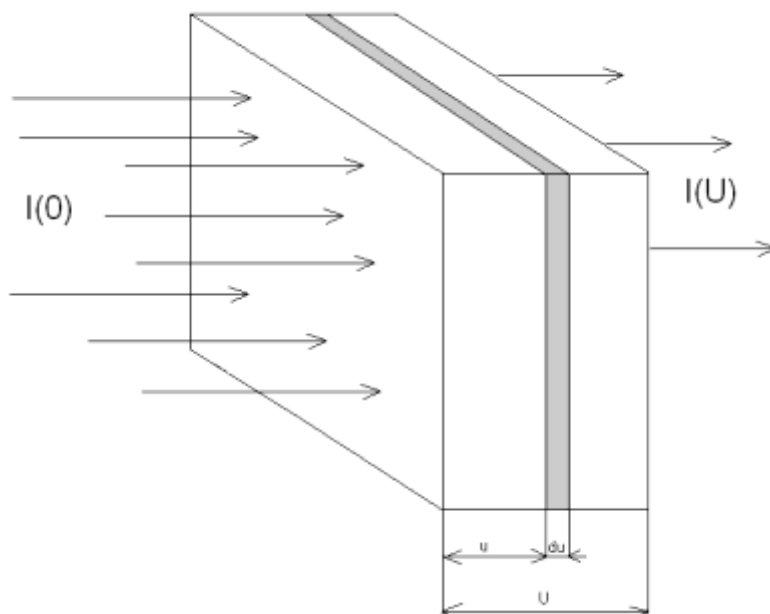
gdzie: n-liczba fotonów, h-stała Plancka, ν -cz. fali, S-pole pow., t-czas.

Procesy fizyczne odpowiadające za **osłabienie promieniowania**:

- efekt fotoelektryczny (absorpcja),
- rozpraszanie koherentne (efekt Rayleigha),
- rozpraszanie niekoherentne (efekt Comptona).



Fizyczne podstawy CT



Model matematyczny:

$$I(U) = I(0) \cdot e^{-\int_0^U \mu(u) du}$$

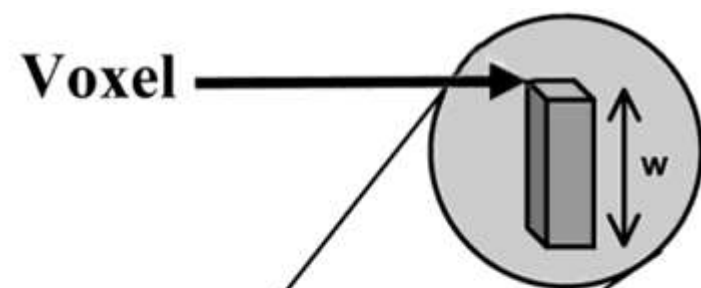
$I(0)$ – natężenie wiązki promieni X,

U – droga promieni X,

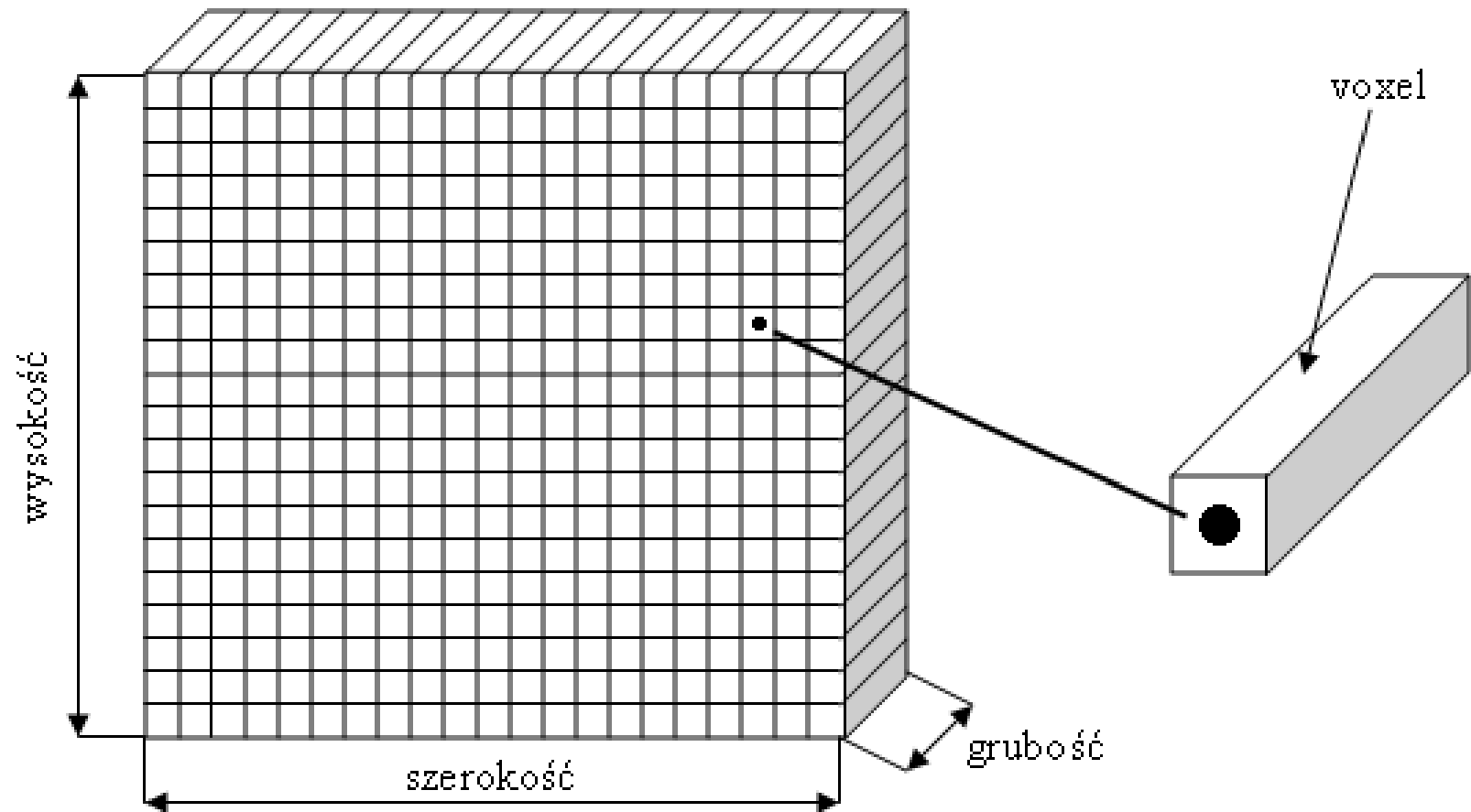
$I(U)$ – natężenie wiązki promieni po przebytej drodze U ,

$\mu(u)$ – funkcja określająca rozkład osłabienia promieniowania wzdłuż drogi U .

Podział ciała pacjenta na woksele w
obrębie których odtwarza się stopień
pochłaniania promieniowania
rentgenowskiego na drodze
obliczeniowej



Podział ciała człowieka na woksele



reprezentacja pojedynczej
zobrazowywanej warstwy/przekroju

Przypomnienie: skala Hounsfielda

$$H_{tkanki} = 1000 \cdot \frac{\mu_{tkanki} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

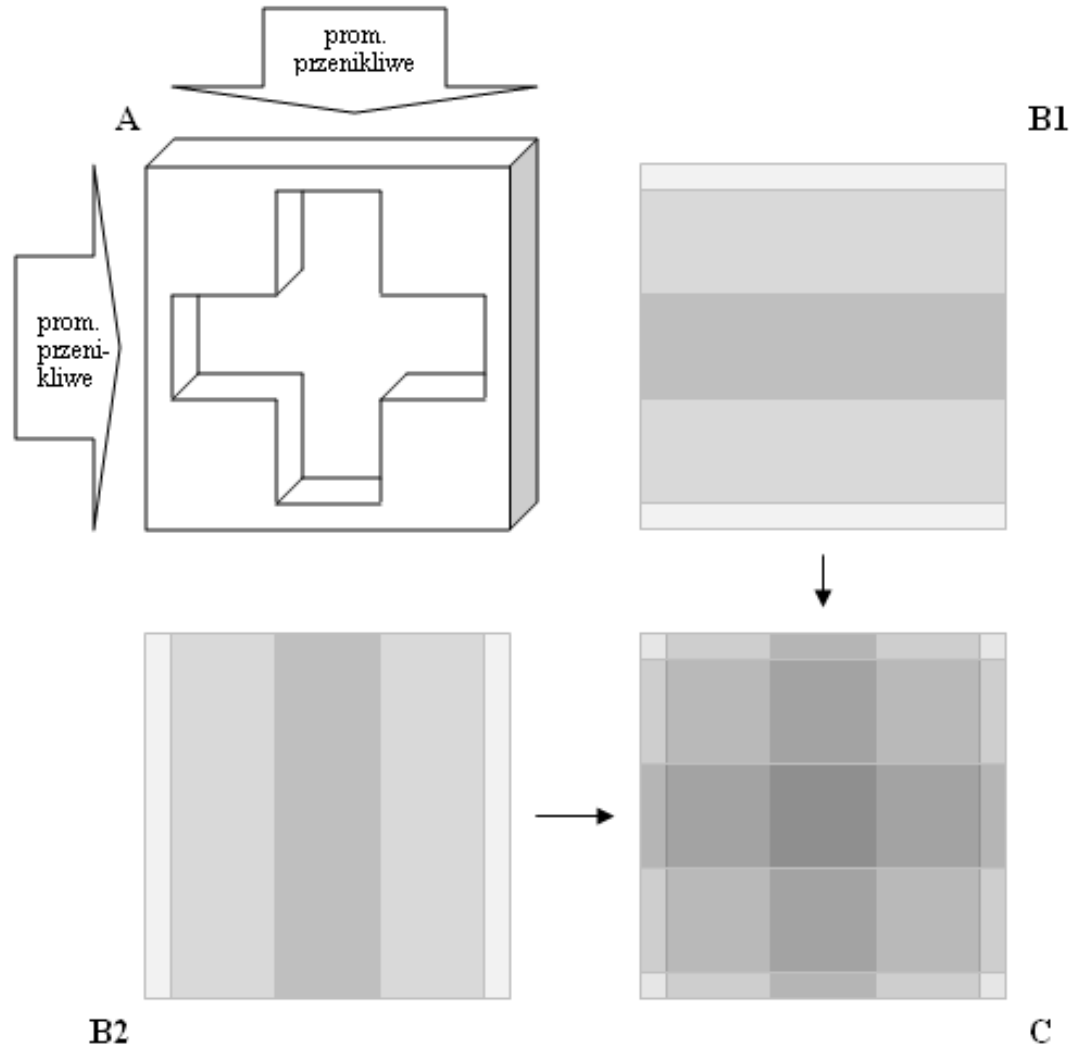
μ_{tkanki} - wypadkowa wartość osłabienia promieni X dla danej tkanki,

μ_{H_2O} – wartość osłabienia promieni X dla wody.

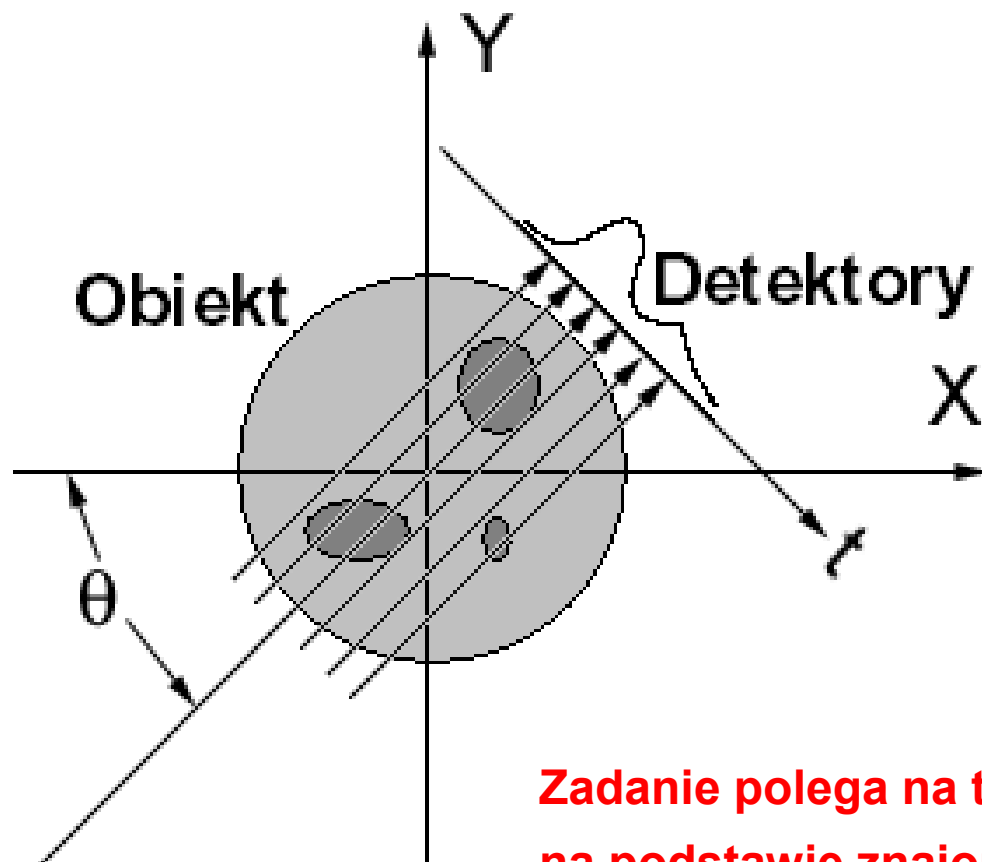
$$H \in [-1000, 3000] \subset \mathbb{R}$$

tkanka	bez kontrastu	z kontrastem
mózg	35	45
krew	65	-
wątroba	50	80...90
nerki	27...30	100
śledziona	50	70..80
trzustka	20...30	50
mięśnie	40	-
tłuszcz	-70...-110	-
kości	300...1400	-
woda	0	0

Podstawowa koncepcja tomografii: odtworzenie obrazów na podstawie projekcji



Metody rekonstrukcji obrazu



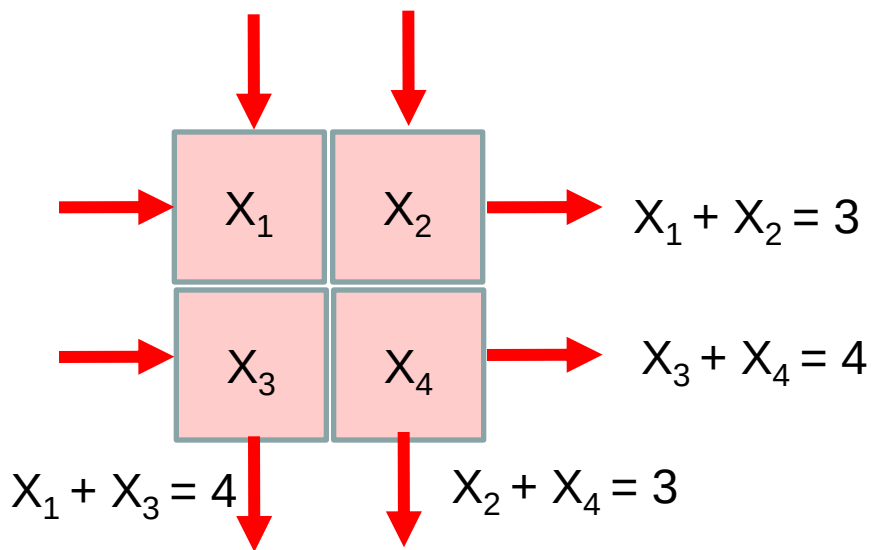
Skolimowana wiązka promieni rentgenowskich, nachylona pod kątem θ do osi X, przechodzi przez badany obiekt, a jej natężenie mierzone przez detektor ulega osłabieniu, zgodnie z równaniem:

$$I = I_0 \exp\left[-\int_L \mu(x, y) dl\right]$$

Zadanie polega na tym, żeby odtworzyć funkcję $\mu(x, y)$ na podstawie znajomości I oraz I_0 dla wszystkich t i θ

Położenie detektora (detektorów) określone jest współrzędną t mierzoną na osi zorientowanej prostopadle do wiązki. Pełny zestaw danych pomiarowych dla jednej warstwy złożony jest z $N \times M$ liczb, gdzie N jest ilością punktów pomiaru na osi t , natomiast M to ilość nachyleń wiązki (tj. wartości $0 \leq \theta < 180^\circ$).

Wydobywanie obrazu tomograficznego metoda prosta



Wyobraźmy sobie, że to jest
fragment ciała pacjenta

Cel pracy skanera:
Wyznaczanie sumarycznego
pochłaniania na różnych drogach

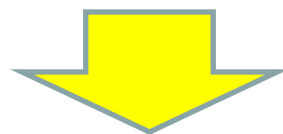
To jest fragment obrazu tomograficznego.
Stopień szarości pokazuje pochłanianie.

$$X_1 + X_2 = 3$$

$$X_3 + X_4 = 4$$

$$X_1 + X_3 = 4$$

$$X_2 + X_4 = 3$$

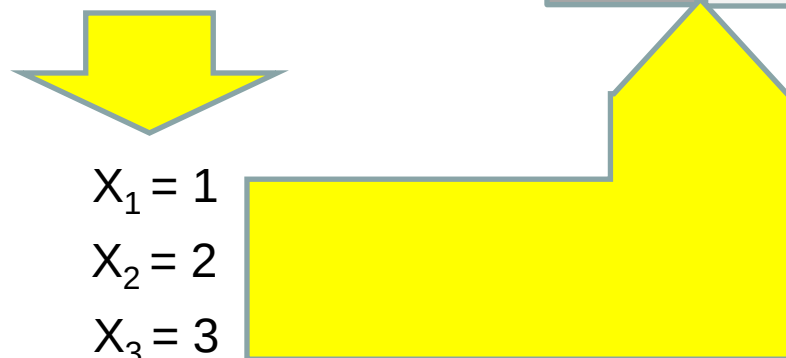
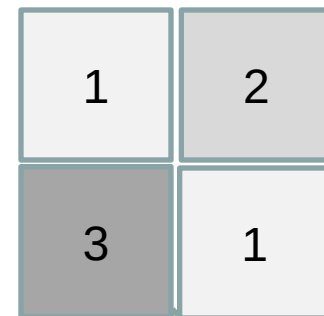


$$X_1 = 1$$

$$X_2 = 2$$

$$X_3 = 3$$

$$X_4 = 1$$



Cel pracy komputera:
Wyznaczanie pochłaniania
w poszczególnych voxelach

Stopień szarości pokazuje pochłanianie.

$$X_1 + X_2 = 3$$

$$X_3 + X_4 = 4$$

$$X_1 + X_3 = 4$$

$$X_2 + X_4 = 3$$

1	2
3	1

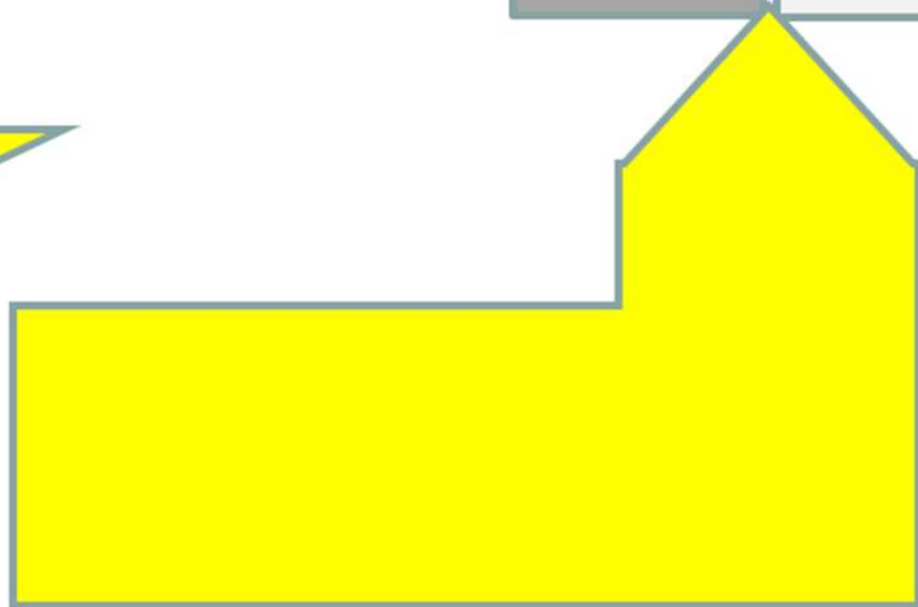


$$X_1 = 1$$

$$X_2 = 2$$

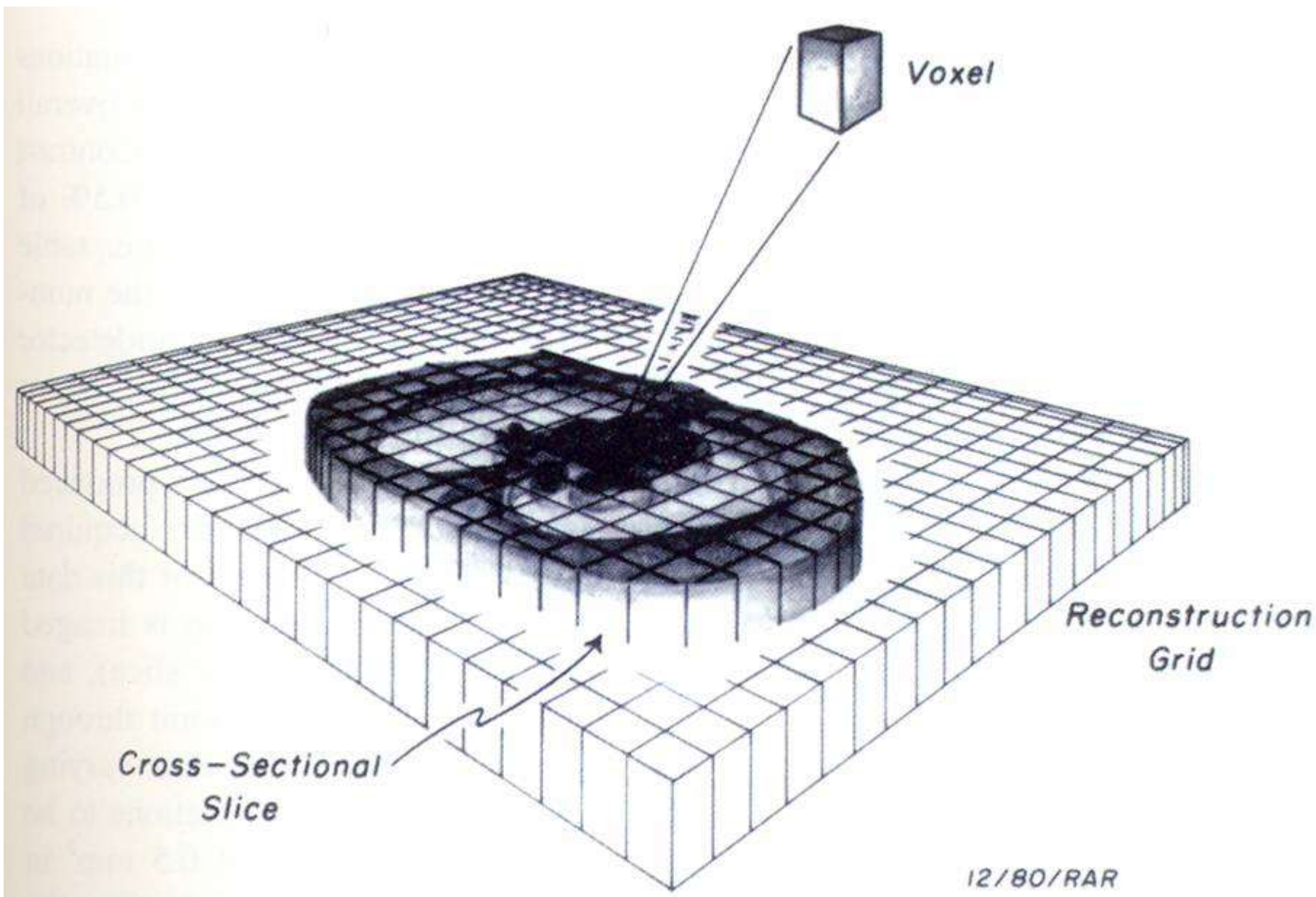
$$X_3 = 3$$

$$X_4 = 1$$



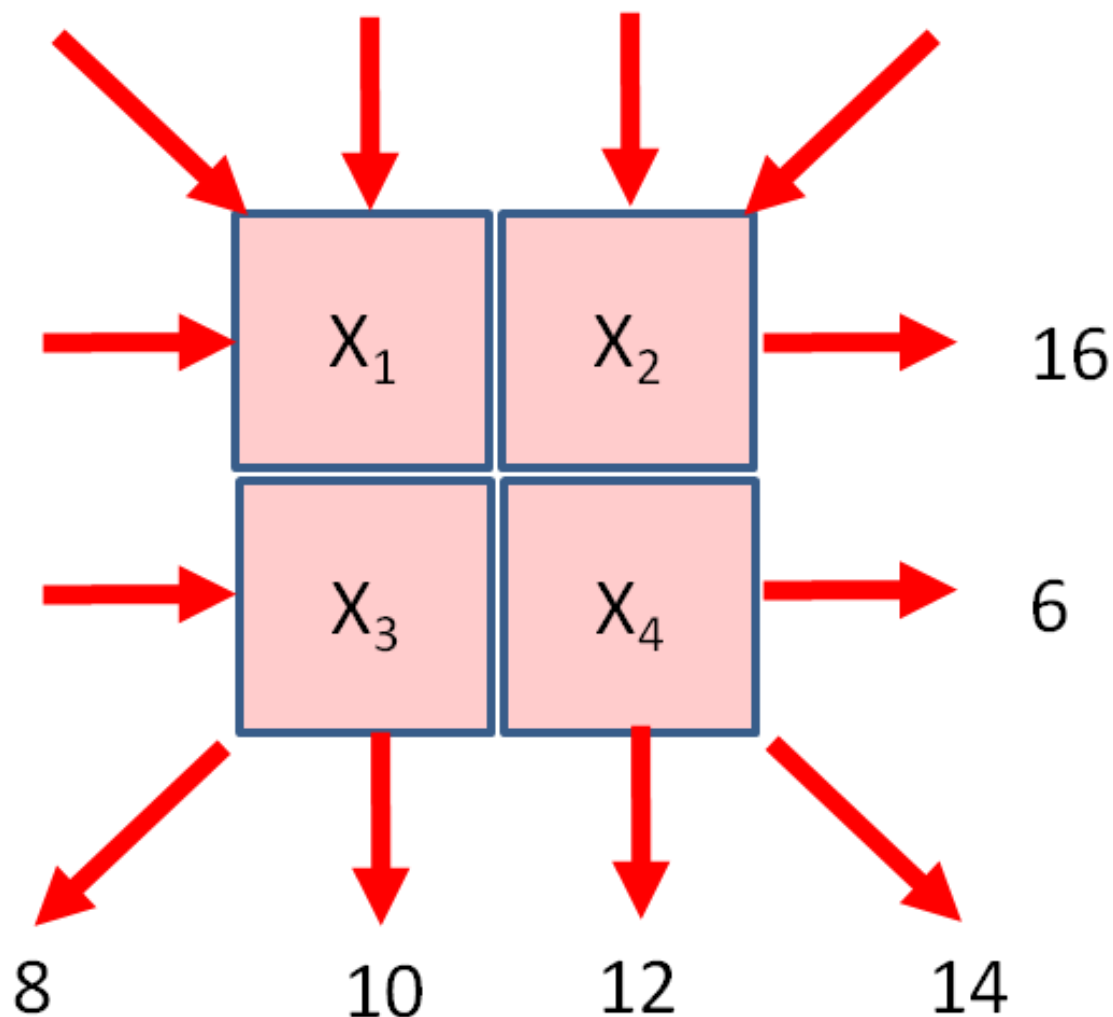
Cel pracy komputera:
Wyznaczanie pochłaniania

Podstawą rekonstrukcji obrazu są tzw. voxele

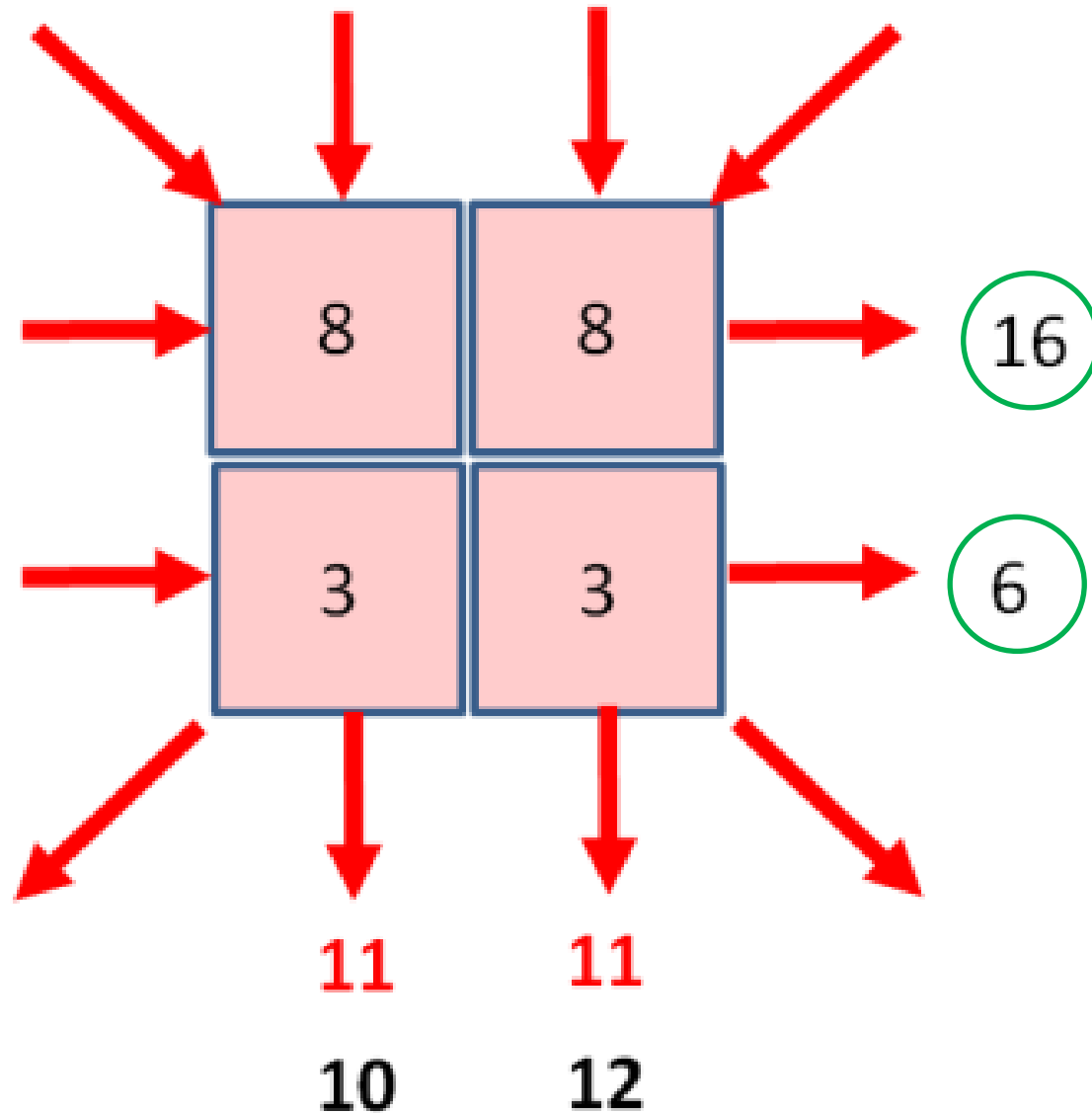


W tomografii stosuje się rekonstrukcję obrazu wykorzystującą metodę iteracyjną, w której liczba danych (pochodzących z różnokierunkowych sondowań) jest **większa** niż ta, która byłaby niezbędna do rozwiązania odpowiednich równań – ale dzięki temu obliczenia przebiegają szybko i dają dobre wyniki.

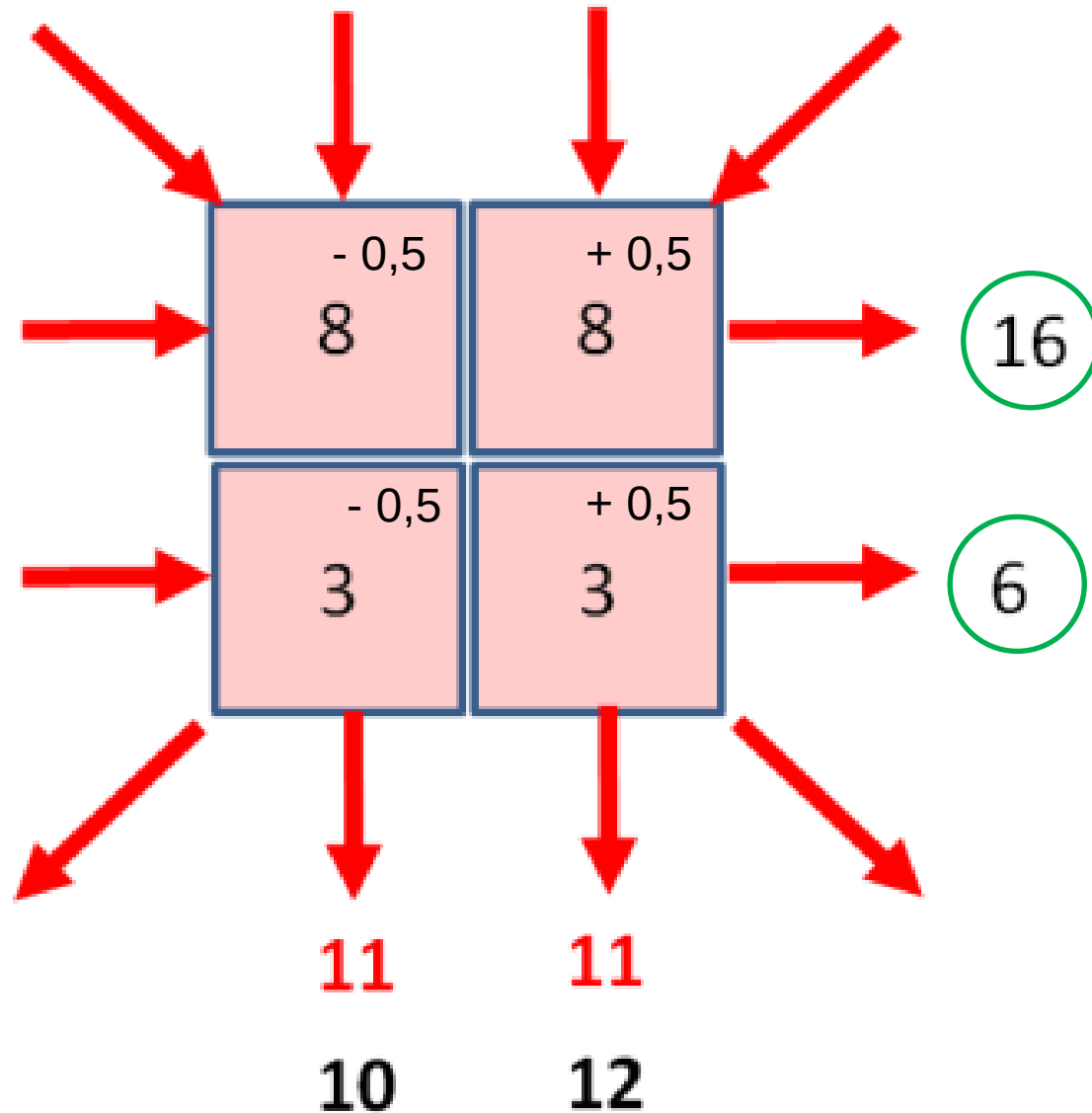
Wyniki skanowań dla przykładowego zadania rekonstrukcji tomograficznej obrazu



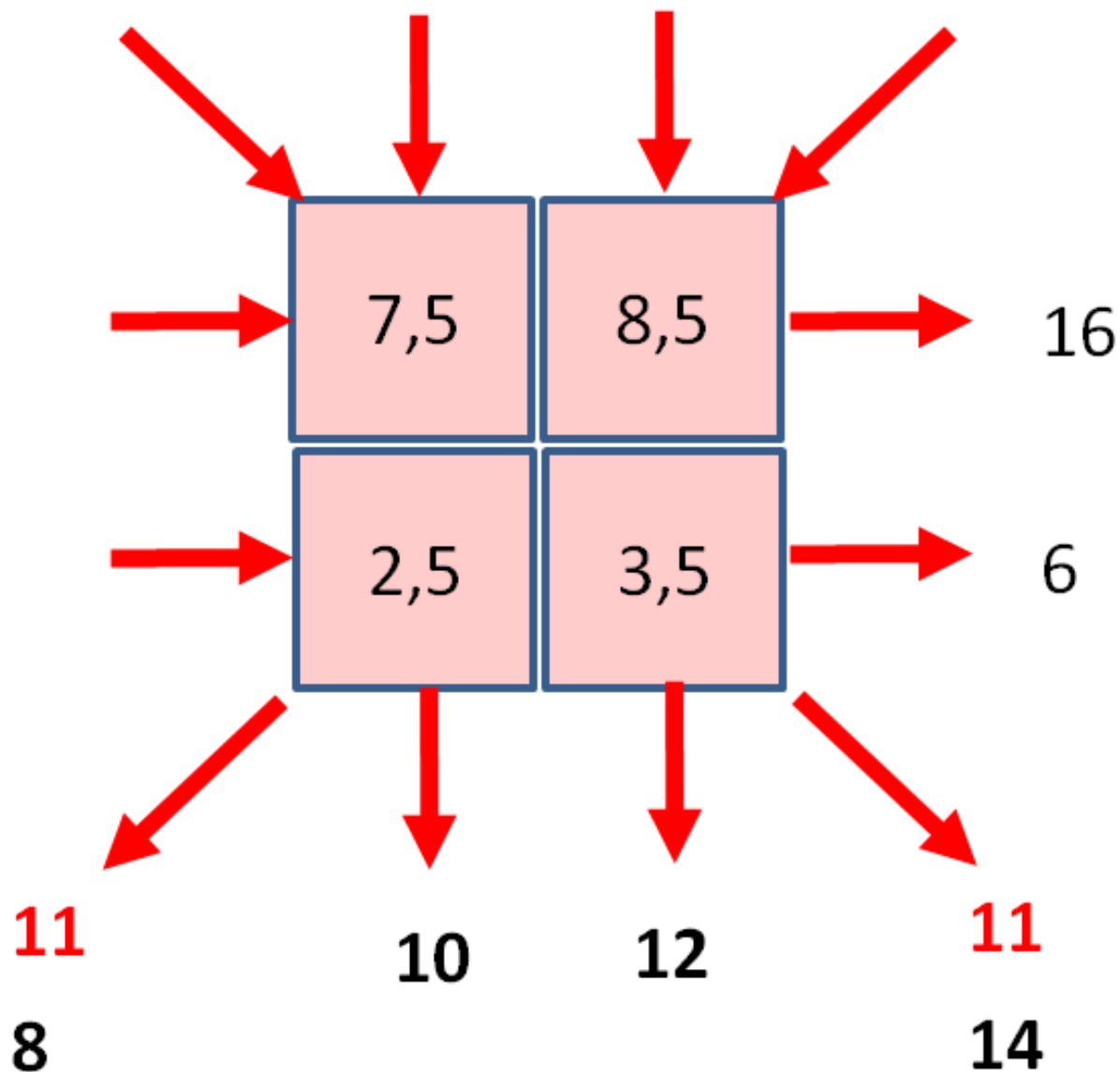
Pierwszy etap iteracyjnej rekonstrukcji obrazu tomograficznego: założenia wartości jednakowe w wierszach, suma ma się zgadzać



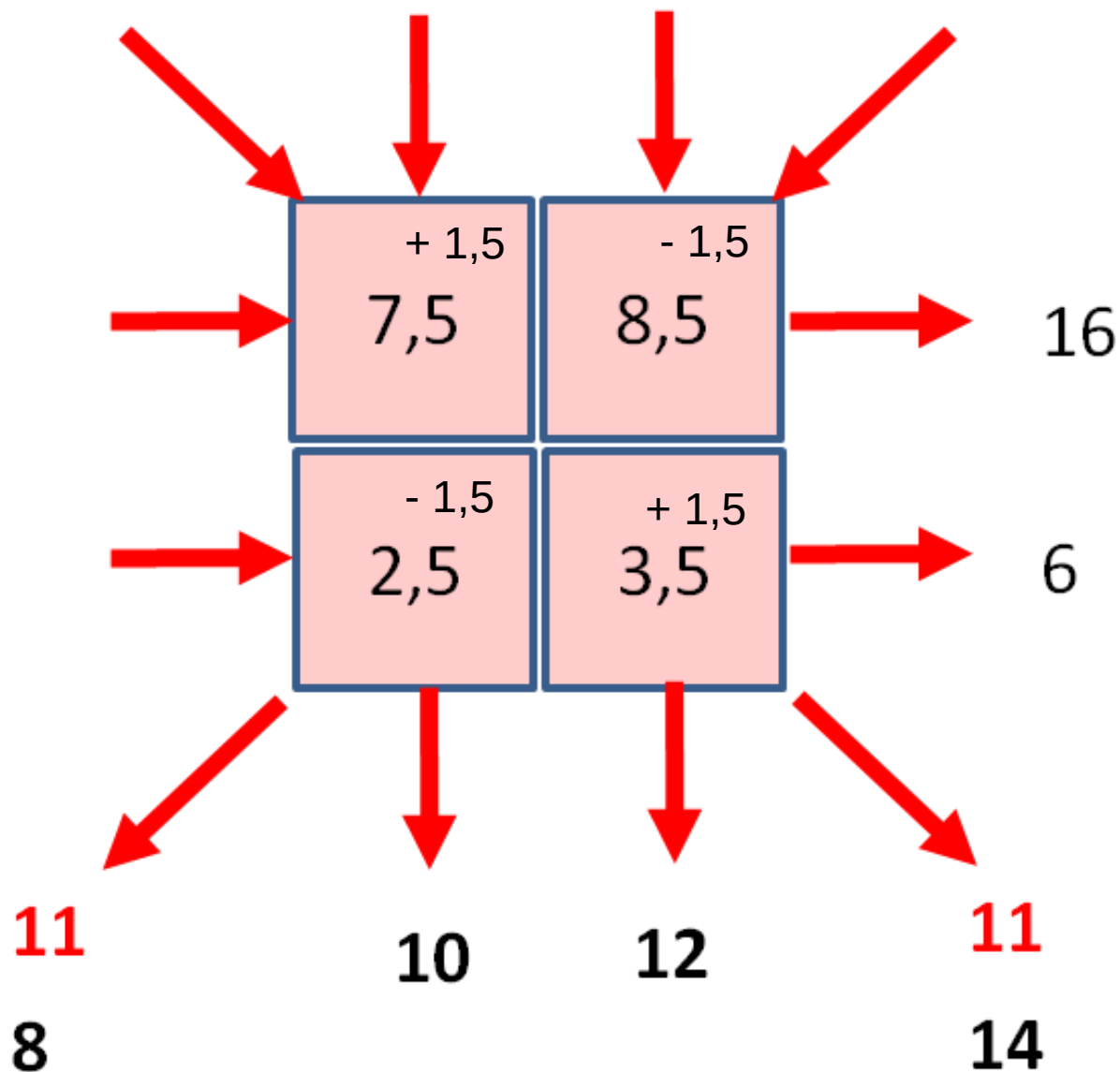
Pierwszy etap iteracyjnej rekonstrukcji obrazu tomograficznego: z założenia wartości jednakowe w wierszach, suma ma się zgadzać
Nie zgadzają się sumy w kolumnach!



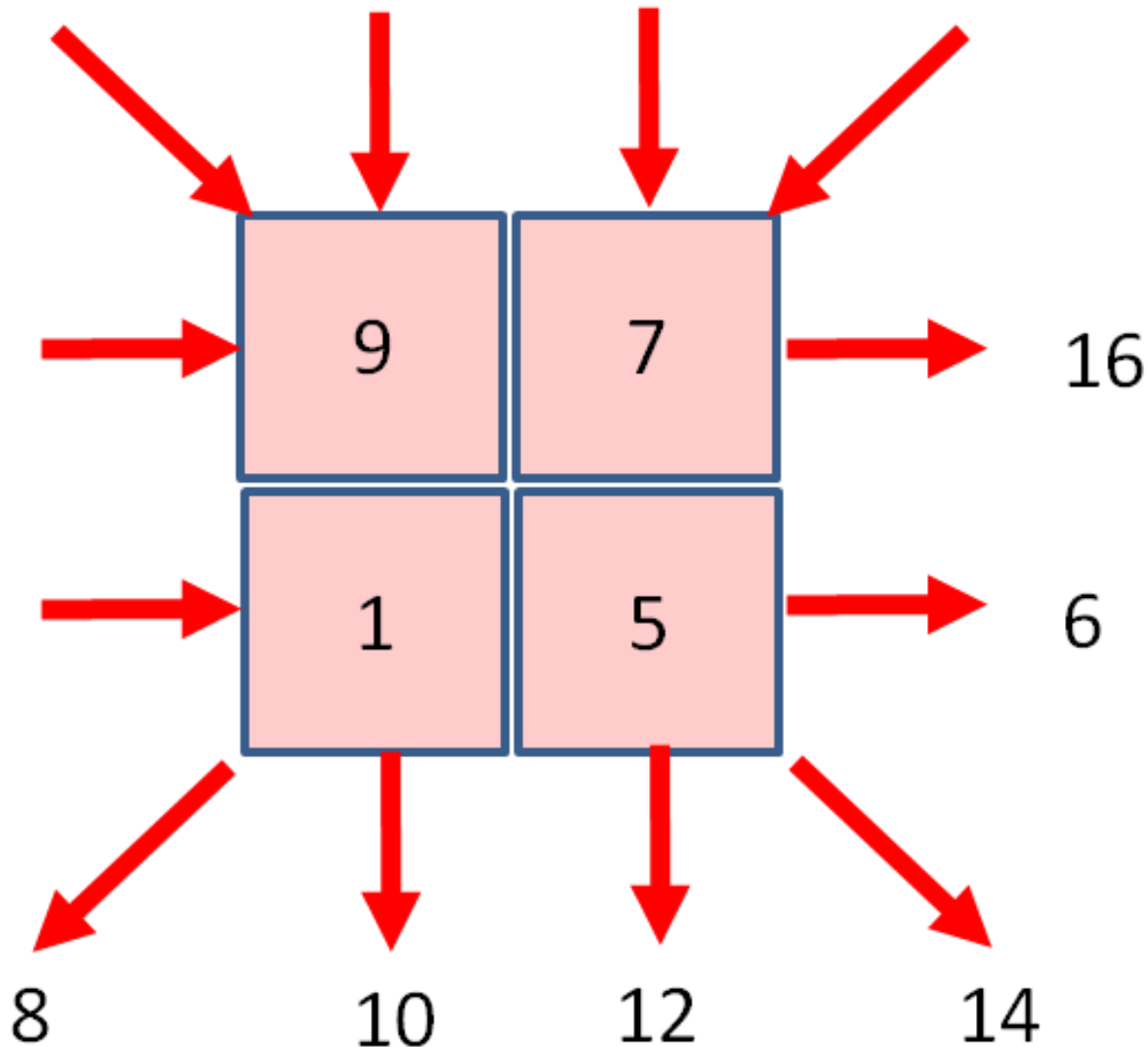
Drugi etap iteracyjnej rekonstrukcji obrazu: uzgodnienie sum w kolumnach.



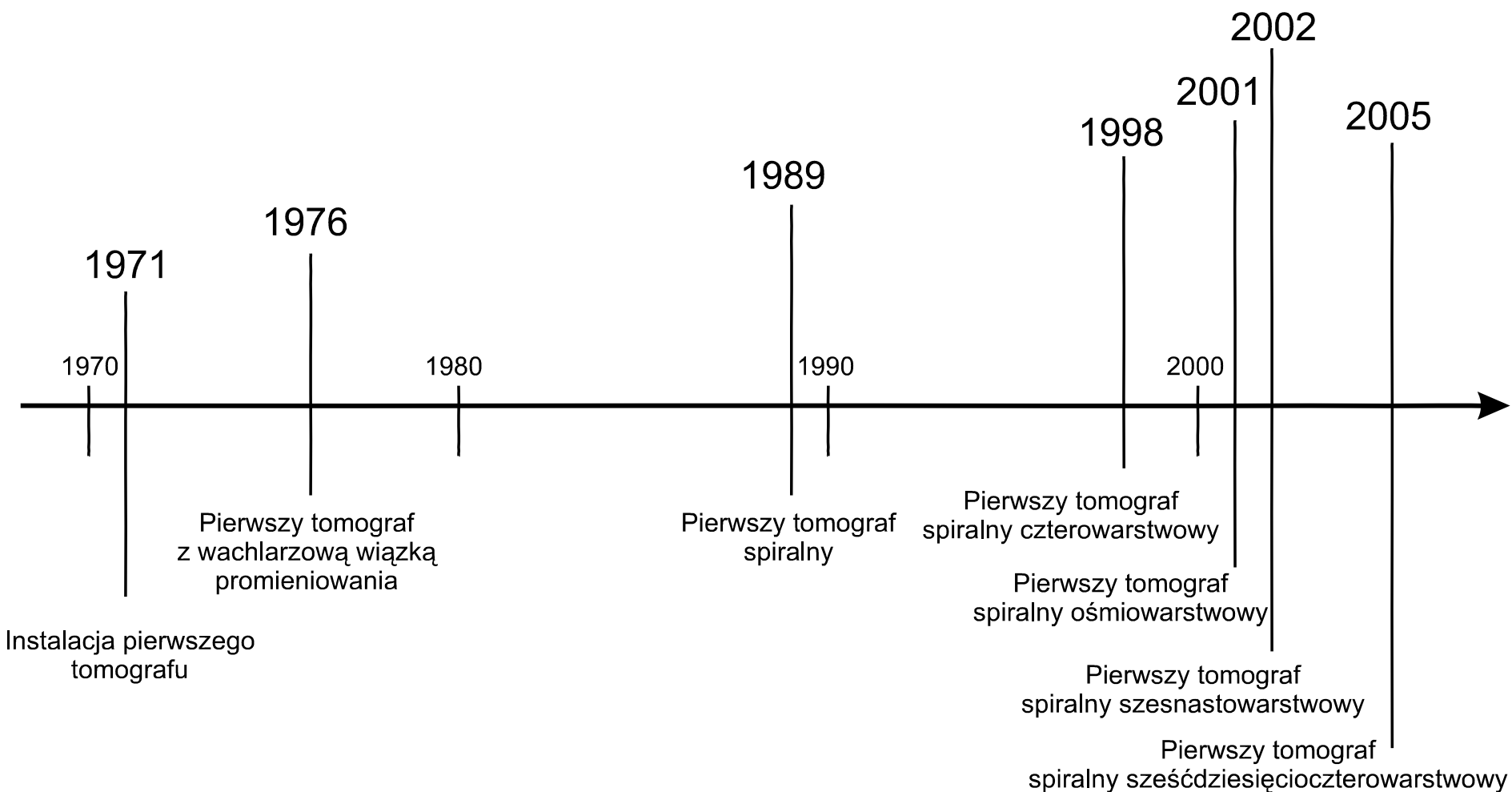
Drugi etap iteracyjnej rekonstrukcji obrazu: uzgodnienie sum w kolumnach.
Nie zgadza się jeszcze na przekątnych!



Ostateczny wynik rekonstrukcji przykładowego obrazu tomograficznego. Wszystko się zgadza!



Krótką historia tomografii

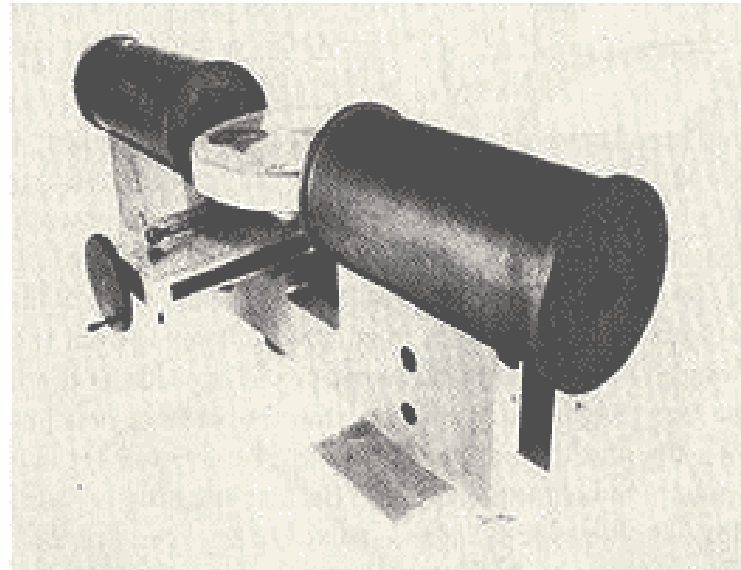


Trocheę historii...

Idea tomografu wywodzi się z prac **Allana MacLeod Cormacka**

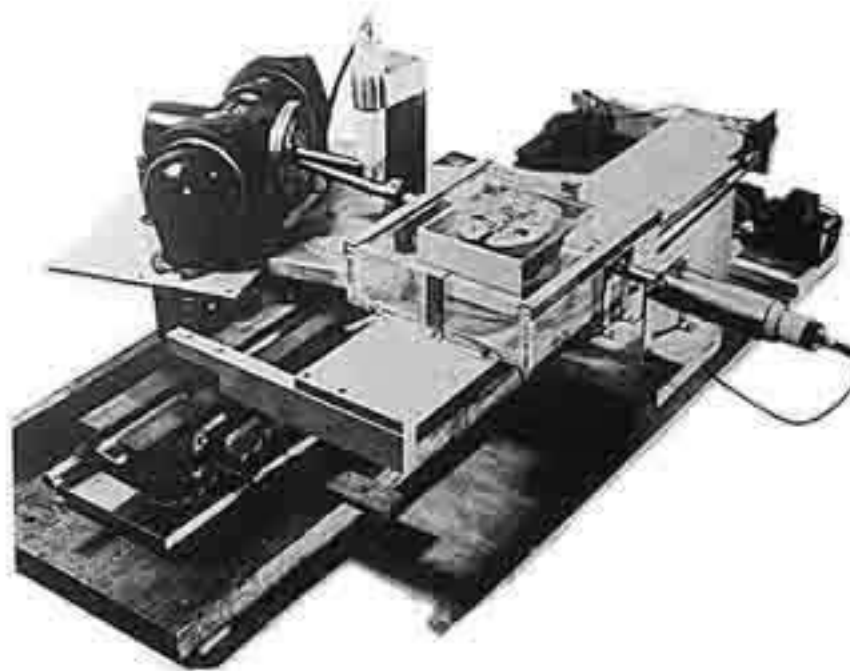
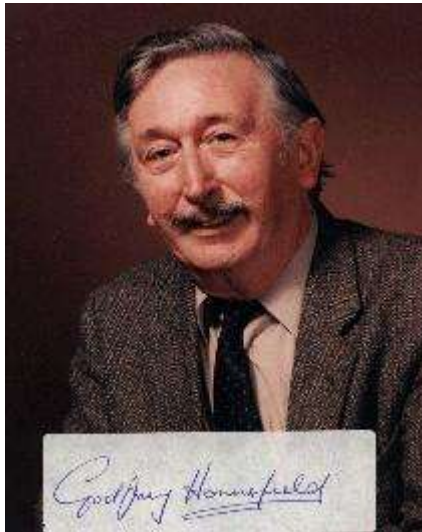


A. M. Cormack...



... i jego aparatura.

Tomograf został potem udoskonalony przez **Godfreya Newbold Hounsfielda**



Pierwszy tomograf komputerowy
zbudowany przez Hounsfielda

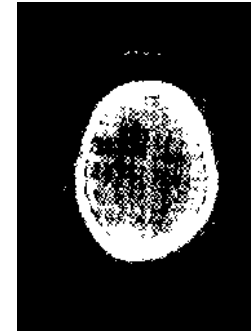


Pierwszy obraz
tomograficzny
(przekrój mózgu)
uzyskany przez
Hounsfielda na
alfanumerycznej
drukarni
komputerowej

Pierwsze zastosowanie kliniczne tomografu:



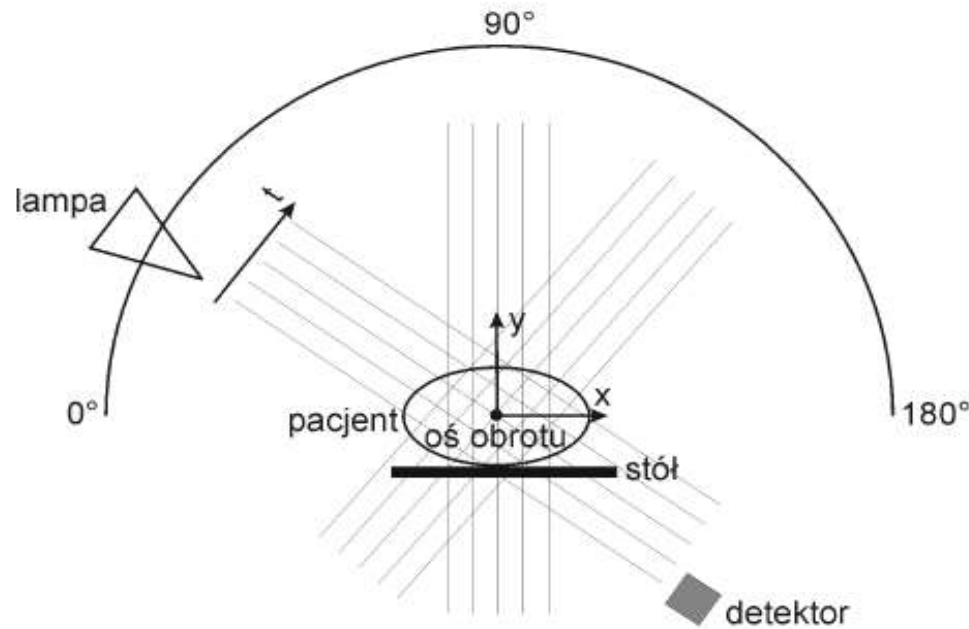
Przy pomocy tego tomografu firmy EMI Hounsfield uzyskał diagnozę pacjentki z guzem mózgu (obraz obok)



Parametry użytego wówczas tomografu

- czas skanowania — około 4,5 minuty,
- czas rekonstruowania — 20 s,
- grubość przekroju — 13 mm,
- matryca obrazu — 80x80 pikseli,
- każdy piksel reprezentował obszar 3x3 mm.

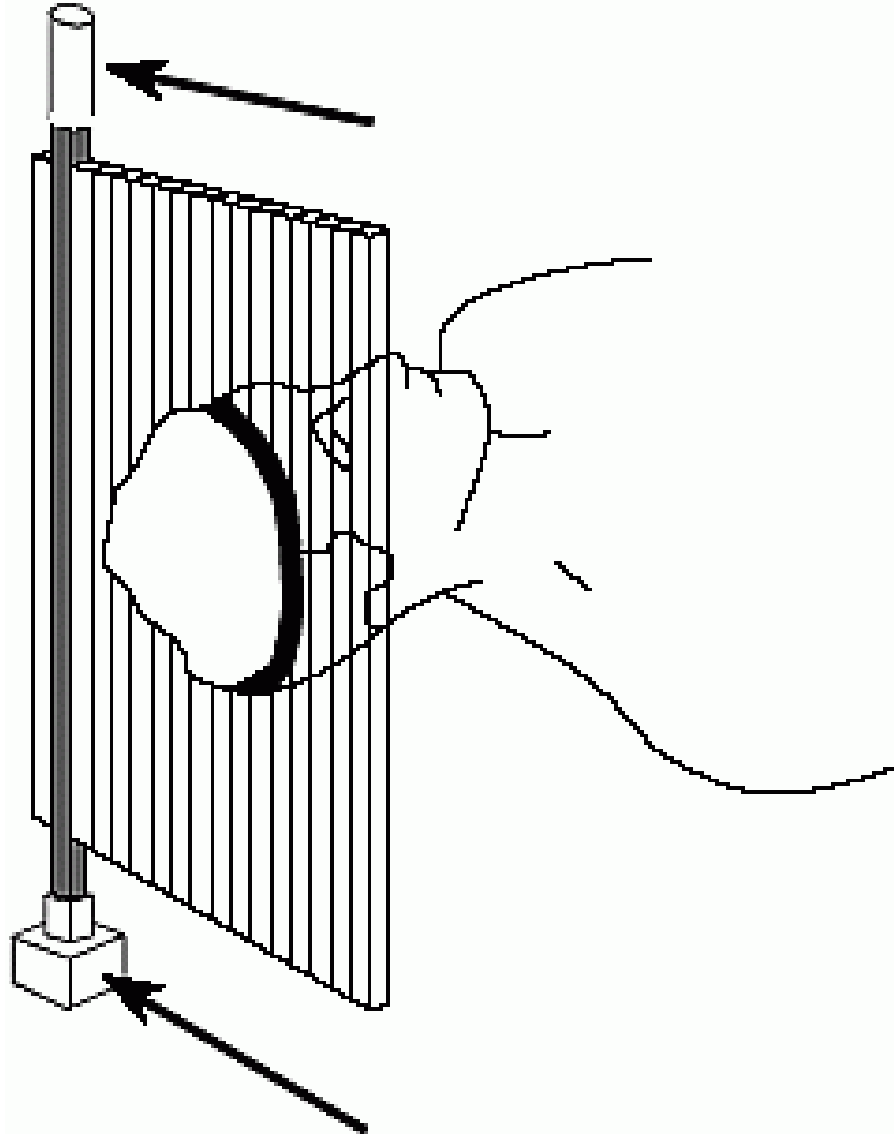
Zasada działania tomografu – wstępny rzut oka



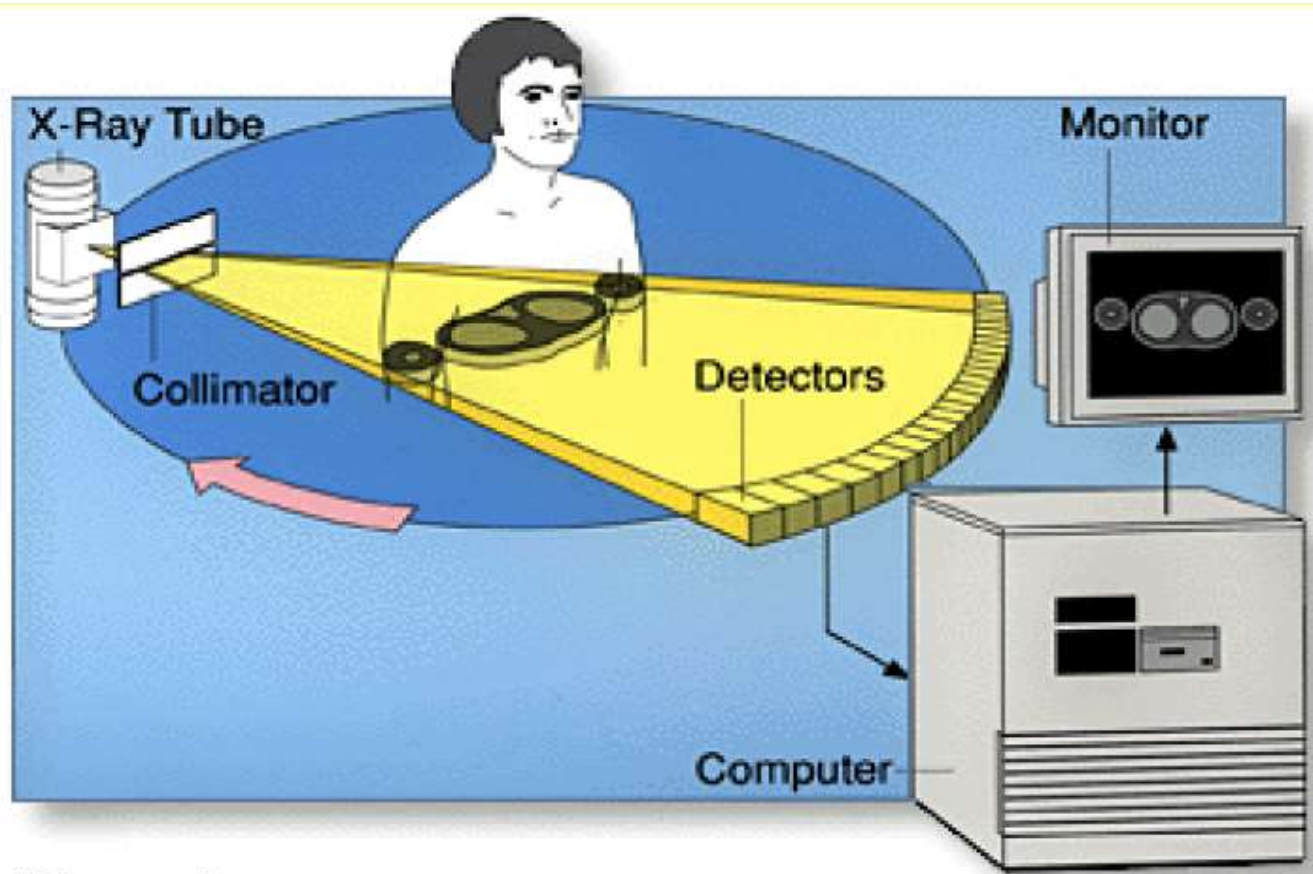
Promieniowanie emitowane przez lampę jest częściowo pochłaniane przez napotkane obiekty, a następnie rejestrowane przez detektory umieszczone po drugiej stronie. Pomiarów takich wykonuje się wiele, dla różnych kątów między osią łączącą lampę, obiekt i detektor a pionem, otrzymując zbiór wartości pochłaniania promieniowania. Istnieje kilka generacji tomografów, różniących się sposobem realizacji ruchomego układu lampa – detektor oraz liczbą i sposobem rozmieszczenia detektorów, jednak ogólna zasada jest taka sama.

Na podstawie uzyskanych pomiarów możliwe jest odtworzenie obrazu przekroju obiektu w płaszczyźnie prostopadłej do osi obrotu (tzw. rekonstrukcja obrazu). Wybór warstwy następuje przez przesuwanie stołu z pacjentem wewnątrz tomografu.

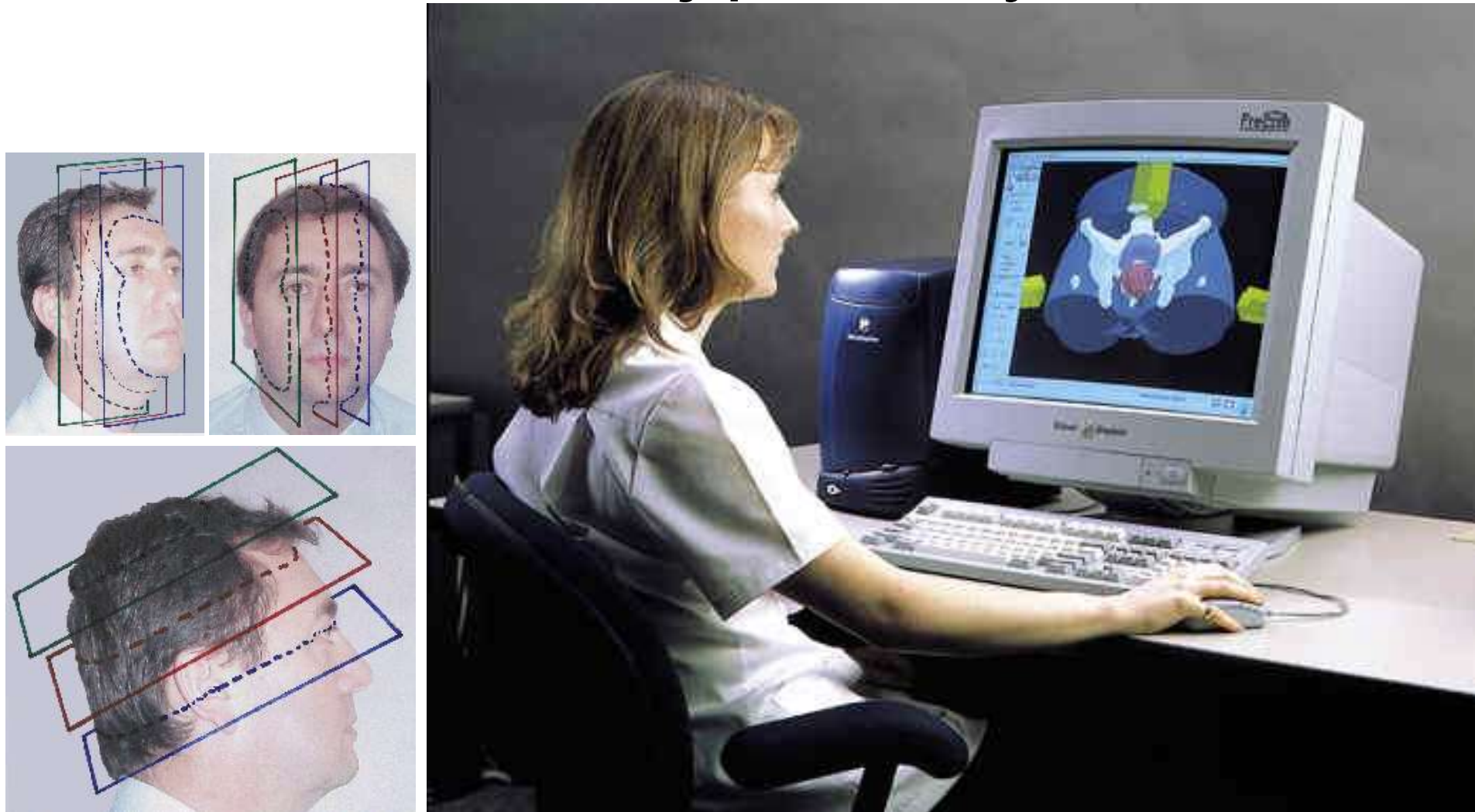
Tomograf komputerowy udostępnia wnętrze ciała pacjenta w formie przekrojów w jednej płaszczyźnie

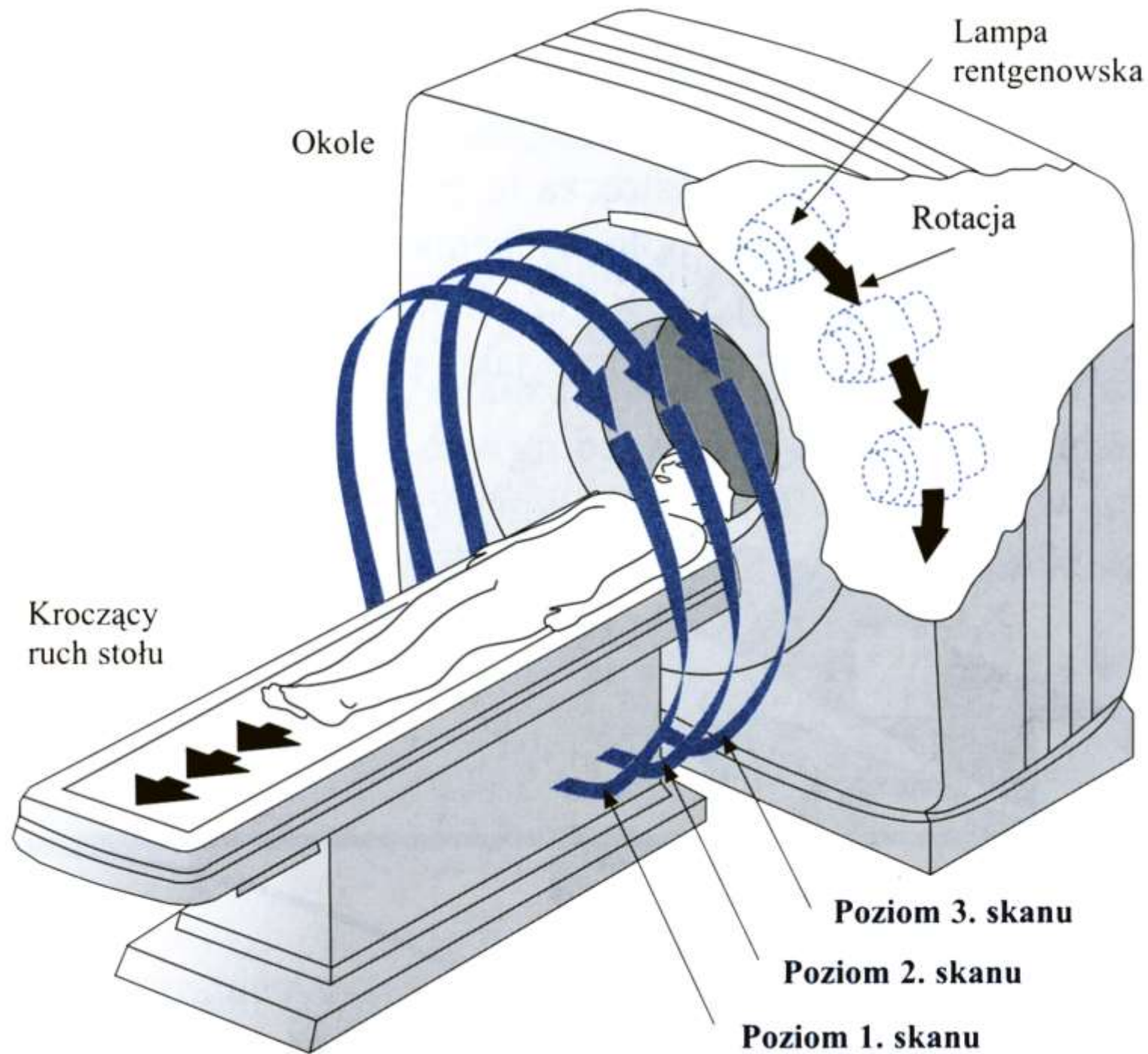


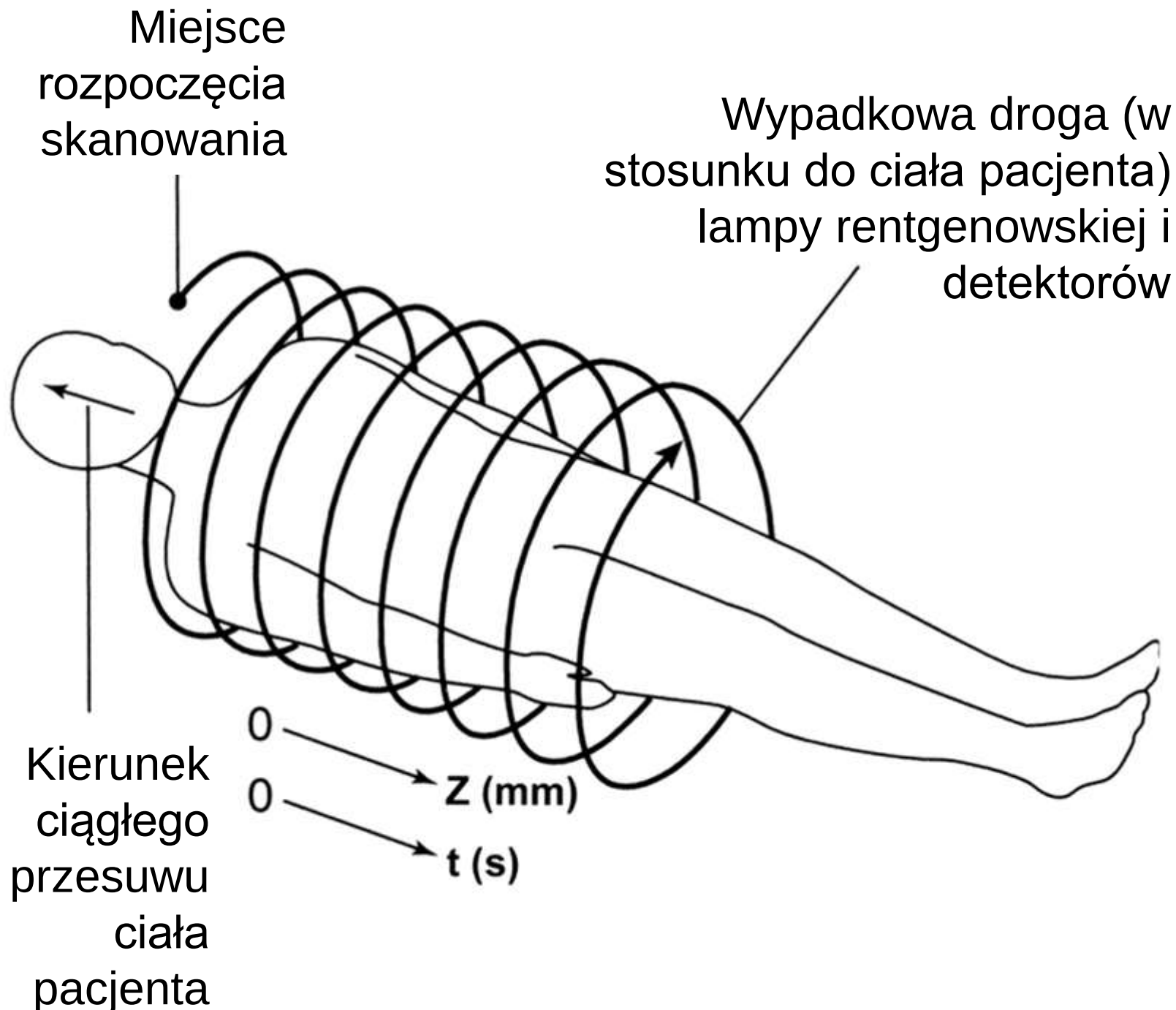
Fizycznie dostajemy przekrój w płaszczyźnie wynikającej z ułożenia lampy i detektorów

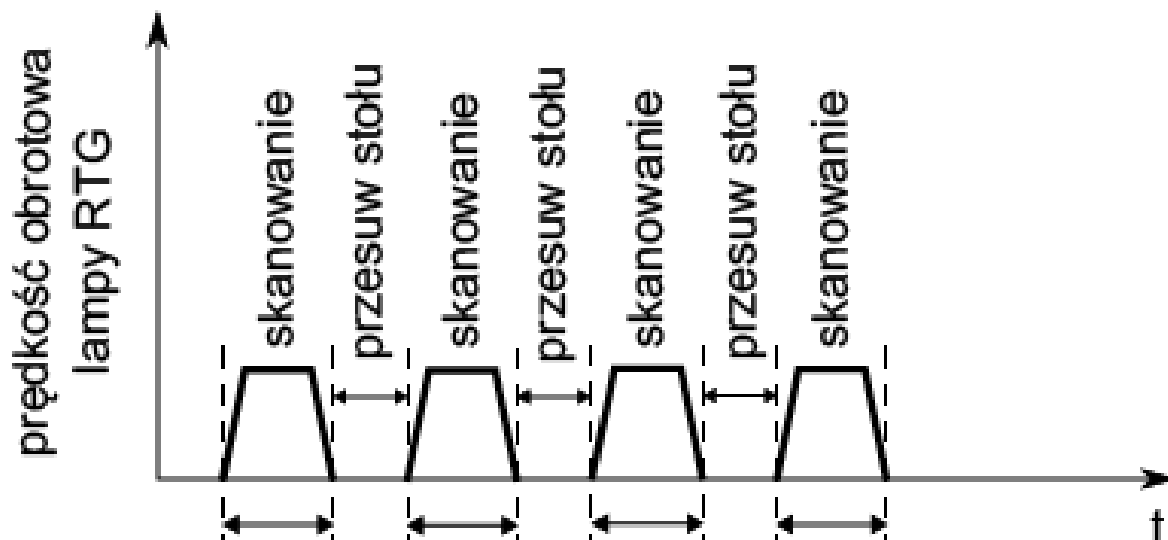


Natomiast na drodze obliczeniowej
można pokazać przekrój
w dowolnej płaszczyźnie

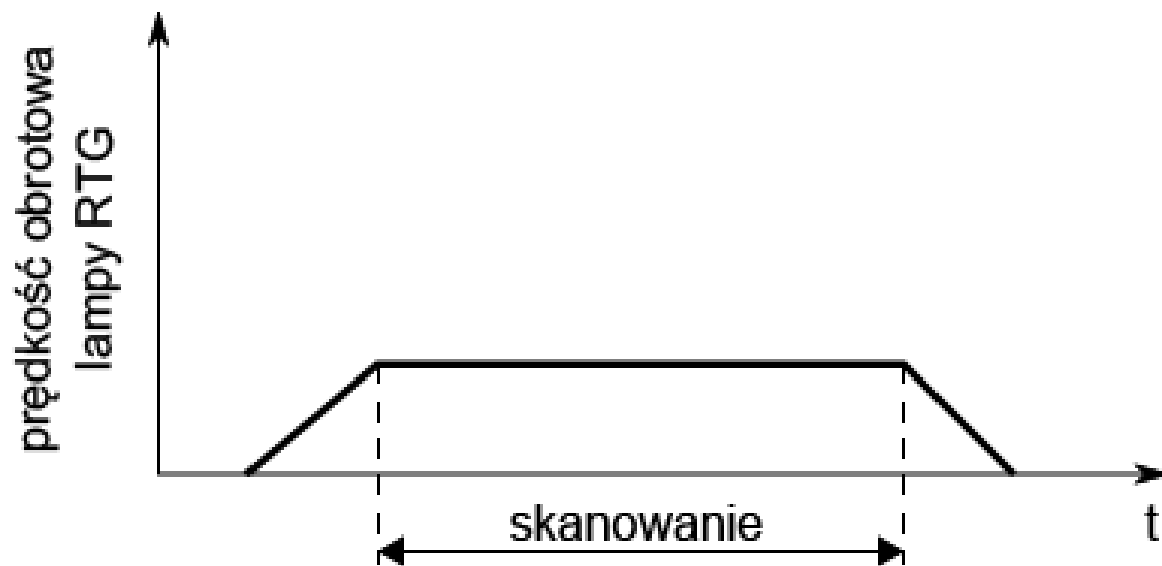






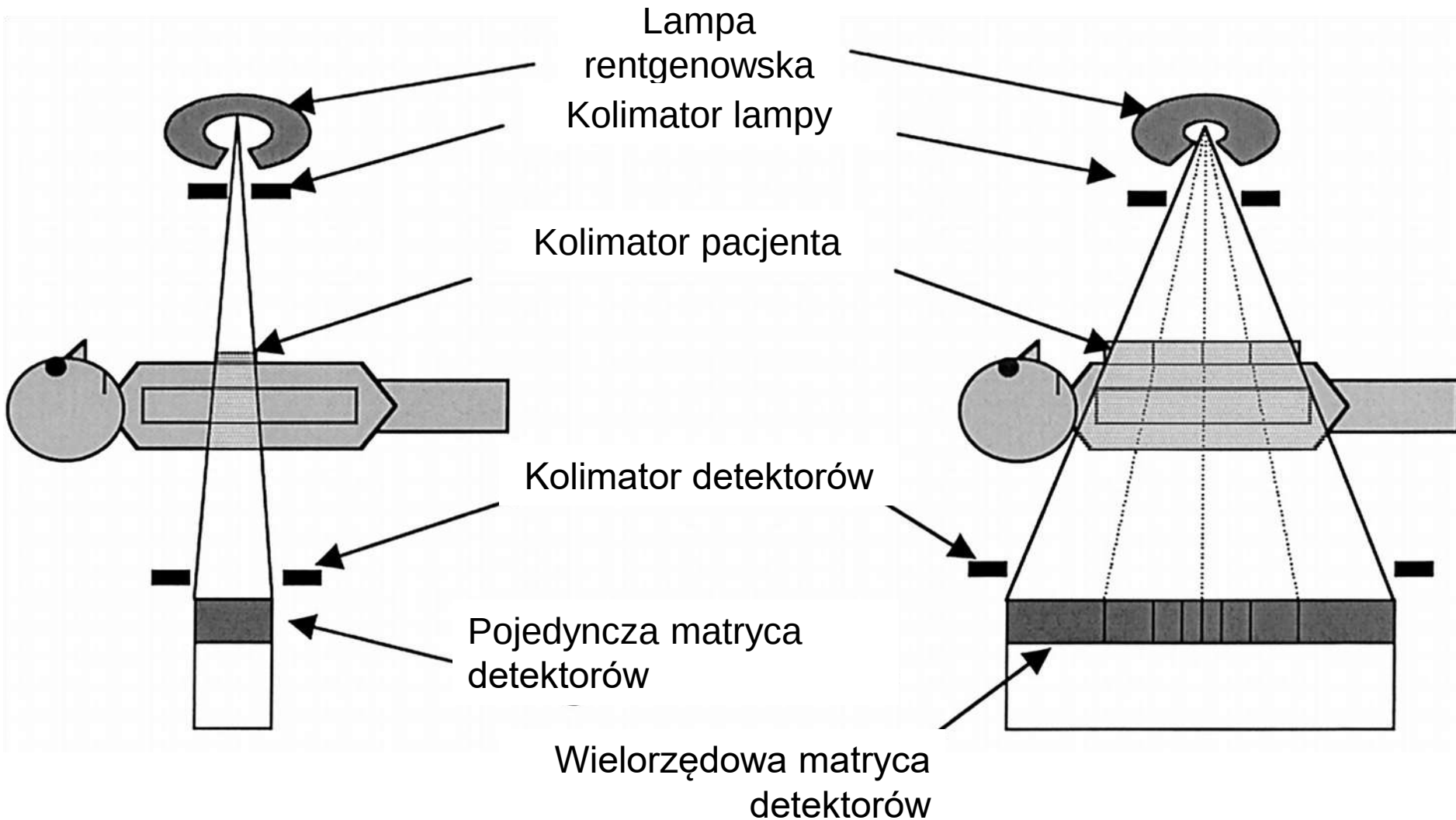


Badanie tradycyjne



Tomografia spiralna

Jeden przekrój, czy wiele przekrojów za jednym razem?

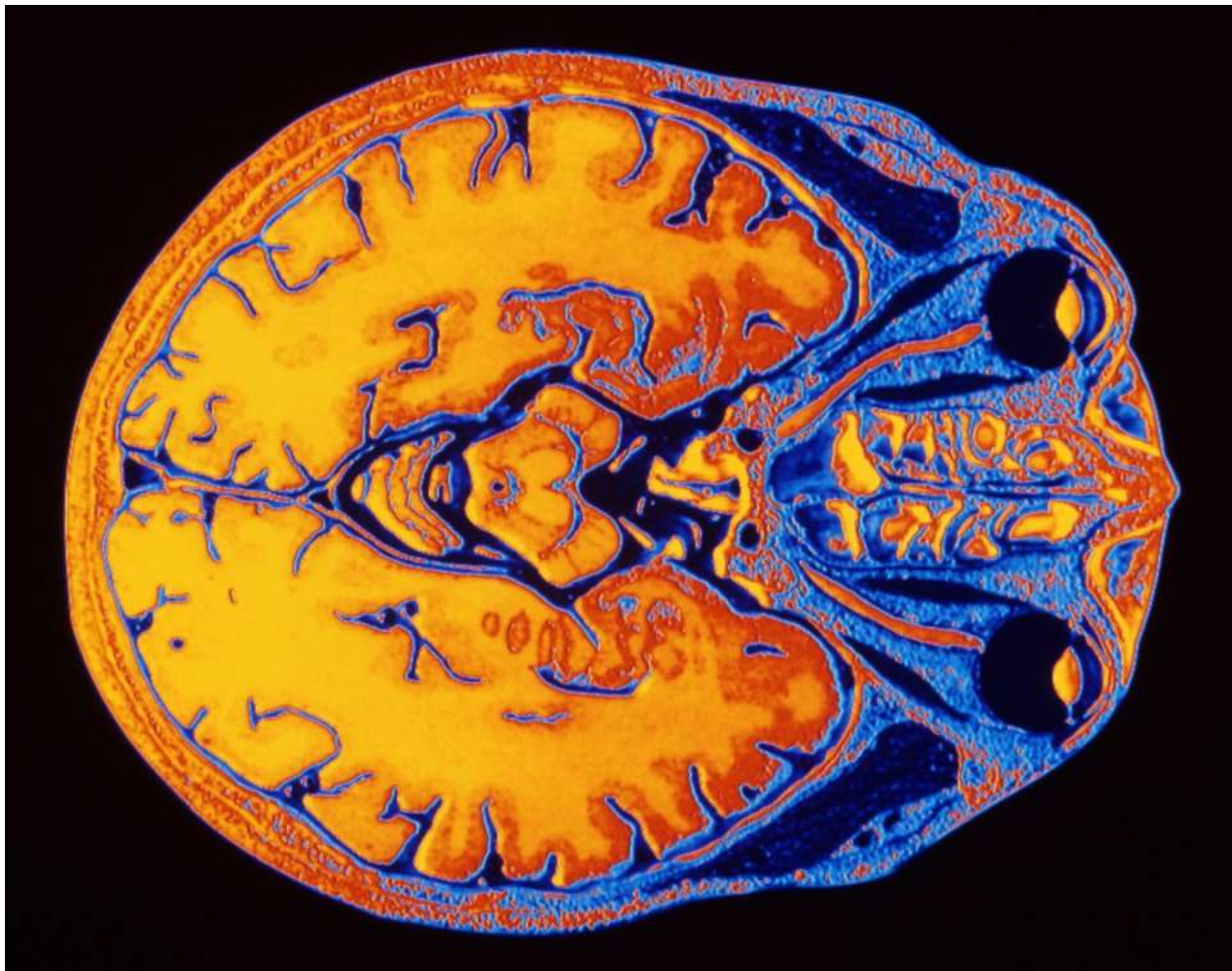


Jest to szczególnie wygodne w odniesieniu do badań mózgu, którego zobrazowanie innymi metodami jest utrudnione ze względu na osłonę kości czaszki.

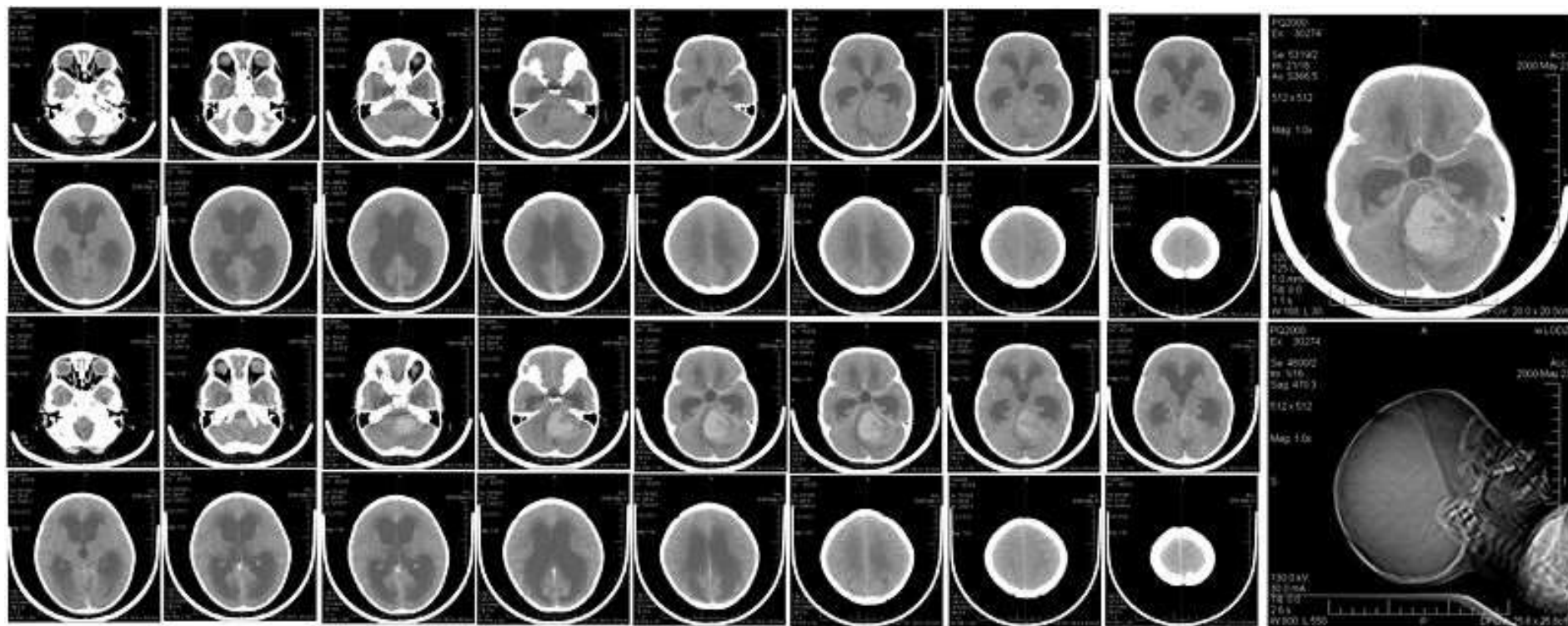


- Zdolność rozdzielcza jest kompromisem między zdolnością rozróżniania szczegółów a narażeniem badanego na promieniowanie.
- Na rozdzielczość ma wpływ różnica osłabiania promieniowania między szczegółem a otoczeniem.
 - Np. przy różnicy 0.1% badany szczegół musi mieć ok. 20mm, aby być wyróżniony z tła.

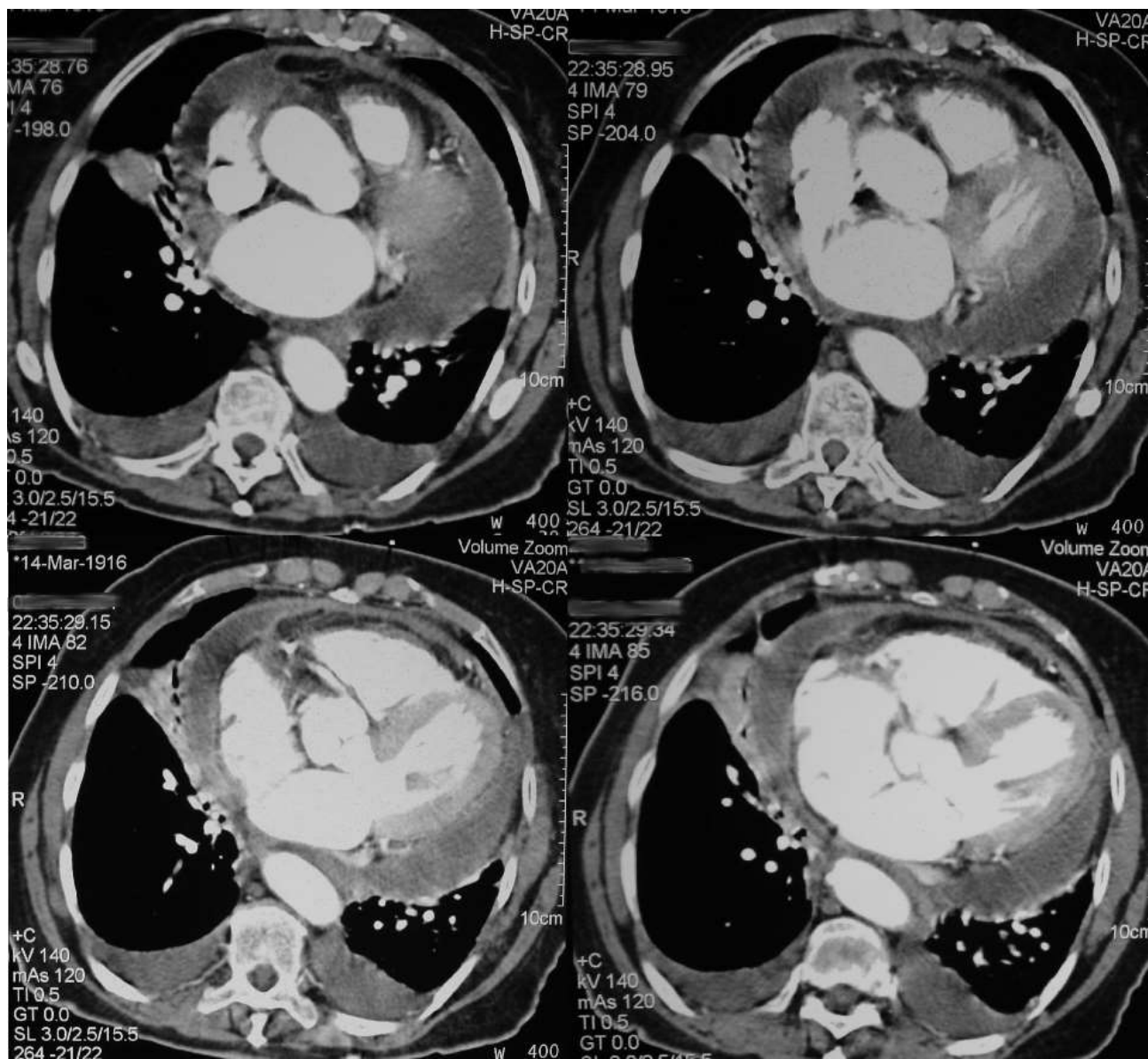
Tomografia komputerowa pozwala między innymi doskonale obrazować wnętrze czaszki pokazując mózg a nawet wnętrze oczu



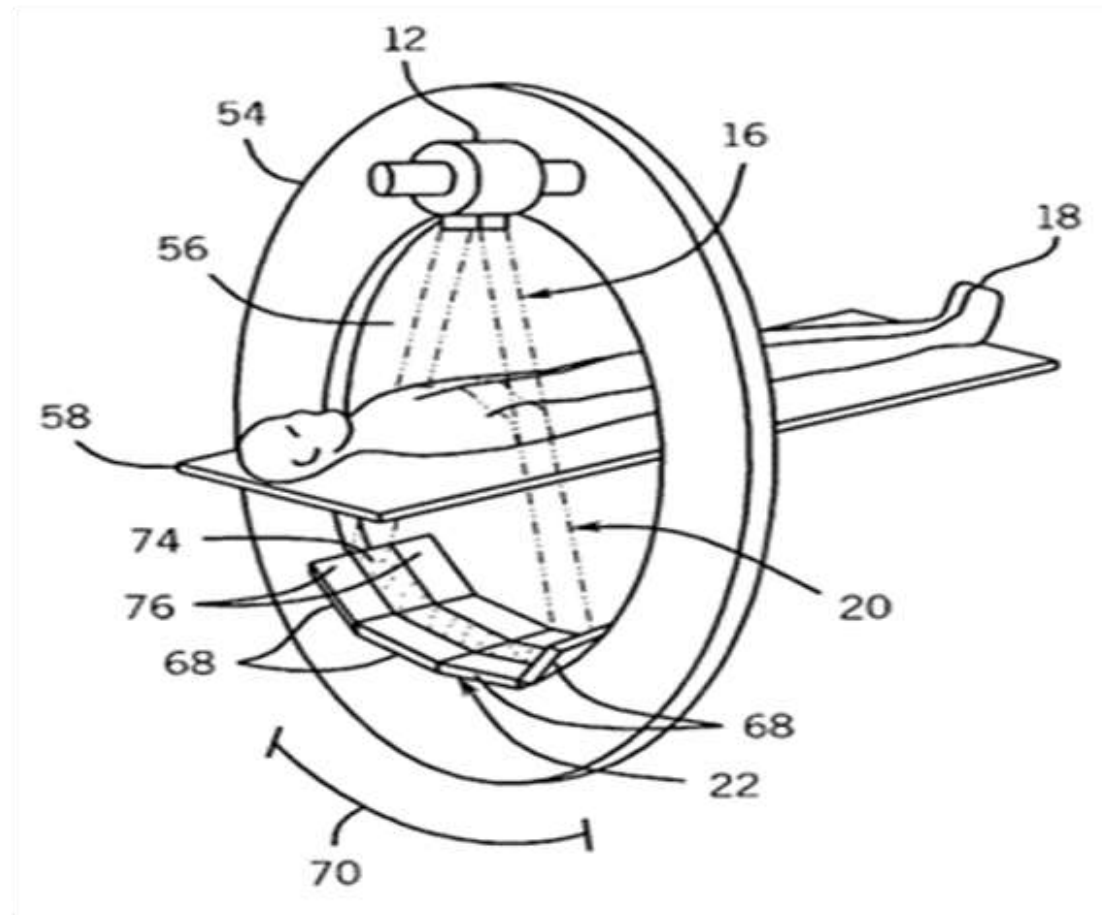
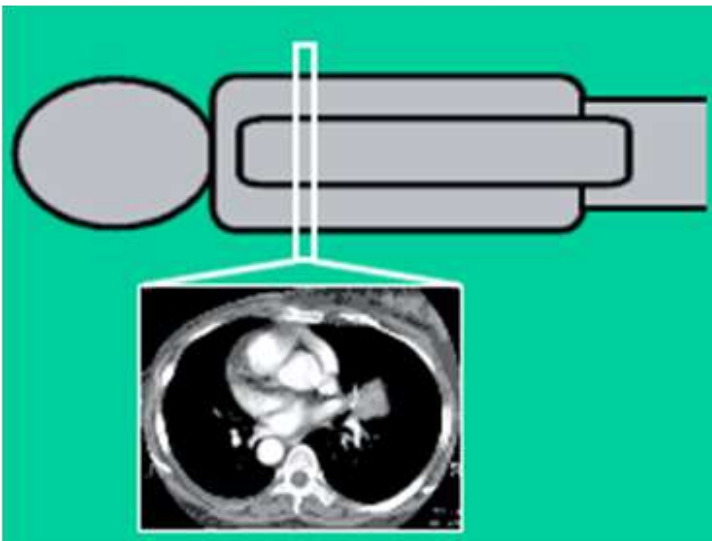
Wynikiem badania tomograficznego jest zawsze seria przekrojów badanej części ciała



Obrazy uzyskiwane w badaniu CT cechują się bardzo wysoką jakością i czytelnością



Warstwowa struktura zobrazowania CT (po lewej)
jest konsekwencją sposobu pozyskiwania danych
w tym badaniu (po prawej)



II. Budowa tomografu

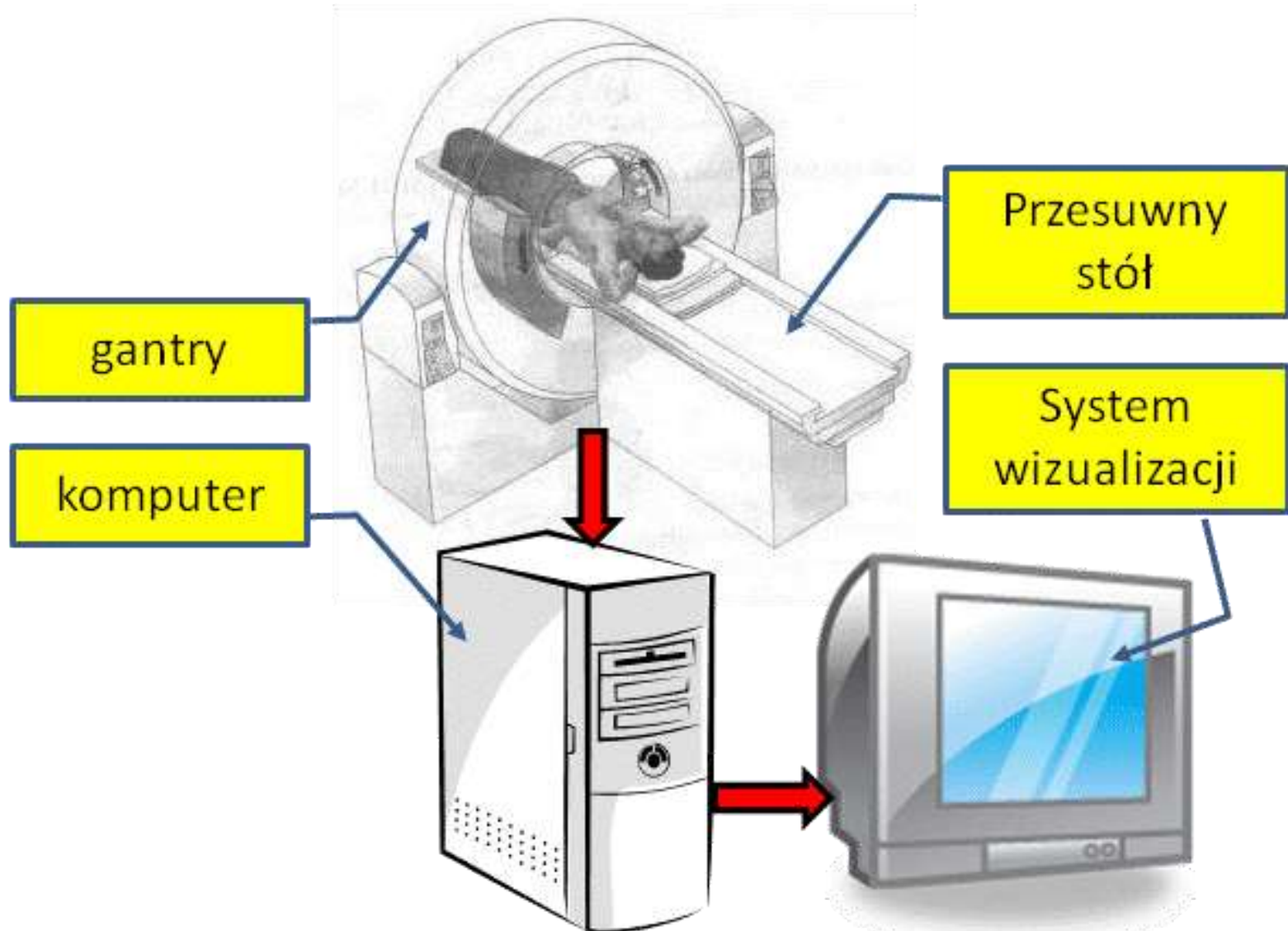


Komponenty tomografu komputerowego

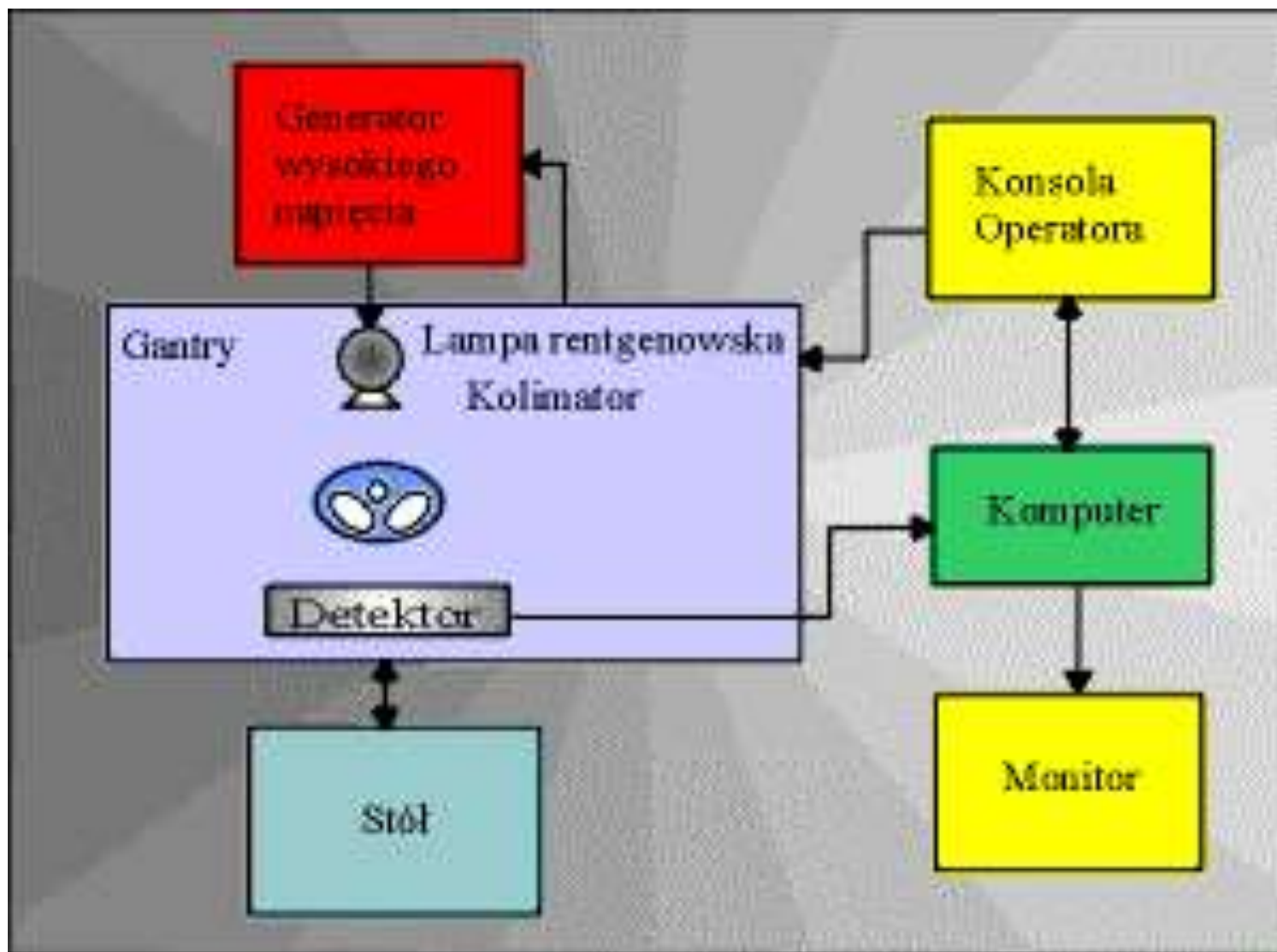
Podstawowymi elementami **tomografu komputerowego** są :

- **gantry** - główny element urządzenia,
- **stół**, na którym układany jest badany pacjent,
- **komputer** (komputery).

Główne elementy konstrukcyjne tomografu (przedstawione bez zachowania skali).



Schemat blokowy tomografu



System pomiarowy - gantry

Gantry jest najważniejszą częścią urządzenia. Jest to obudowa o charakterystycznym kształcie, w której znajdują się:

- system lampy rentgenowskiej i kolimatora,
- system detektorów,
- układ obracający,
- przetwornica wysokiego napięcia zasilająca lampę rentgenowską.



Lampa rentgenowska i kolimatory

Lampa rentgenowska ma zazwyczaj wirującą anodę i jest w stanie wytrzymać duże obciążenia termiczne występujące w czasie akwizycji wielu szybko po sobie następujących skanów.

Kolimatory są usytuowane w pobliżu lampy rentgenowskiej i przy każdym z detektorów. Kształtują one wiązkę promieniowania i minimalizują promieniowanie rozpraszane. Od wysokości kolimatorów zależy grubość skanowanej warstwy.

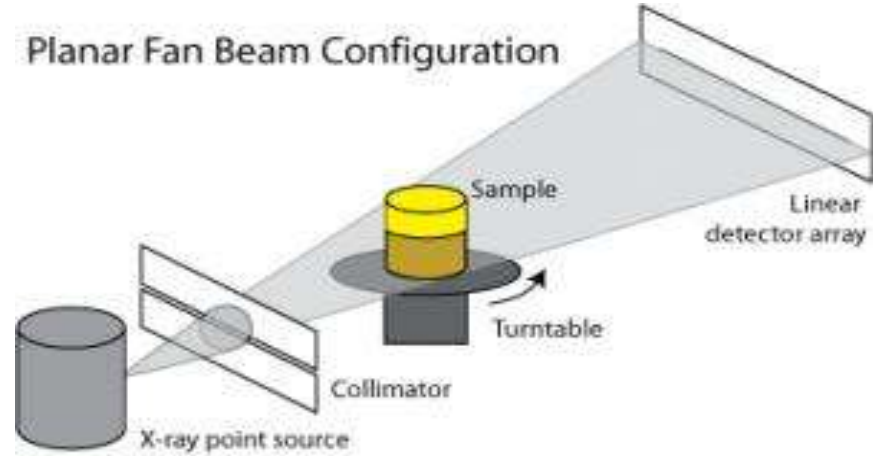
System detektorów

Detektory przetwarzają energię promieniowania rentgenowskiego na odpowiadający jej sygnał elektryczny. Obecnie w urządzeniach CT stosowane są dwa typy detektorów:

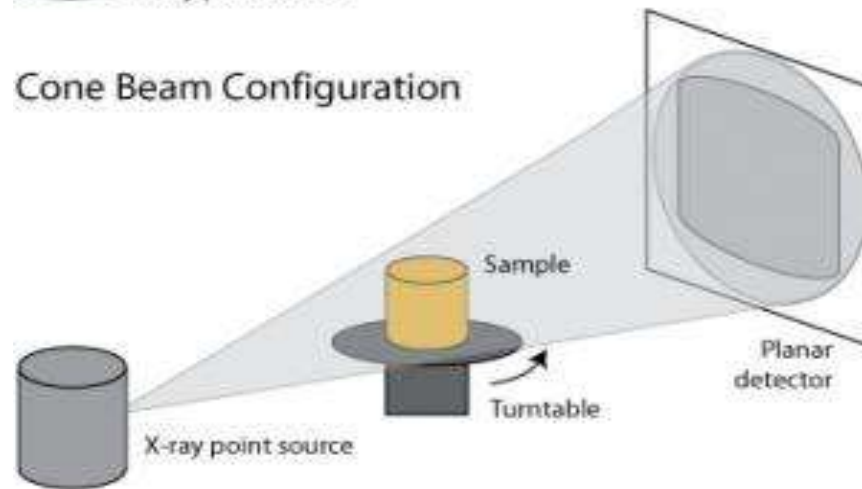
- **Detektory gazowe** - ksenonowe, w których sygnałem wyjściowym jest prąd proporcjonalny do natężenia promieniowania jonizującego atomy gazu,
- **Detektory półprzewodnikowe** (ang. *solid state detectors*) cezowe lub kadmowo-wolframowe. Detektory te pod wpływem promieniowania rentgenowskiego emitują światło widzialne, które z kolei za pomocą fotodetektorów półprzewodnikowych zamieniane jest na sygnał elektryczny.

Obecnie są stosowane tzw. wielowarstwowe systemy detektorów (**MDCT - *MultiDetector CT***)

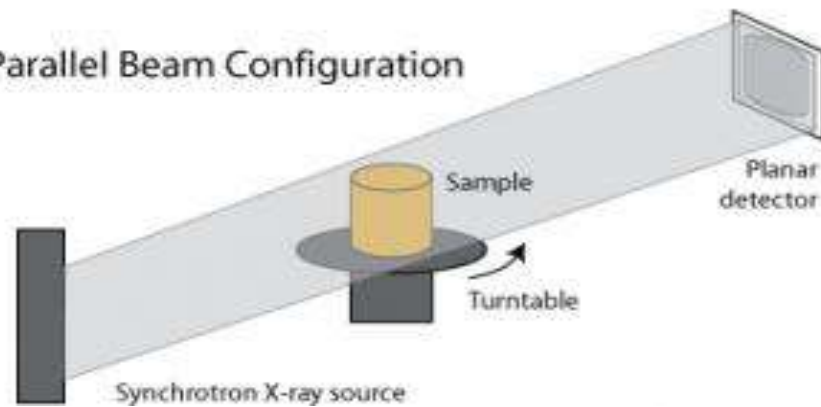
Planar Fan Beam Configuration



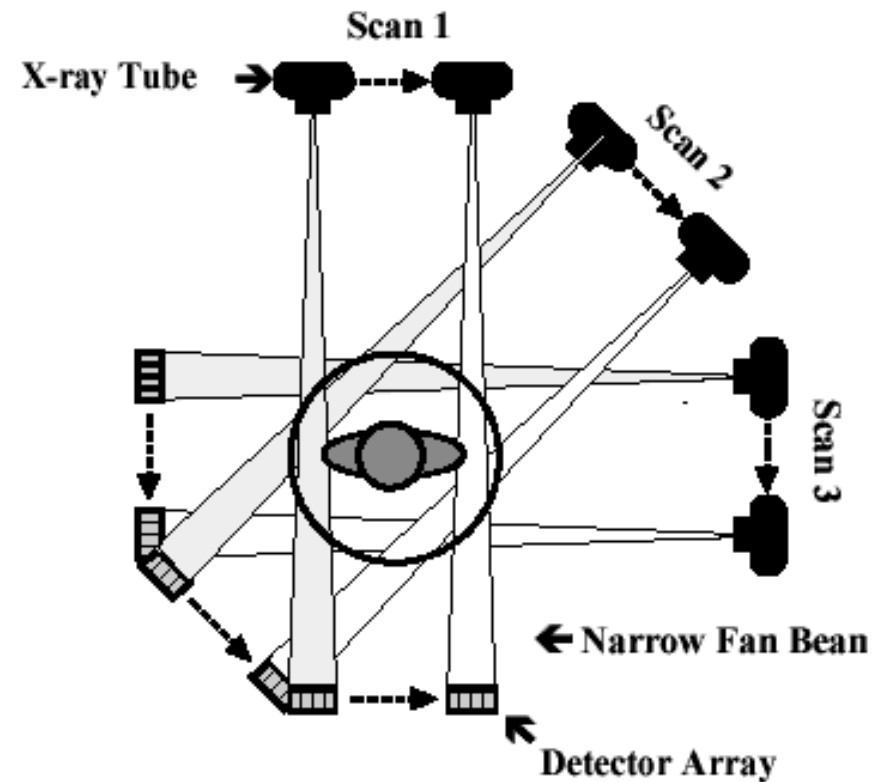
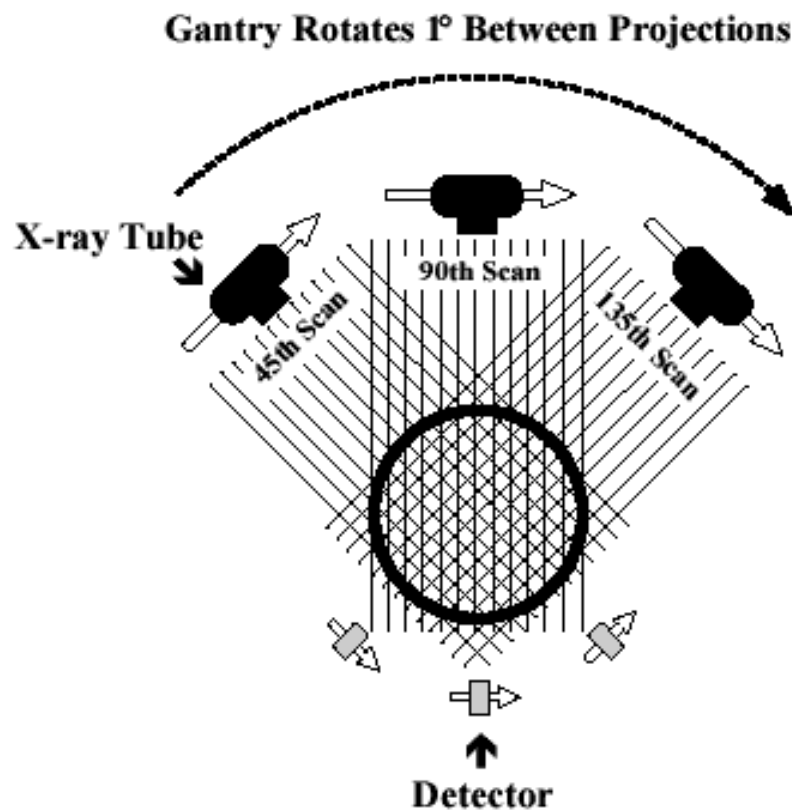
Cone Beam Configuration



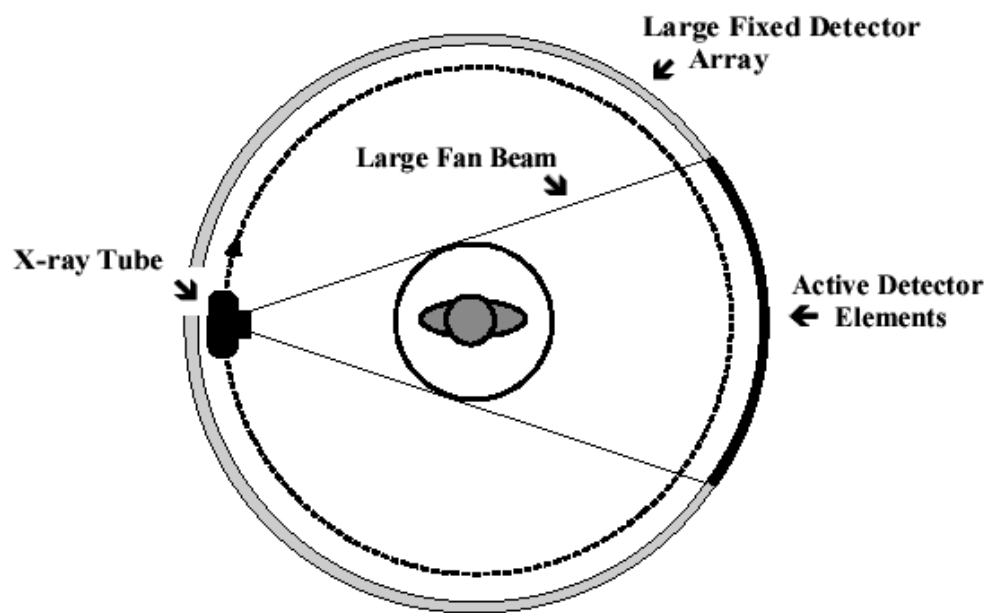
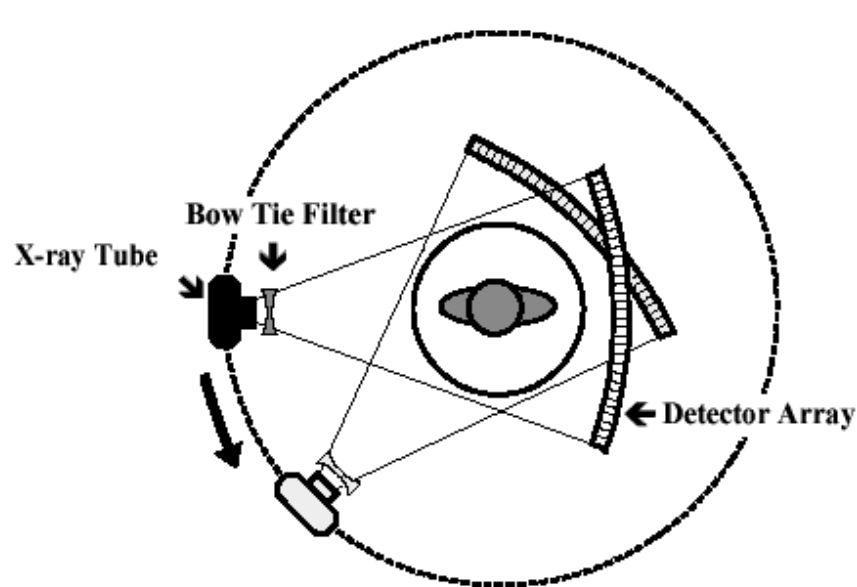
Parallel Beam Configuration



Przejsięcie od tomografów pierwszej generacji do drugiej generacji polegało na zastąpieniu jednej wiązki promieniowania całym ich wachlarzem oraz jednego detektora matrycą detektorów

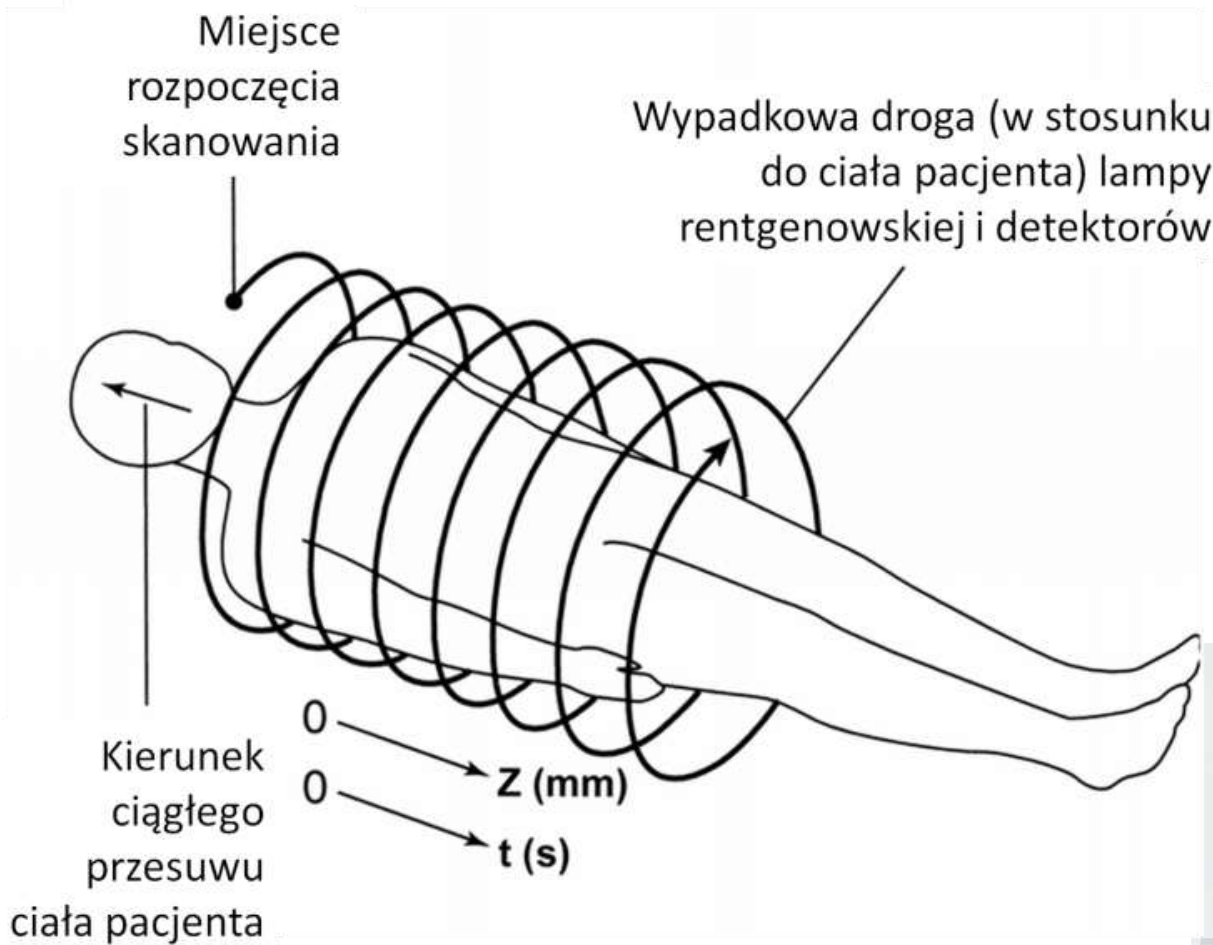


Dalszy postęp dokonywał się głównie za sprawą dodawania coraz większej liczby detektorów, które wreszcie w tomografach IV generacji wypełniły cały krąg

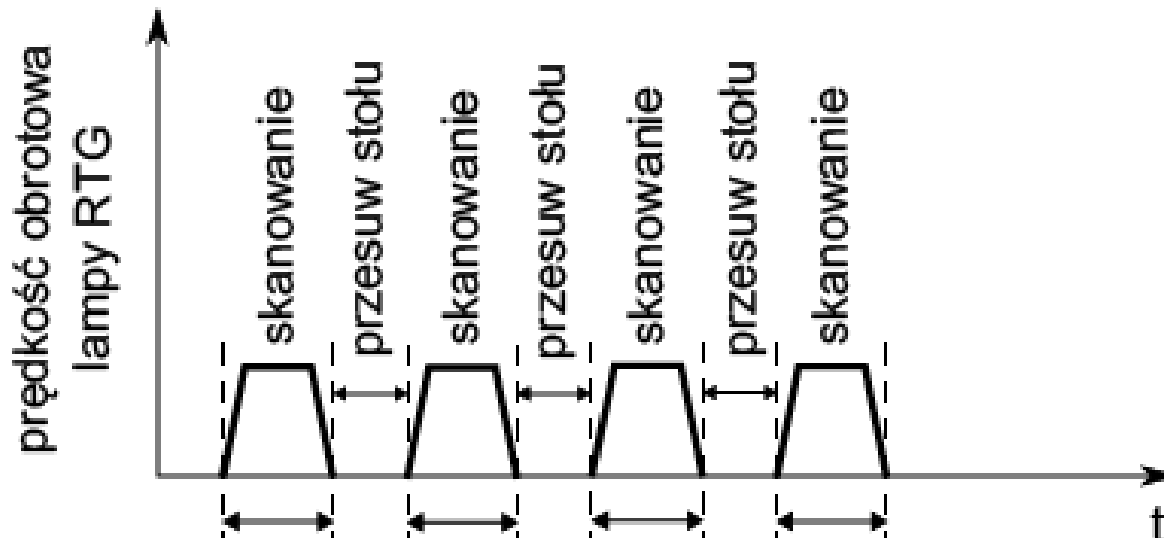


Tomograf spiralny.

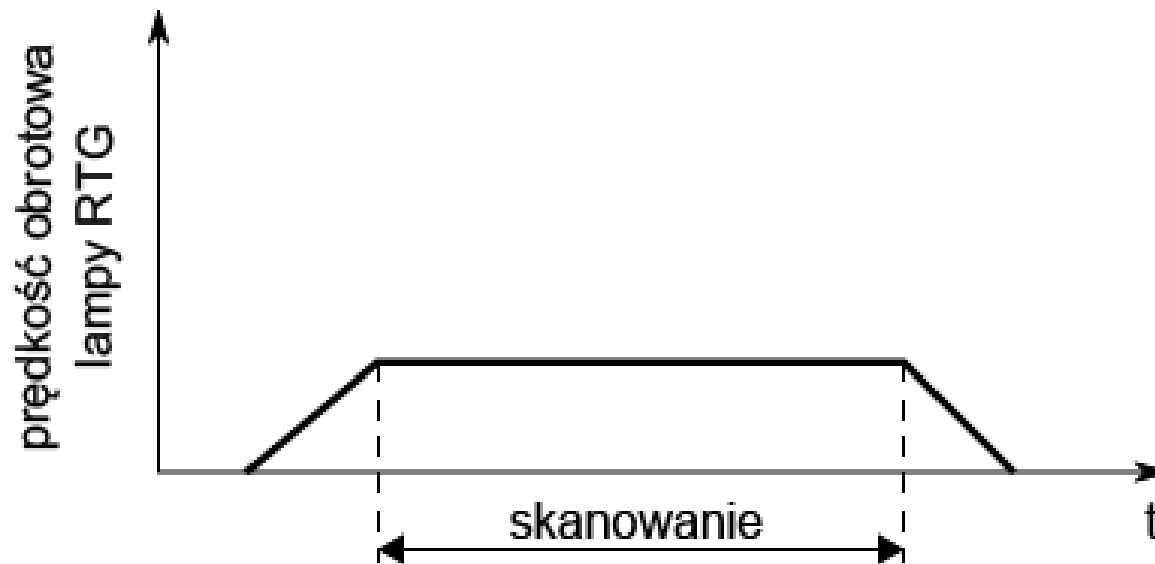
Zasada działania i widok aparatu



Zalety tomografii spiralnej

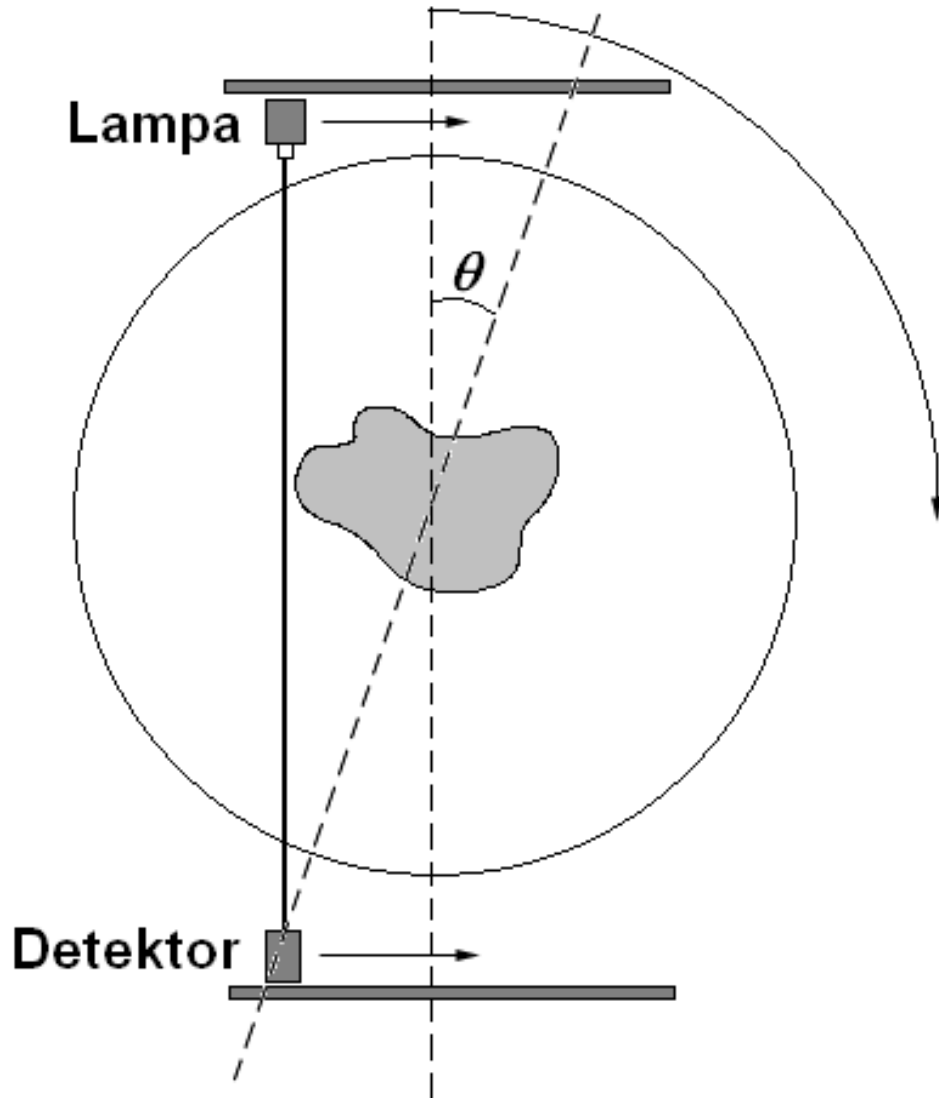


Badanie tradycyjne



Tomografia spiralna

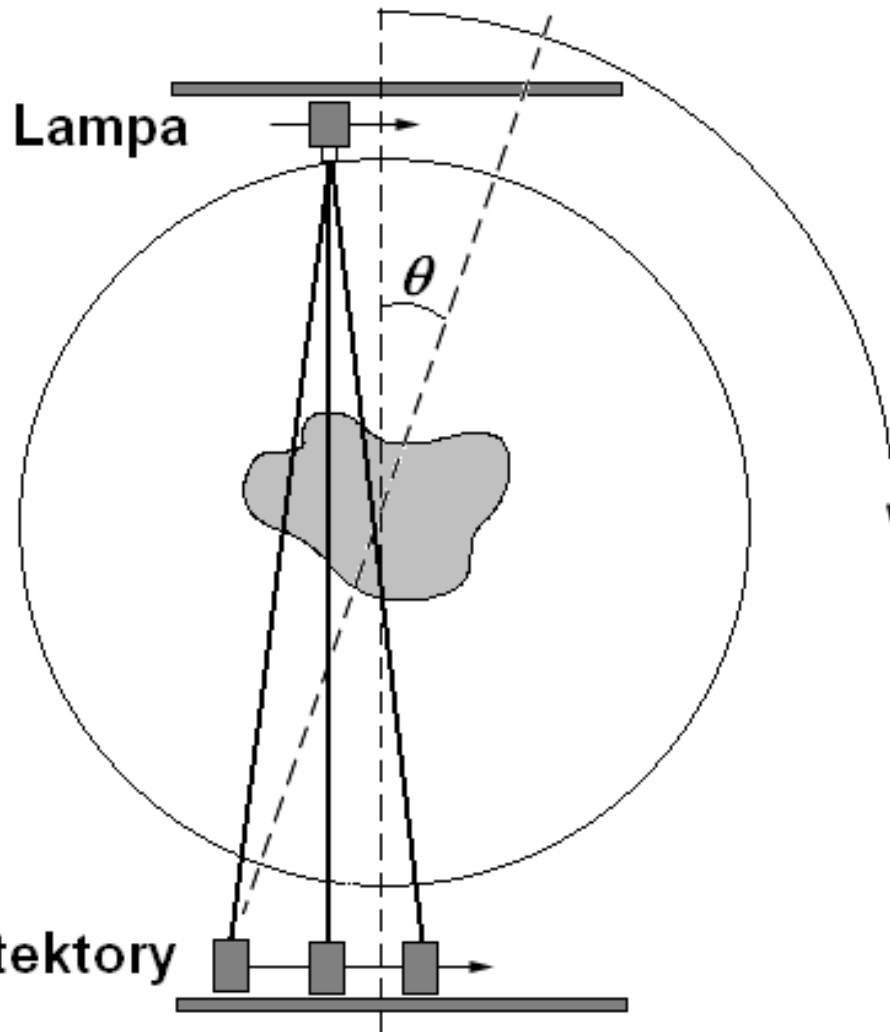
Najstarsze tomografy mają tylko jedno źródło promieniowania i jeden detektor



Badanie odbywa się według tzw. zasady *przesunięcie-obrót*: najpierw lampa i detektor poruszają się równolegle zbierając dane dla ustalonego kąta θ , następnie zaś dokonują obrotu o kąt 1° . θ zmienia się podczas badania w zakresie 0° – 180° .

Całkowity czas utworzenia kompletnego skanu wynosi 4.5–5.5 minuty, co stanowi ograniczenie tej technologii

W skanerach drugiej generacji pojedynczą wiązkę zastąpiono wieloma wiązkami ułożonymi w kształcie wachlarza, a pojedynczy detektor wieloma detektorami

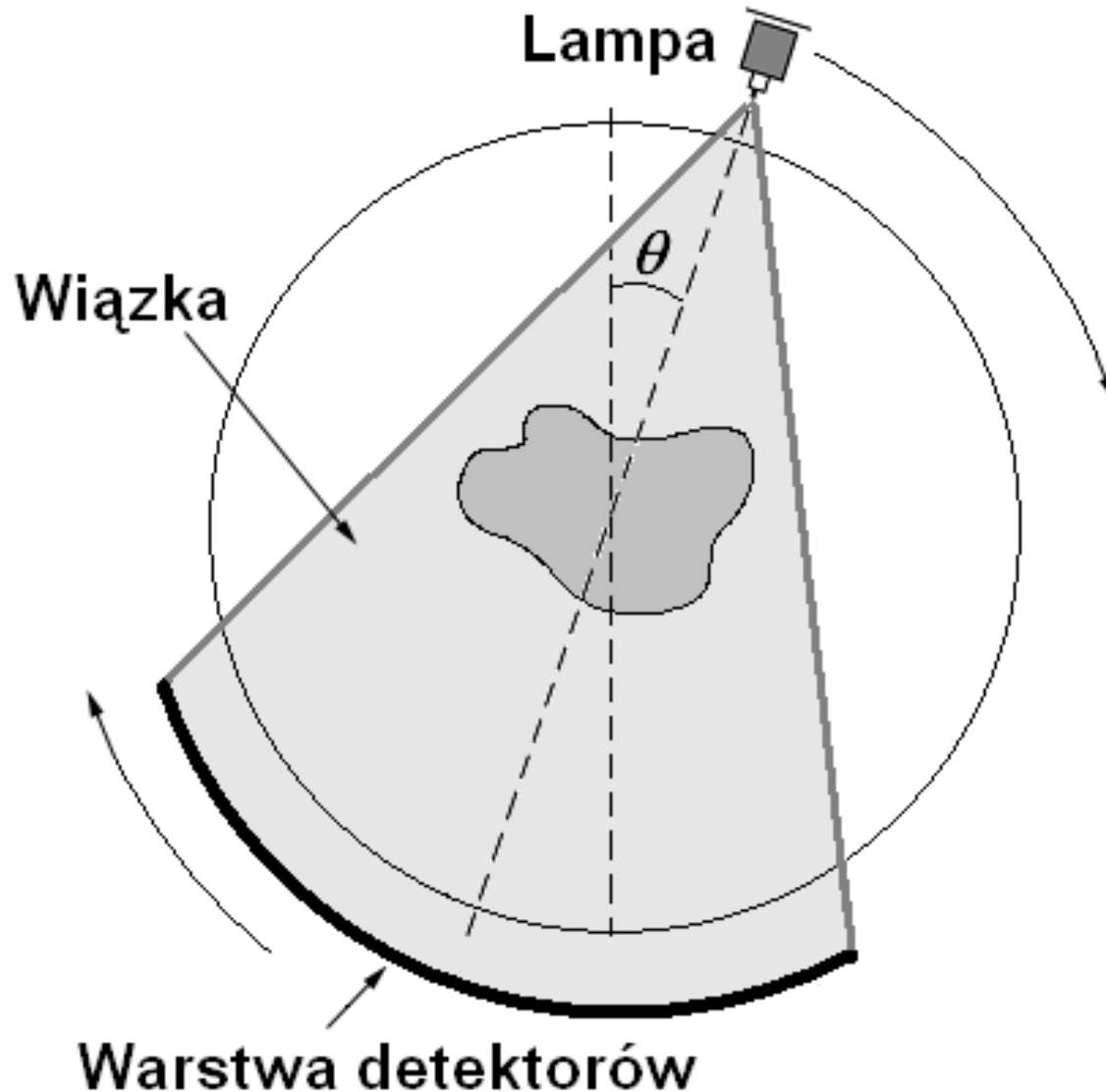


Badanie w dalszym ciągu oparte jest na zasadzie przesunięcie-obrót (θ zmienia się podczas badania w zakresie 0° – 180°), ale zastosowanie wielu wiązek i detektorów pozwala zwiększyć kąt obrotu lampy i detektorów.

Dzięki takiemu rozwiązaniu zebranie skanu trwa 20 sekund – 3.5 minuty, a z obrazu wyeliminowane są artefakty (rozmycia) związane z ruchem oddechowym.

Jeśli chodzi o rozdzielczość obrazu, jest ona zbliżona do aparatów I generacji.

W urządzeniach III generacji wyeliminowano ruch translacyjny lampy i detektorów.



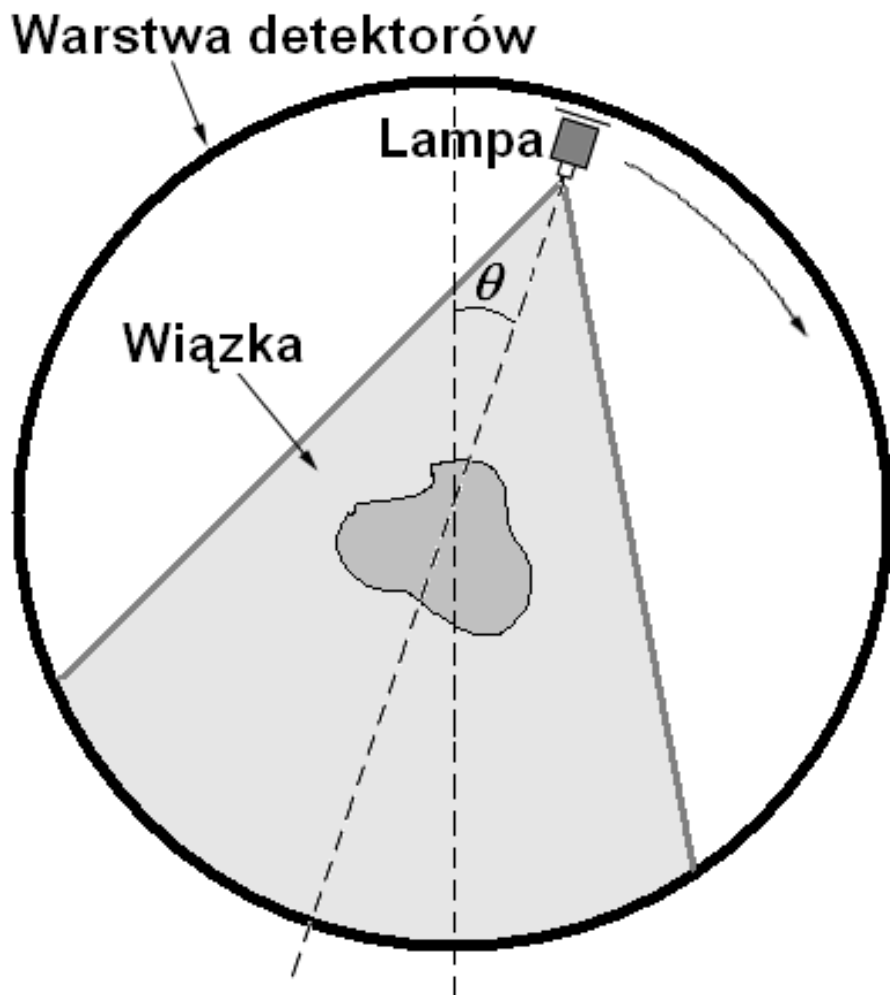
Lampa, podobnie jak w skanerach II generacji, emituje w sposób pulsacyjny „wachlarz” wiązek obejmujący cały badany przekrój.

Wiązki są rejestrowane przez macierz detektorów (ich ilość może przekraczać 1000) rotujących w sposób ciągły razem z lampą.

θ zmienia się podczas badania w zakresie 0° – 360° .

Ta technologia określana jako *obrót-obrót*, pozwala na zredukowanie czasu zbierania skanu do 5 sekund.

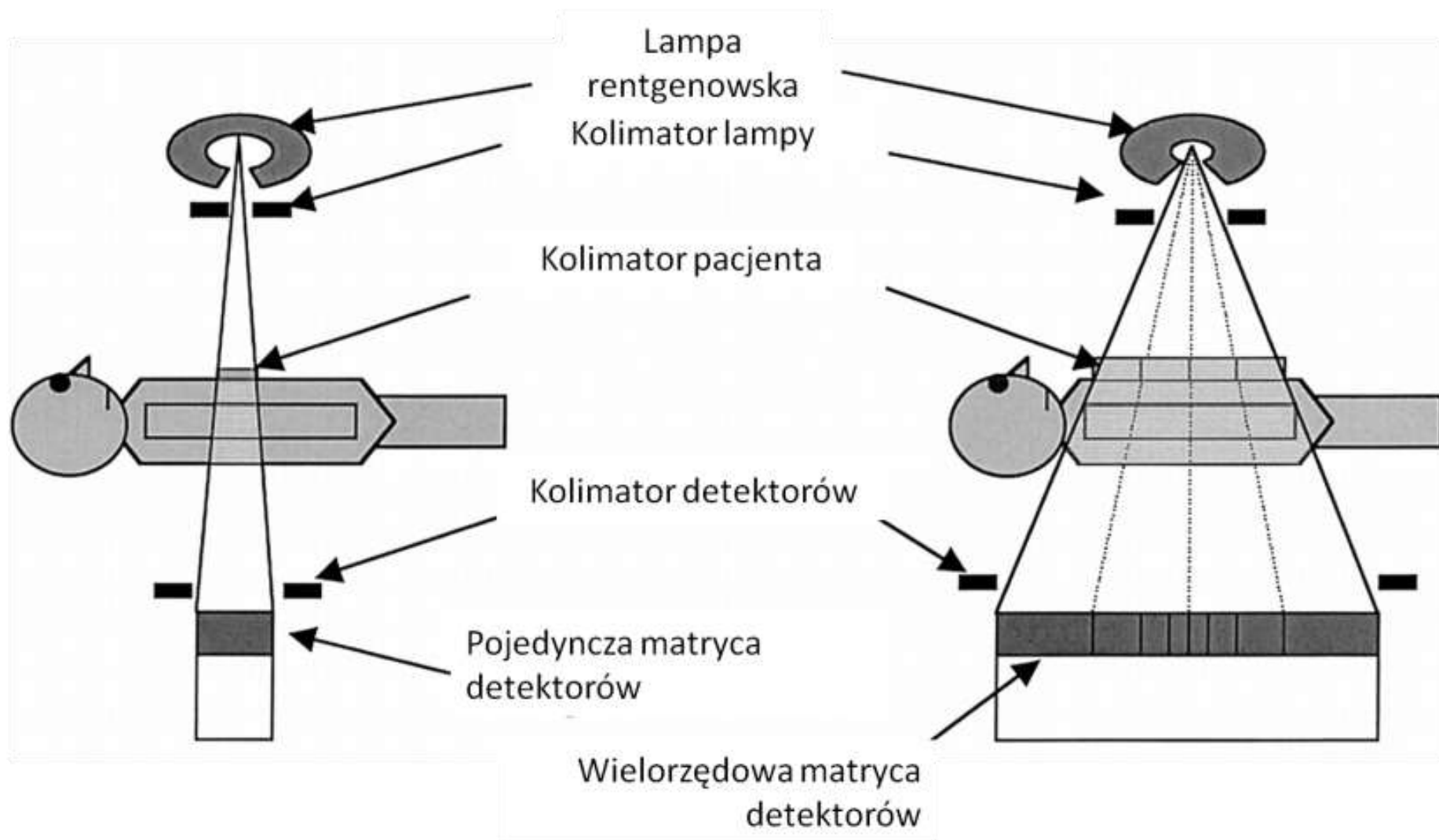
Skaner IV generacji, pracujący w systemie *rotate-fixed*, złożony jest z rotującej lampy oraz macierzy nieruchomych detektorów (do 5000) na stałe zamontowanych wokół pierścienia.



Lampa, podobnie jak w tomografach III generacji, emituje wachlarz wiązek obejmujących cały badany przekrój.

Kompletna realizacja skanu w urządzeniach IV generacji zajmuje około 1 sekundy.

Zasada działania tomografii wielorzędowej w porównaniu z tomografią klasyczną



Ultraszybkie skanery CT

zwiększenie szybkości skanerów CT



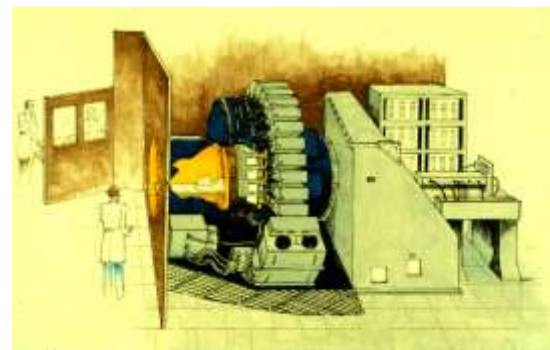
**całkowite wyeliminowanie elementów
ruchomych w skanerze**

Dwoma systemami tego typu są:

- DSR (ang. *dynamic spatial reconstructor*),
- CVCT (ang. *cardiovascular CT*).

Ultraszybkie skanery CT - DSR

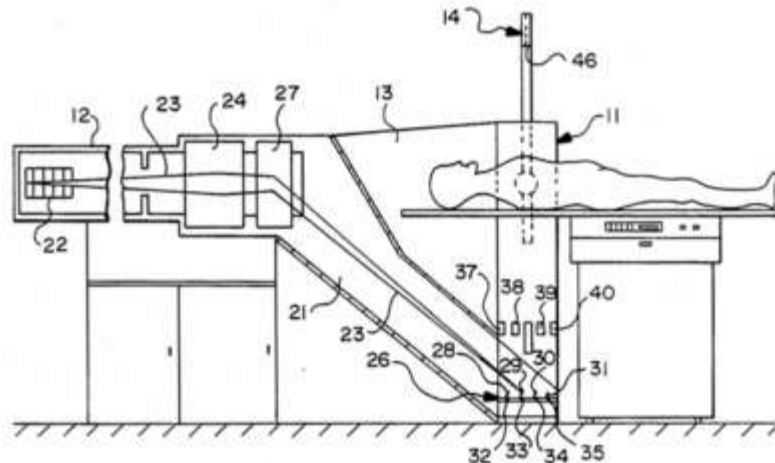
System DSR składa się z 28 źródeł promieniowania rentgenowskiego oraz 28 detektorów obrazu umieszczonych naprzeciwko. W ciągu jednego cyklu pomiarowego wykonywanych jest 240 obrazów przyległych do siebie przekrojów o grubości 1mm obrazujących cylinder o średnicy 38 cm i długości 24cm. **Czas** kompletnego badania wynosi **10 ms**, kiedy to każde z 28 źródeł generuje impuls rentgenowski trwający 0.34 ms. Cykle te mogą być powtarzane 60 razy w ciągu sekundy.



http://www.mayo.edu/sppdg/About_SPPDG/6128.PNG
<http://dpi.radiology.uiowa.edu/gallery/dsr.gif>

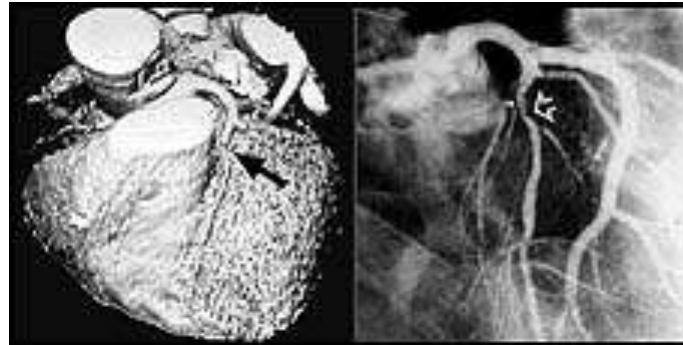
Ultraszybkie skanery CT - CVCT

CVCT opiera się na systemie **EBT** (*Electron Beam Tomography*), czyli rozwiązaniu w którym zastosowano działło elektronowe. Strumień elektronów odchylany w nim polem magnetycznym uderza w wolframowy pierścień wytwarzając wiązkę promieni X. Matryca detektorów składa się z dwóch 210° wycinków pierścieni, każdy z 420 detektorami Cd-W umieszczonymi dokładnie naprzeciw pierścienia wolframowego. W skanerze następuje wyłącznie przemieszczanie strumienia elektronów. **Czas** akwizycji danych został skrócony do około **10 ms**.



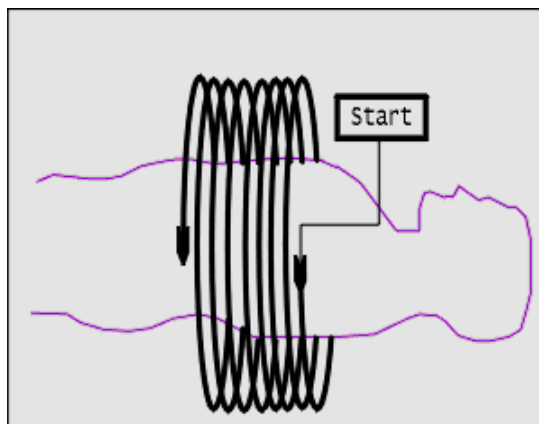
Ultraszybkie skanery CT - CVCT

Głównym zastosowaniem tego typu skanerów jest umożliwienie **obserwacji** przekrojów **bijącego serca**, które w innym przypadku wymagałoby zsynchronizowania tomografu z elektrokardiografem i wykonywania pomiarów w trakcie kilku cykli pracy serca. Innymi klinicznymi zastosowaniami ultraszybkich skanerów RTG może być ocena zwapnienia naczyń wieńcowych, diagnostyka schorzeń osierdzia, jak również obrazowanie pacjentów pediatrycznych, geriatrycznych i pacjentów w śpiączce, kiedy to poruszenie się pacjenta mogłoby zniweczyć wynik badania.



Tomografia spiralna

Podczas **skanowania spiralnego**, lampa rentgenowska i detektor obracają się wokół ciała pacjenta, w sposób ciągły zbierając dane, podczas gdy stół z pacjentem przesuwa się przez gantry. Rekonstrukcja obrazu w technice spiralnej wymaga od systemu komputerowego większego nakładu obliczeniowego, gdyż dane potrzebne do rekonstrukcji pojedynczego płaskiego przekroju są uzyskiwane ze zbioru danych zebranych z pewnej objętości ciała pacjenta.

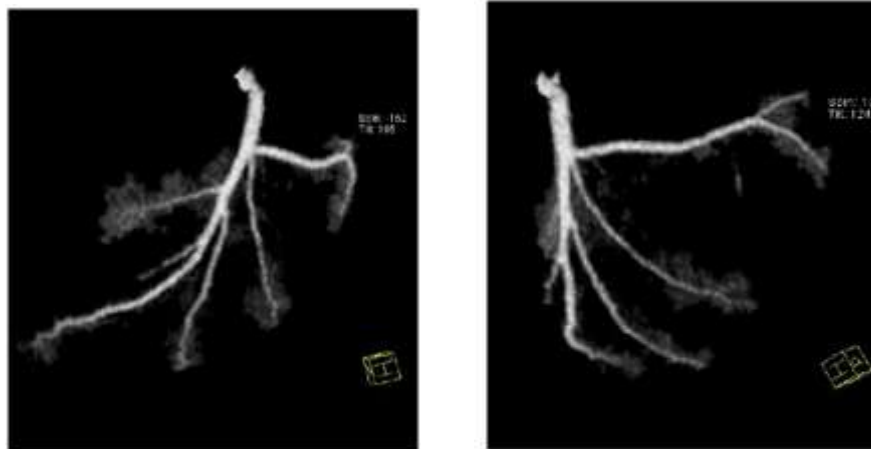


<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image67.gif>

Tomografia spiralna

Tomografia spiralna jest szczególnie użyteczna w obrazowaniu klatki piersiowej, trzustki, wątroby i przewodów żółciowych. Technika spiralna **skraca czas** badania, z około **30 minut** do **5-10 minut**.

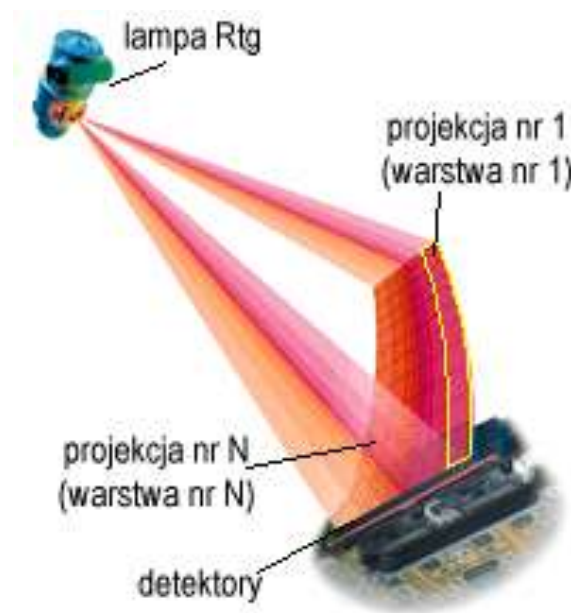
Tomografia spiralna jest używana w **angiografii** (CTA – *CT angiography*), technice umożliwiającej obrazowanie dużych naczyń krwionośnych, która jest używana do diagnozowania takich przypadków jak zwężenie tętnicy nerkowej, tętniaka tętnicy brzusznej, itp.



Skanery z wykorzystaniem detektorów wielowarstwowych - MDCT

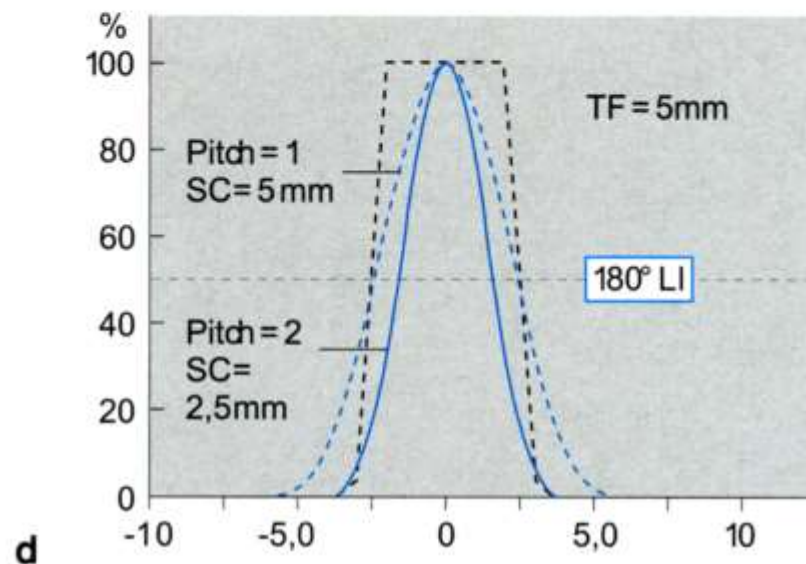
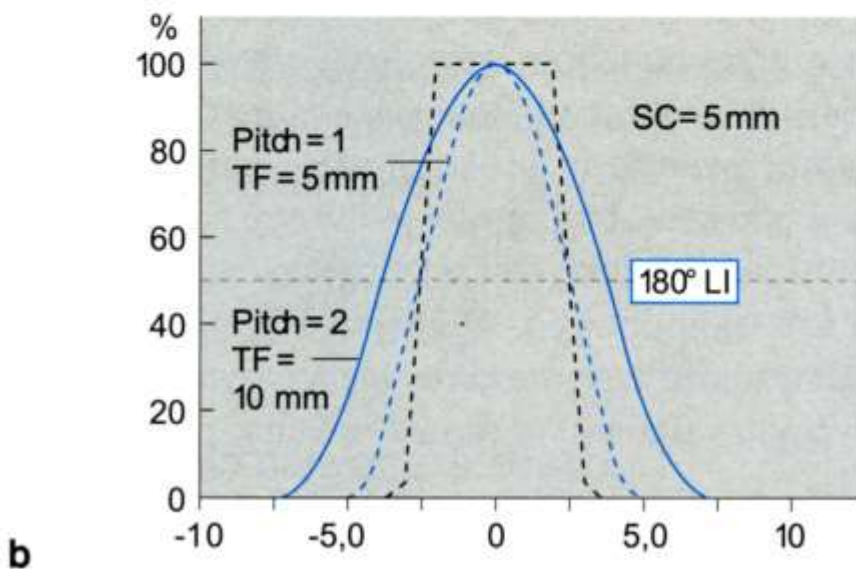
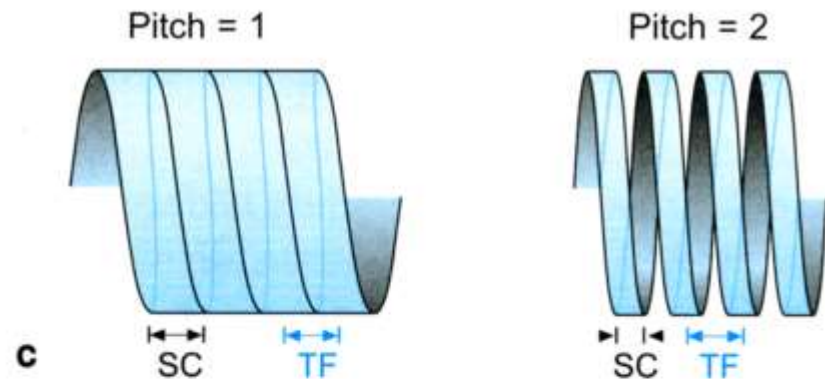
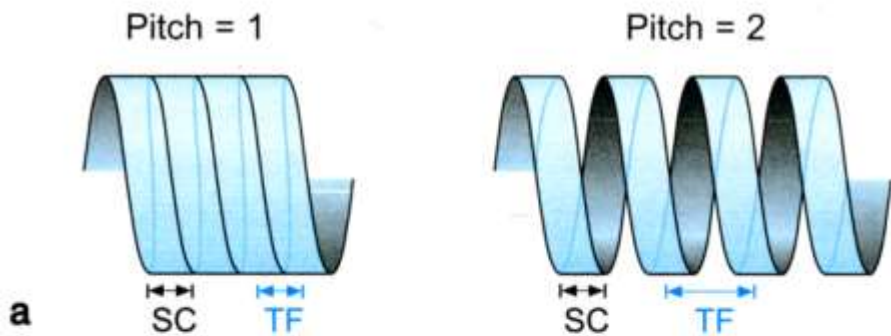
Zastosowanie detektorów ułożonych w warstwy umożliwia **pomiar kilku przekrojów równocześnie** przy skanowaniu spiralnym. Przykładowo aparat CT firmy Marconi Mx8000TM umożliwia pomiar do 4 warstw równocześnie w ciągu 0.5s lub 8 warstw na 1s. Osiągana tu szybkość skanowania umożliwia **pomiar całego pacjenta w czasie mniejszym niż 30s**.

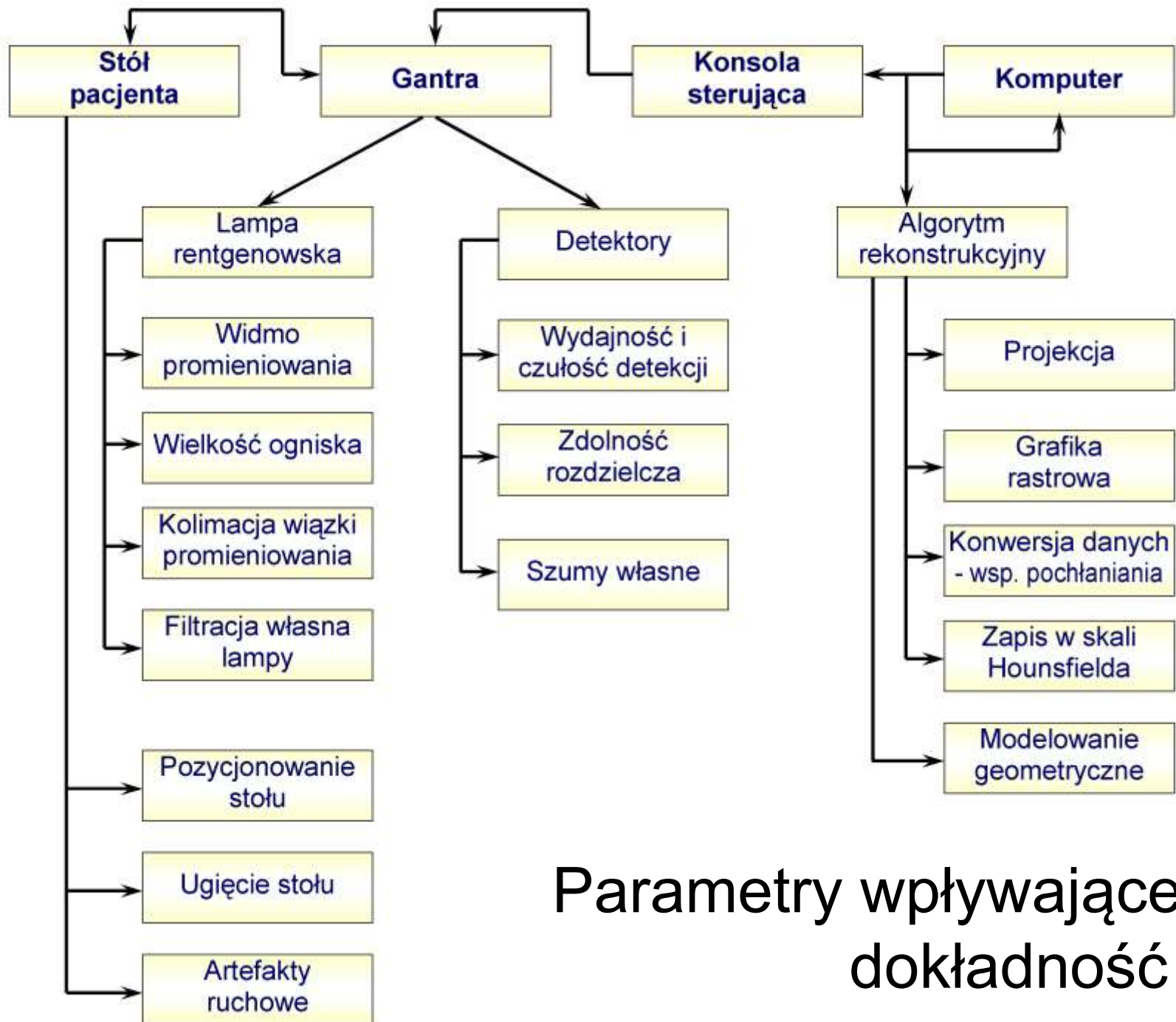
W celu zwiększenia szybkości skanowania stosuje się bowiem nie jeden, lecz zestaw sąsiadujących ze sobą łuków detektorów.



Ważniejsze parametry techniczne skanerów CT

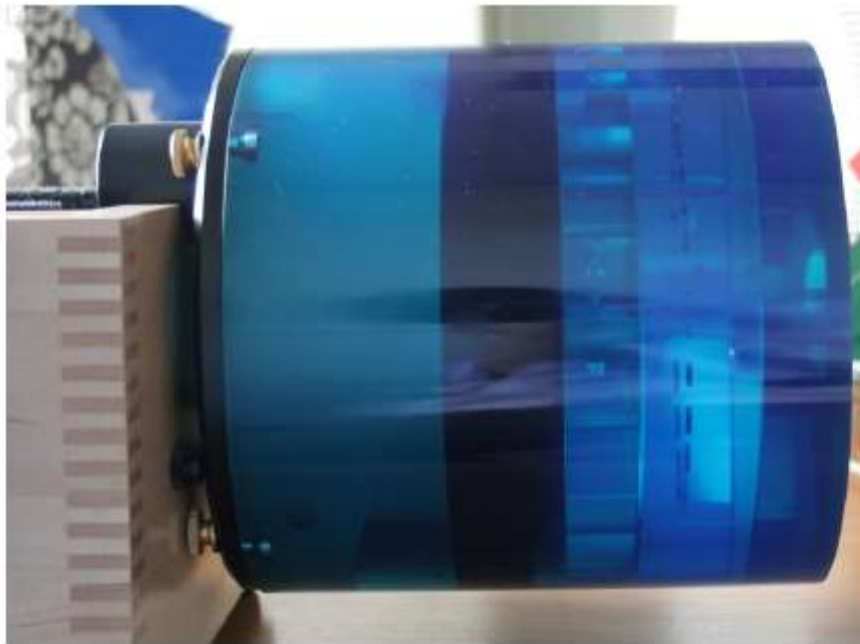
- masa gantry – *gantry weight*,
- średnica otworu gantry – *gantry hole diameter*,
- czas trwania cyklu pomiarowego - *cycle time*,
- czas skanowania – *scanning time*,
- rozdzielczość przestrzenna skanera – *spatial resolution*,
- rozdzielczość kontrastowa - *density resolution*,
- pojemność cieplna lampy rentgenowskiej - *X-ray tube heat capacity*,
- moc – *power*,
- skok – *pitch*,



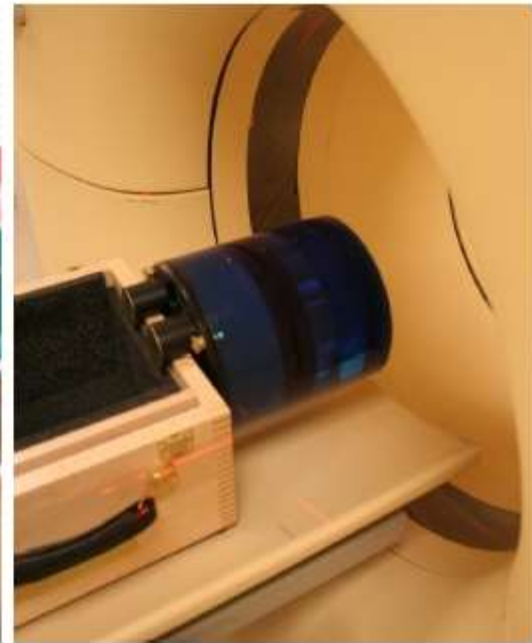


Parametry wpływające na
dokładność CT

Działanie tomografu można sprawdzić za pomocą fantomu



(a) Widok z boku - budowa warstwowa



(b) Ustawienie fantomu do pomiaru w gantry CT

Nieco więcej szczegółów na
temat rekonstrukcji obrazu CT

Najprostsza do wytłumaczenia jest rekonstrukcja oparta na transformacji Fouriera

Równanie $I = I_0 \exp\left[-\int_L \mu(x, y) dl\right]$

można przekształcić do postaci:

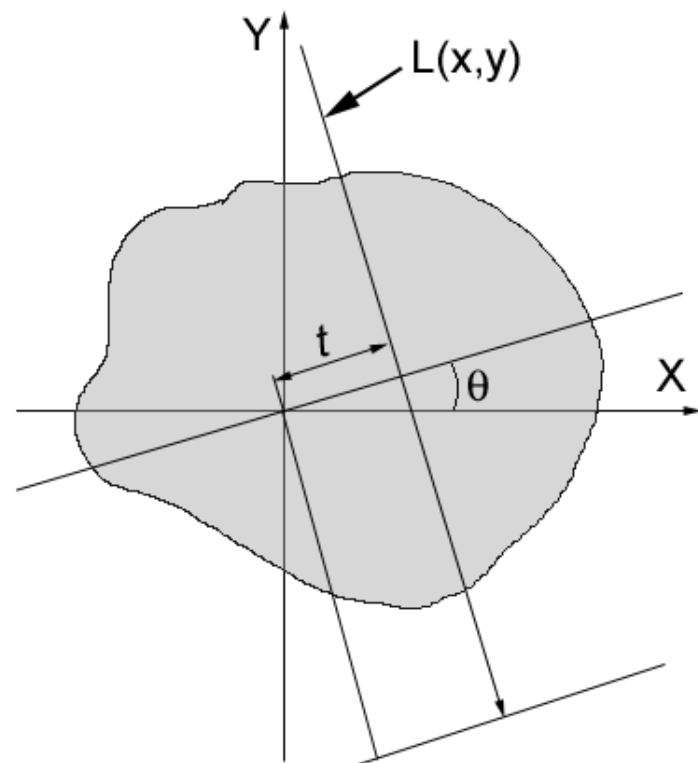
$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_L \mu(x, y) dl = T_\theta(t)$$

Uwzględniając przejście z układu współrzędnych (x, y) do układu (θ, t) , dla ustalonych zmiennych θ i t prostą $L = L(x, y)$ da się przedstawić w postaci uwikłanej

$$x \cos \theta + y \sin \theta - t = 0.$$

Projekcja $T_\theta(t)$ może zostać obliczona za pomocą całki po powierzchni:

$$T_\theta(t) = \int_L \mu(x, y) dl = \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \int_{-\infty-\infty}^{+\infty+\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$



gdzie δ jest dystrybucją Diraca, skoncentrowaną wzdłuż toru promienia

Po obustronnym obliczeniu transformaty Fouriera względem zmiennej t , otrzymuje się równanie:

$$\hat{T}_\theta(\omega) = F[T_\theta(t)] = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) e^{-2\pi j t \omega} dx dy dt =$$

$$\int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) e^{-2\pi j (x \cos \theta + y \sin \theta) \omega} dx dy$$

w powyższym wzorze $F[\cdot]$ jest operatorem transformaty Fouriera

Po dodatkowej zamianie zmiennych: $p = \omega \cos \theta, q = \omega \sin \theta$

równanie to przyjmuje postać: $\hat{T}_\theta(\omega) = F[\mu(x, y)] = \hat{\mu}(p, q)$

gdzie transformacja Fouriera F funkcji μ jest brana po zmiennych x i y .

Obliczenie funkcji $\mu(x, y)$ polega teraz na wykonaniu odwrotnej transformaty Fouriera funkcji:

$$\hat{T}_\theta(\omega)$$

ze względu na zmienne p i q .

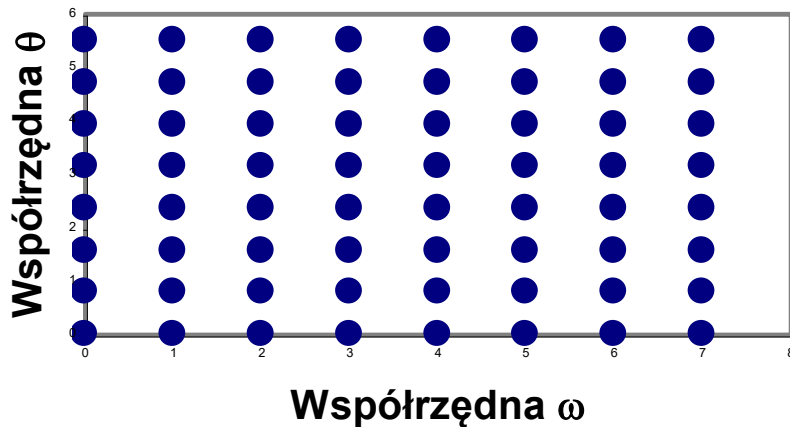
W teorii to takie proste, ale to są **miliony** obliczeń!

W praktyce, kiedy oblicza się dyskretną transformatę Fouriera napotyka się na pewną trudność.

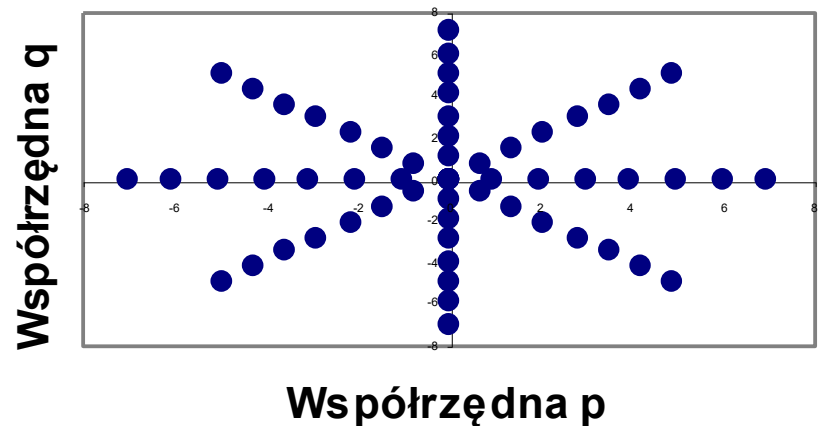
Obrazem siatki (θ, ω) o równomiernym rozmieszczeniu węzłów w układzie biegunowym, jest siatka (p, q) we współrzędnych, charakteryzująca się dużym zagęszczeniem węzłów w punkcie $(0, 0)$ i małym w większej odległości od początku układu współrzędnych

Zobaczmy to dokładnie:

Siatka w układzie prostokątnym
(wyjściowa)



Siatka w układzie biegunowym



Siatka punktów biegunowego układu współrzędnych (ω, θ) ,
po przejściu do zmiennych prostokątnych (p, q) : $p = \omega \cos \theta$, $q = \omega \sin \theta$
daje wysoce nierównomierny rozkład punktów

Z uwagi na ten problem, w procesie rekonstrukcji konieczne jest interpolowanie funkcji

$$\hat{\mu}(p, q)$$

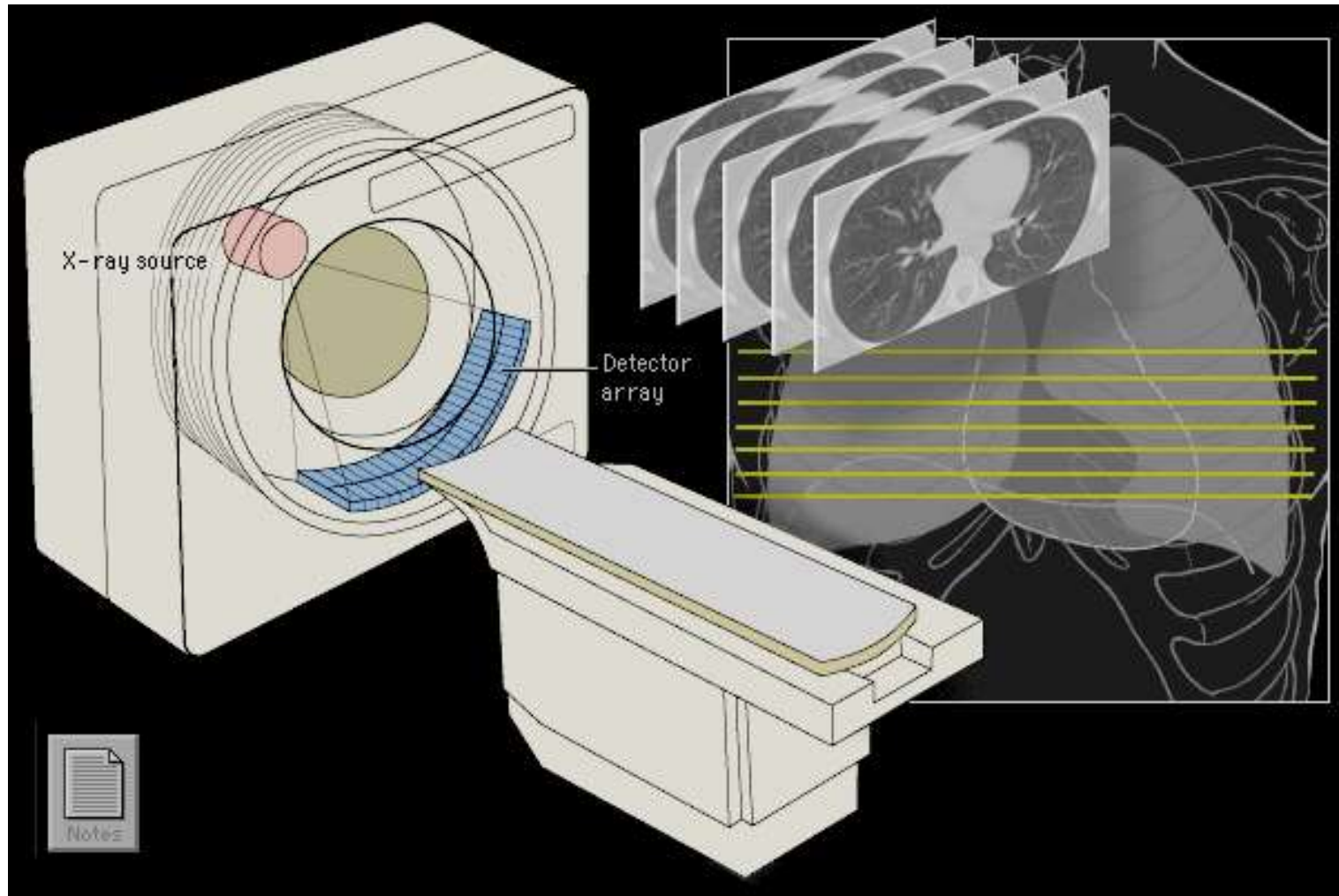
(poddawanej odwrotnej transformacji Fouriera w zmiennych p, q) w obszarach o małej ilości węzłów.

Podsumowując, cały schemat metody Fouriera można przedstawić w następujących krokach:

1. Transformacja Fouriera danych pomiarowych $T_\theta(t)$ ze względu na zmienną t .
2. Interpolacja funkcji $\hat{\mu}(p, q) = \hat{T}_\theta(\omega)$ w wybranych punktach (p, q) .
3. Odwrotna transformacja Fouriera $\hat{\mu}(p, q)$ ze względu na zmienne (p, q) .

Obrazy CT ze współczesnych tomografów, w porównaniu z innymi technikami obrazowania medycznego, charakteryzują się bardzo dużą dokładnością (zwłaszcza w obrazowaniu tkanek twardych), wysoką rozdzielczością i kontrastem. Wadą są dość duże dawki promieniowania rentgenowskiego.

Tomograf dostarcza zwykle serii obrazków, będących kolejnymi przekrojami jakiegoś regionu ciała

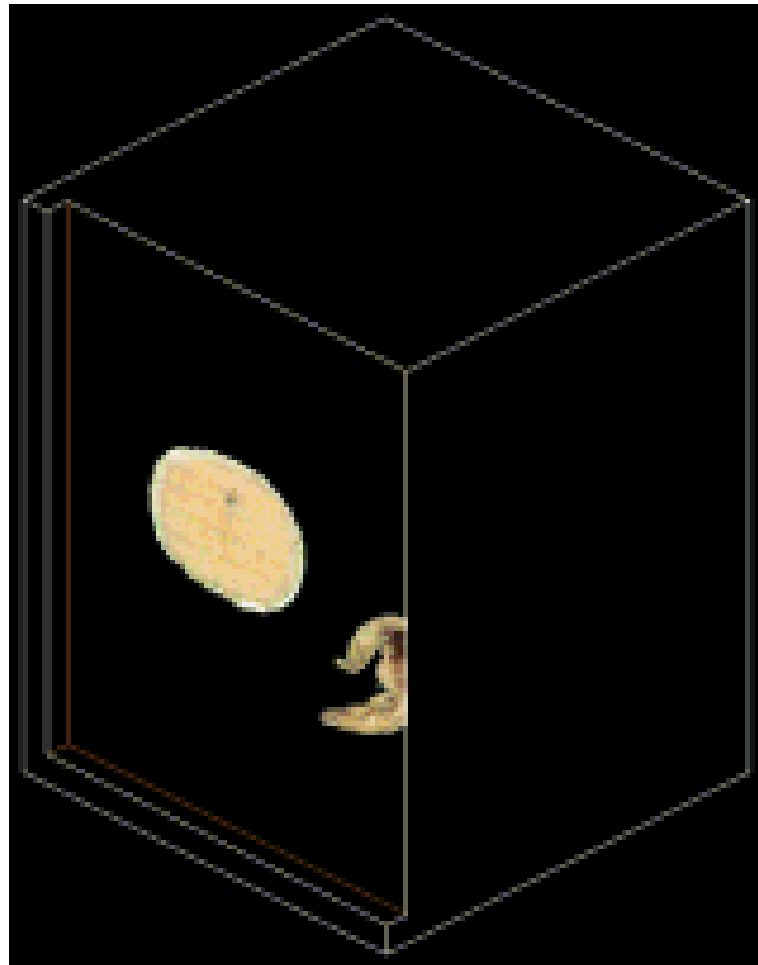


Skanowanie ciała pacjenta rozpoczyna się od tzw. topogramu

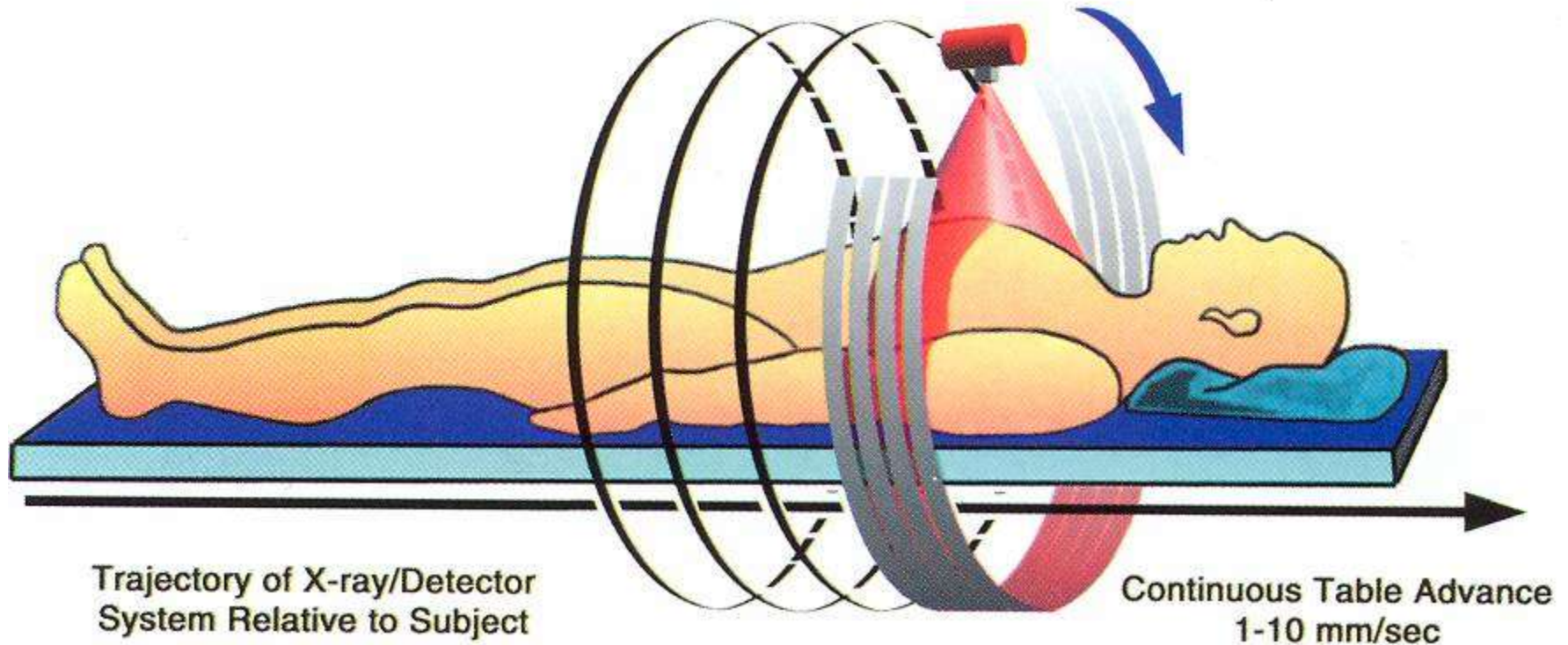


Jest to przeglądowe zdjęcie całego ciała lub jego części, mające na celu wstępną lokalizację diagnozowanego narządu bądź zmiany patologicznej.

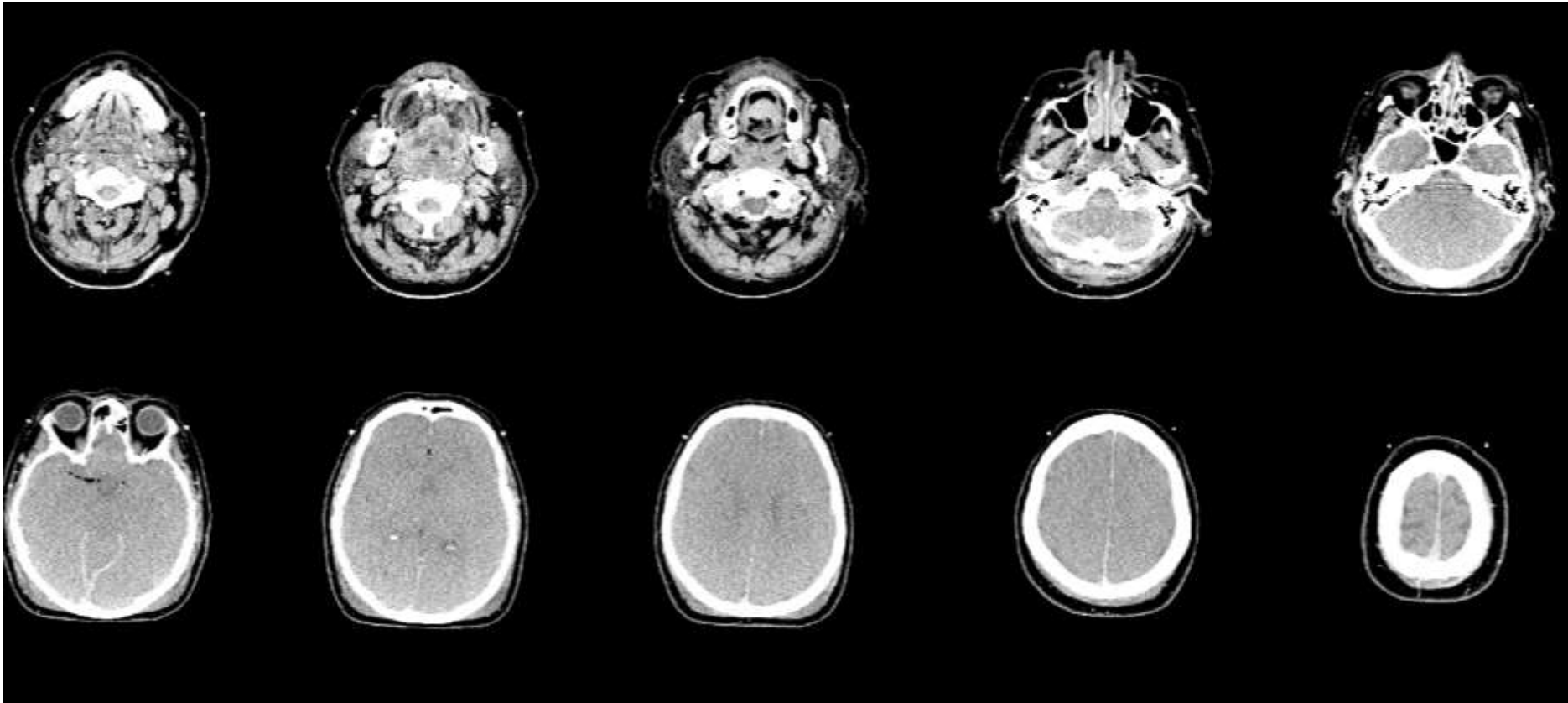
Dzięki tym przekrojom można
penetrować wewnątrz ciała
człowieka w różnych kierunkach



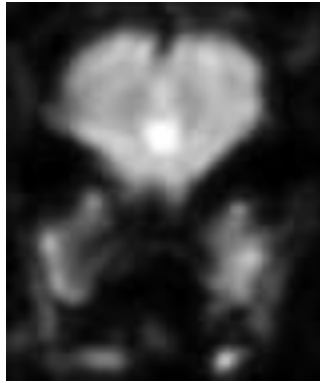
Warstwowa struktura obrazowania CT jest wynikiem złożenia dwóch ruchów: obiegania ciała pacjenta przez źródło i detektor oraz przemieszczania ciała pacjenta



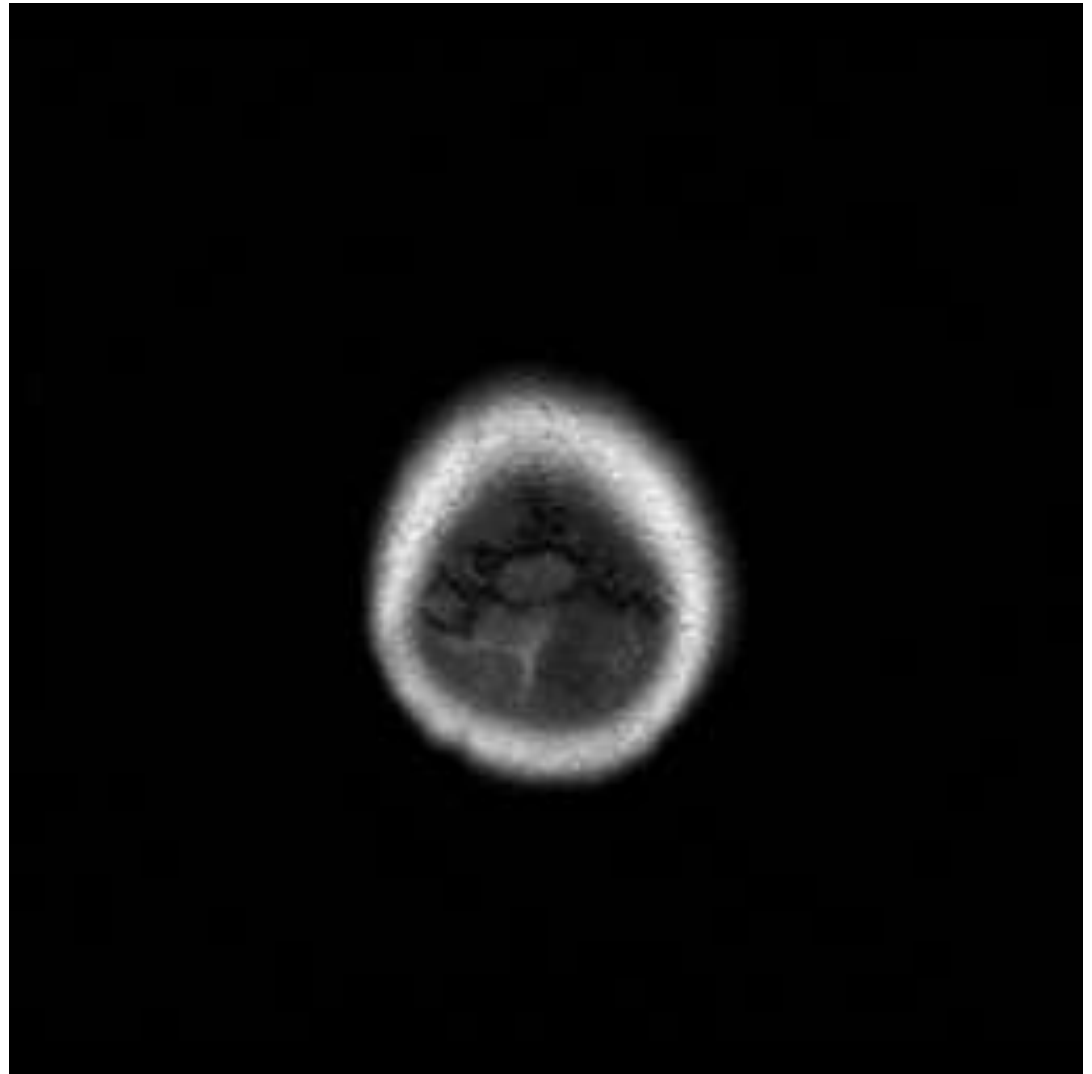
Przykładowa seria obrazów CT przedstawiających wynik skanowania mózgu

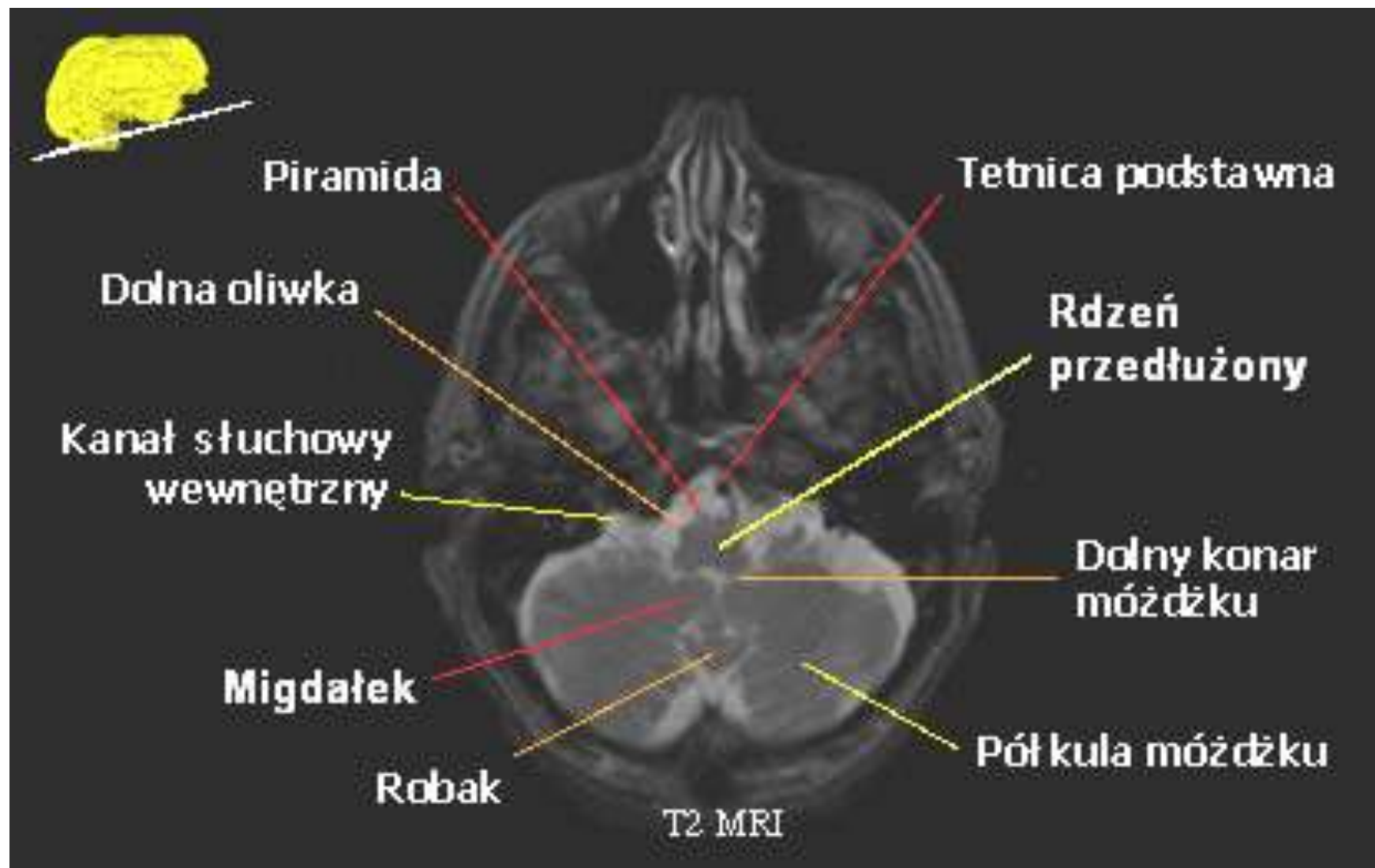


Taka seria przekrojów może być
przeglądana kolejno, dając wrażenie
„podróży” w głąb ciała pacjenta



Obejrzymy teraz
obrazy takich
przekrojów
nieco dokładniej







Nerwy czaszkowe
VII,VIII

Kanał słuchowy
wewnętrzny

IV komora
mózgu

Robak

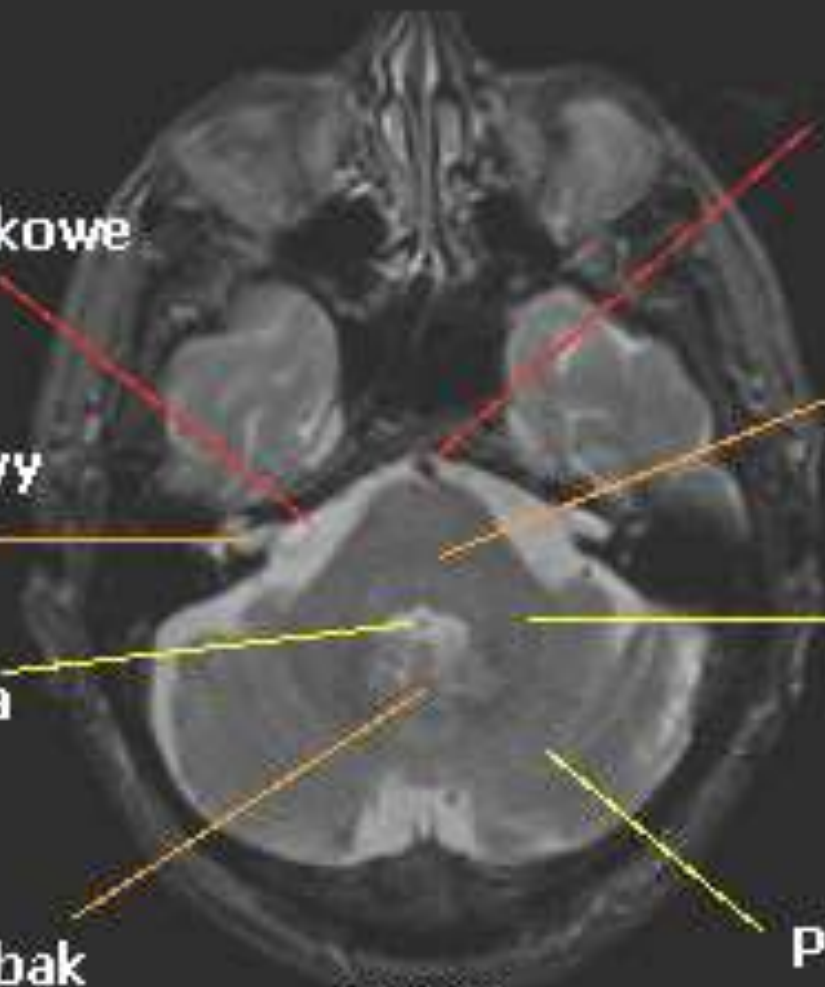
Tętnica podstawna

Most

Konar środkowy
mózdźku

Półkula móżdźku

T2 MRI





Płat skroniowy
dolny

Nakrywka
mostu

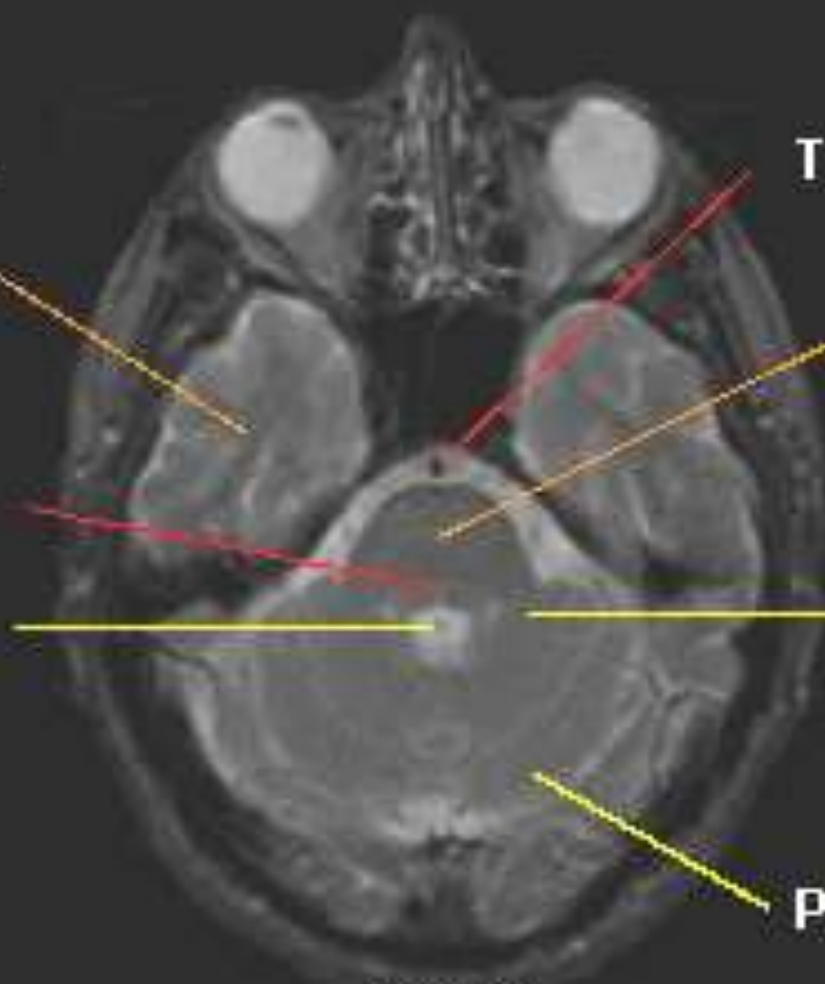
IV komora
mózgu

Tętnica podstawna

Podstawa mostu

Konar środkowy
móżdżku

Półkula móżdżku



T2 MRI



Zakręt skroniowy
górny

Zakręt skroniowy
środkowy

Podstawa
mostu

Konar górny
mózdżku

Półkula mózdku

Tętnica szyjna
wewnętrzna (lewa)

Płat skroniowy

Tętnica podstawna

Nakrywka mostu

IV komora mózgu

Zatoka prosta

T2 MRI



Tętnica środkowa
mózgu

Podstawa mostu

Nakrywka
mostu

Zatoka prosta

Zatoka strzałkowa
górna

Siodło przysadki

Tętnica podstawna

Tętnica
górna mózdzku

Migdał

Hipokamp

Płat potyliczny

T2 MRI



Tętnica
środkowa
mózgu

Tętnica podstawna

Istota
dziurkowana
tylna

Hak

Istota czarna

Robak mózdzku

Zakręt językowy

Zatoka prosta

Płat potyliczny

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI



Zakręt czołowy
górny

Zakręt obręczy

Tętnica środkowa
mózgu

Hak

Istota czarna

Zakręt
skroniowy
środkowy

Wzgórek dolny

Zakręt skroniowy
dolny

Zatoka prosta

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI



Wyspa

Droga
wzrokowa

Zakręt obrotowy

Zakręt oczodołowy

Ciało suteczkowe

Jądro czerwienne

Dół międzykonarowy

Zatoka prosta

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI



Tętnica
środkowa
mózgu

Zakręt obrotowy

Zakręt oczodołowy

Skorupa

Droga
wzrokowa

Spoidło przednie

Jądro podwzgórzowe

Wzgórek
górny

Robak mózdzku

Przedśionek (trójkąt)
bocznej komory mózgu

Zatoka prosta

Płat potyliczny

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI



Zakręt czołowy -

- górny
- środkowy
- dolny

Zakręt obręczy

Przednia krawędź
torebki wewn.

Skorupa

Gałka biała

Tylna krawędź
torebki wewn.

Wzgórze

Bruzda ostrogowa

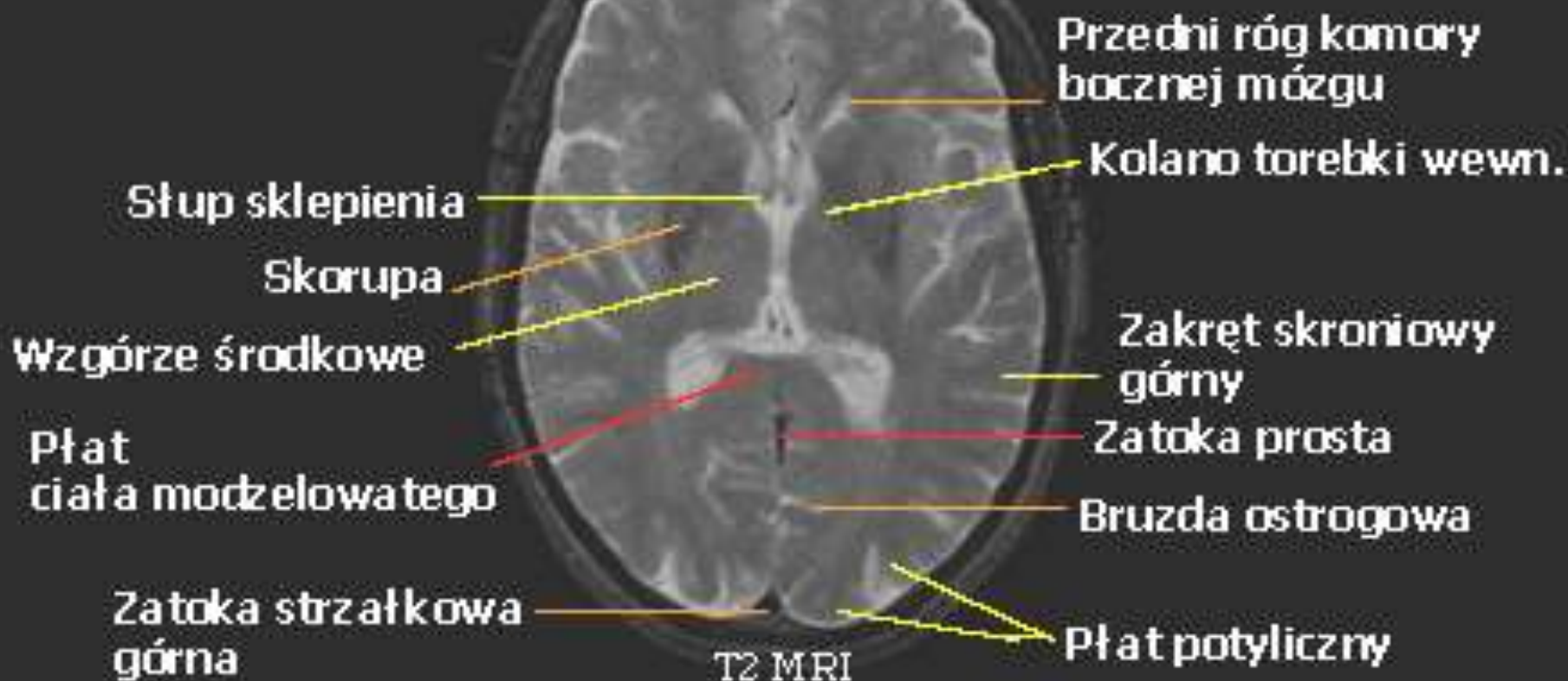
Wyspa

Uzdeczka

Przedśionek
(trójkąt)
bocznej komory
mózgu



T2 MRI





Przednia
tętnica mózgu

Jądro
ogoniaste

Róg tylny
komory
bocznej

Szczelina międzypół kulowa

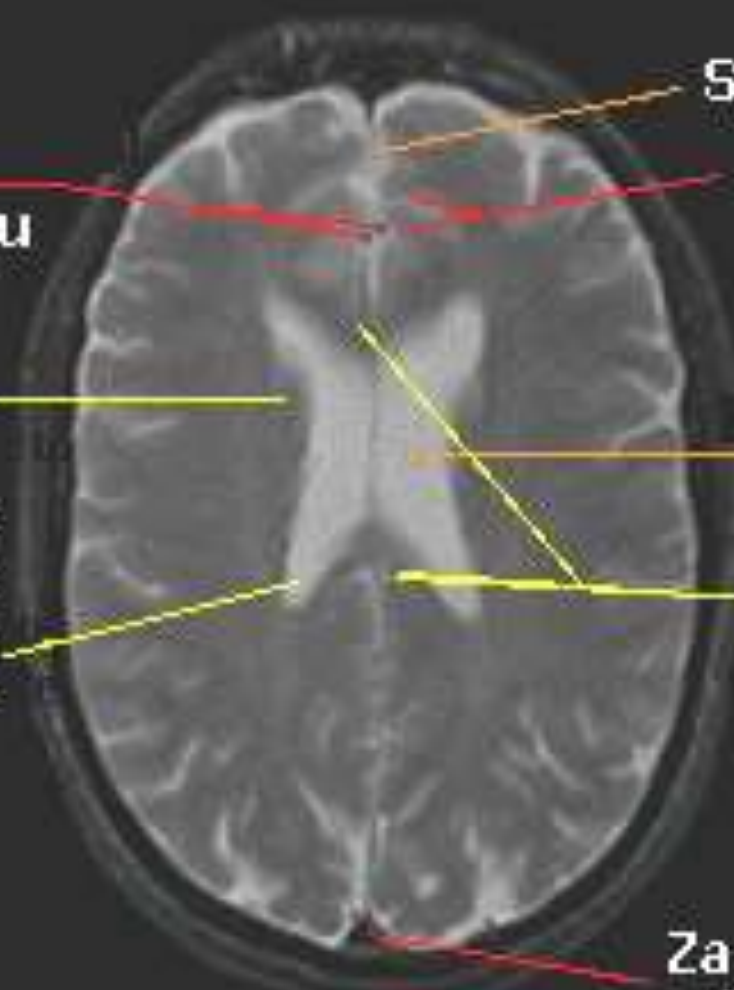
Zakręt obręczy

Ciało komory bocznej
mózgu

Ciało modzelowate

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI





Zakręt czołowy
górny

Zakręt czołowy
środkowy

Zakręt czołowy
dolny

Ciało modzelowate

Zakręt przedśrodkowy

Zakręt zaśrodkowy

Płat potyliczny

Tętnica przednia
mózgu

Ciało komory
bocznej mózgu

Róg tylny
komory bocznej

Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI



Przednia
tętnica mózgu

Bruzda środkowa

Zakręt przedśrodkowy

Zakręt zaśrodkowy

Zakręt przykrawcowy

Zakręt skroniowy górny

Zakręt skroniowy środkowy

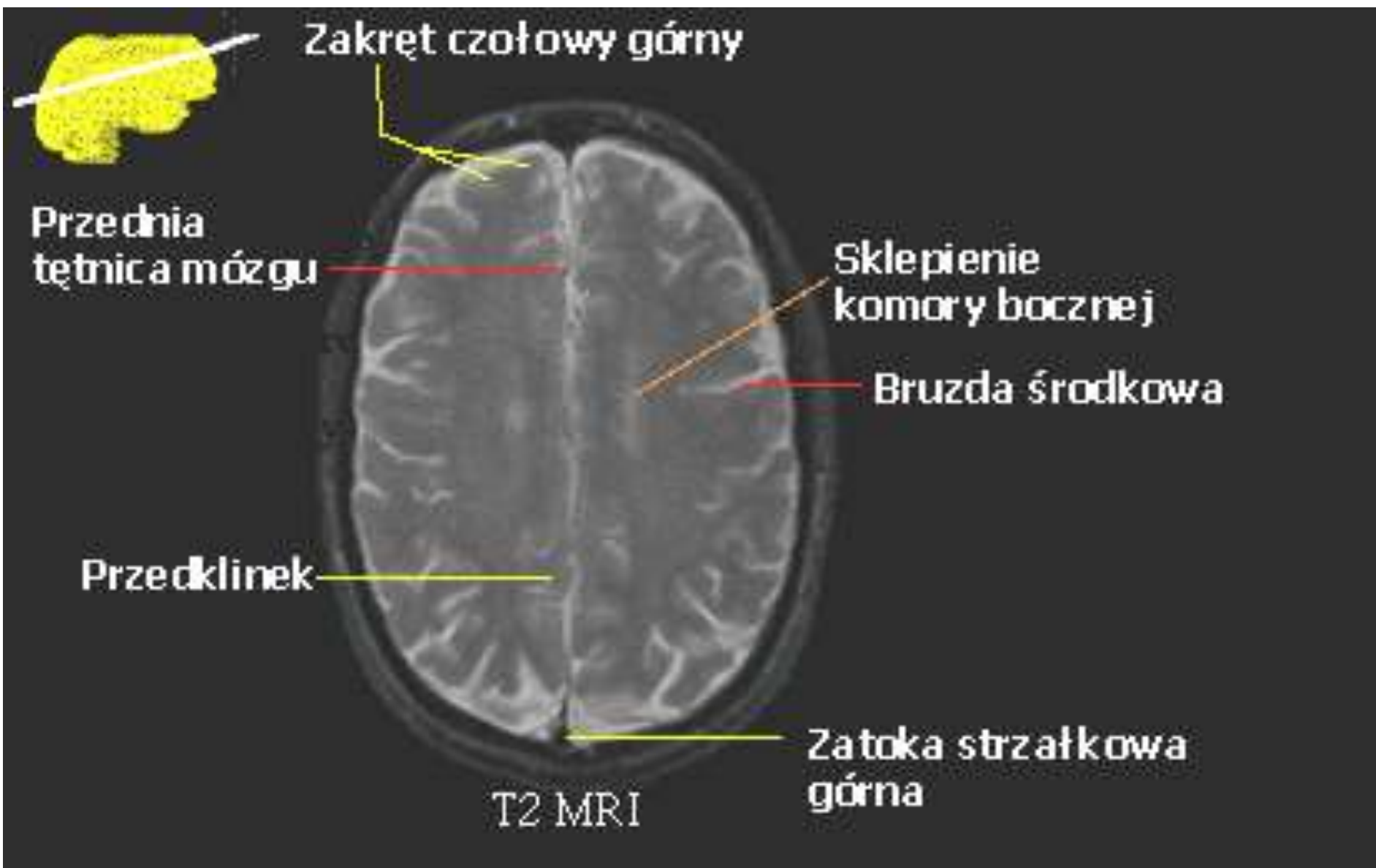
Płat potyliczny

Komora
boczna
mózgu

T2 MRI

Zatoka
strzałkowa
górna





Zakręt czołowy górny

Przednia
tętnica mózgu

Sklepienie
komory bocznej

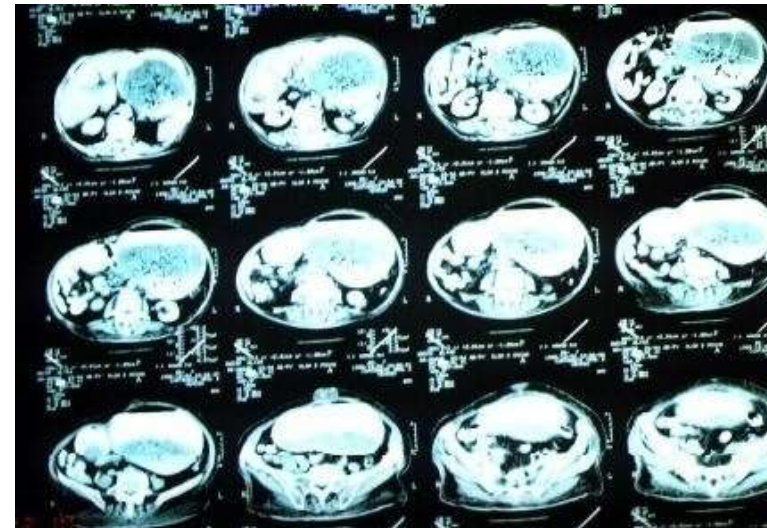
Bruzda środkowa

Przedklinek

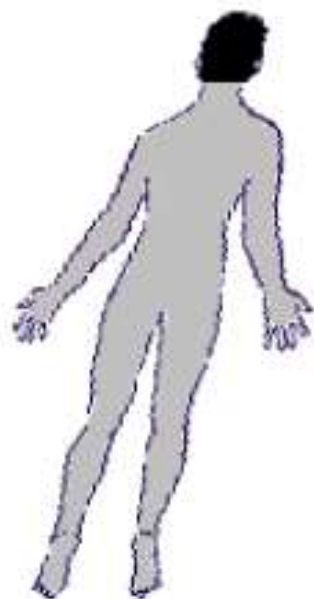
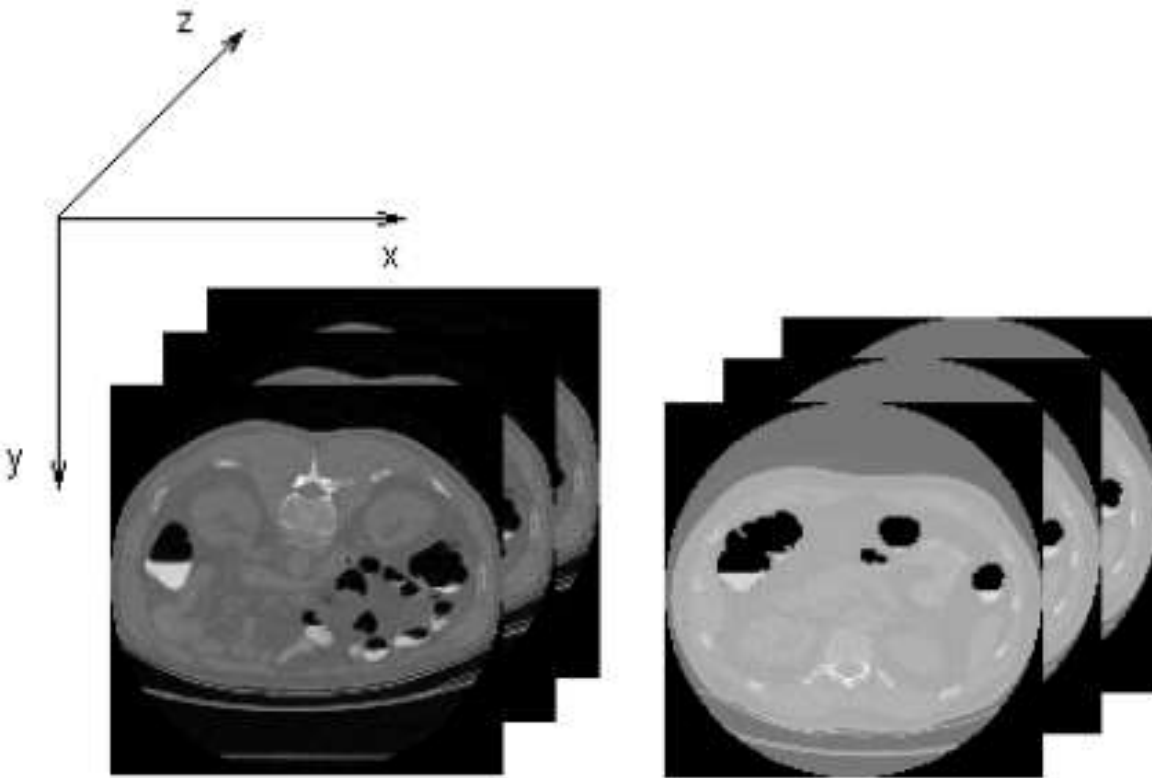
Zatoka strzałkowa
górna

T2 MRI

Decyzję diagnostyczną w tomografii podejmuje się zawsze w oparciu o równoczesną analizę kilku przekrojów

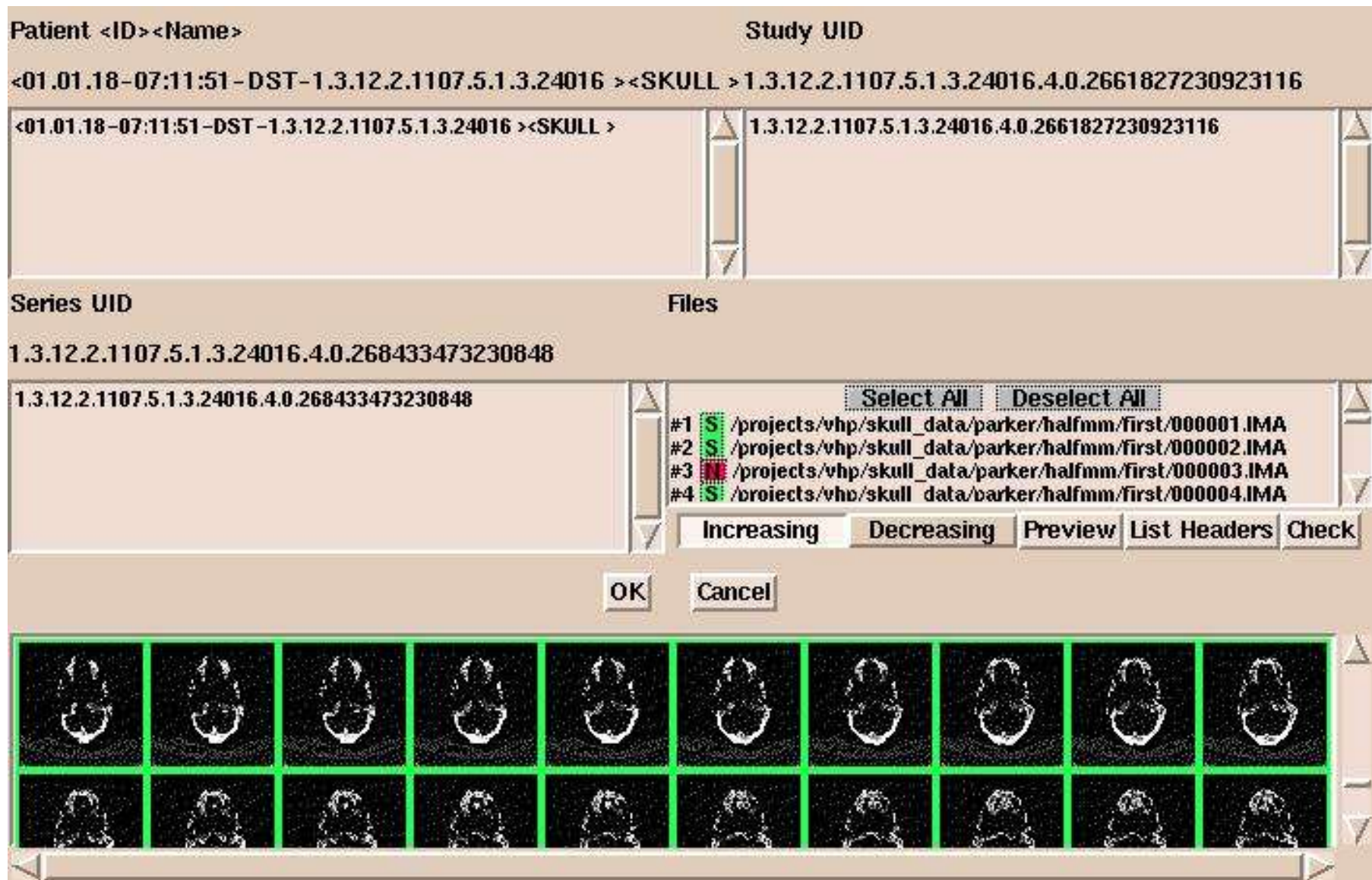


Stwarza to poważne problemy przy próbach automatyzacji interpretacji tych obrazów, ponieważ komputer musi także analizować równocześnie kilka obrazów i uwzględniać ich relacje oraz powiązania.



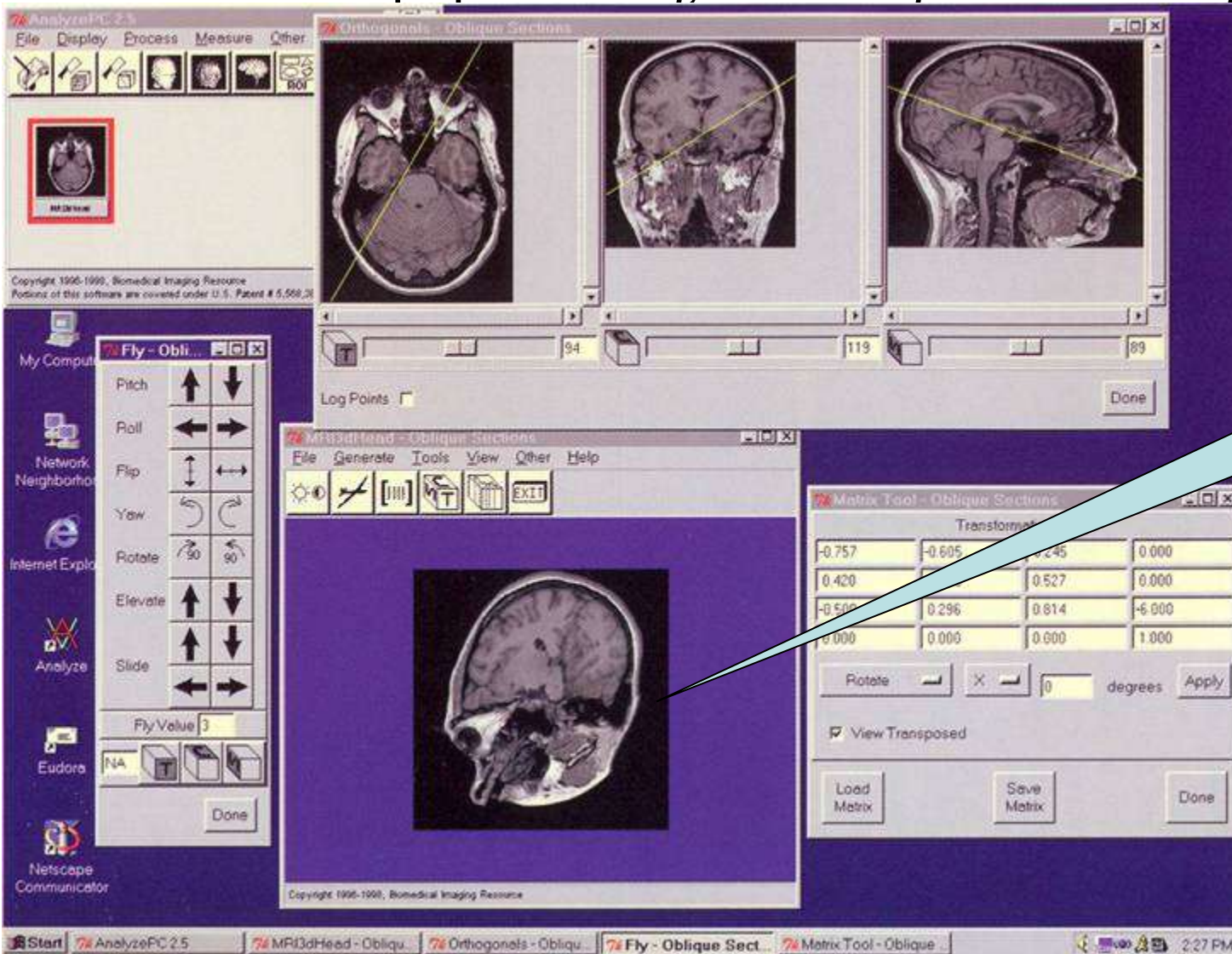
Obrazy tych samych narządów mogą się różnić w badaniu CT w zależności od tego, jak jest ułożone ciało pacjenta, bo pod wpływem grawitacji przemieszczają się zarówno same narządy jak i ewentualnie wypełniający je kontrast.

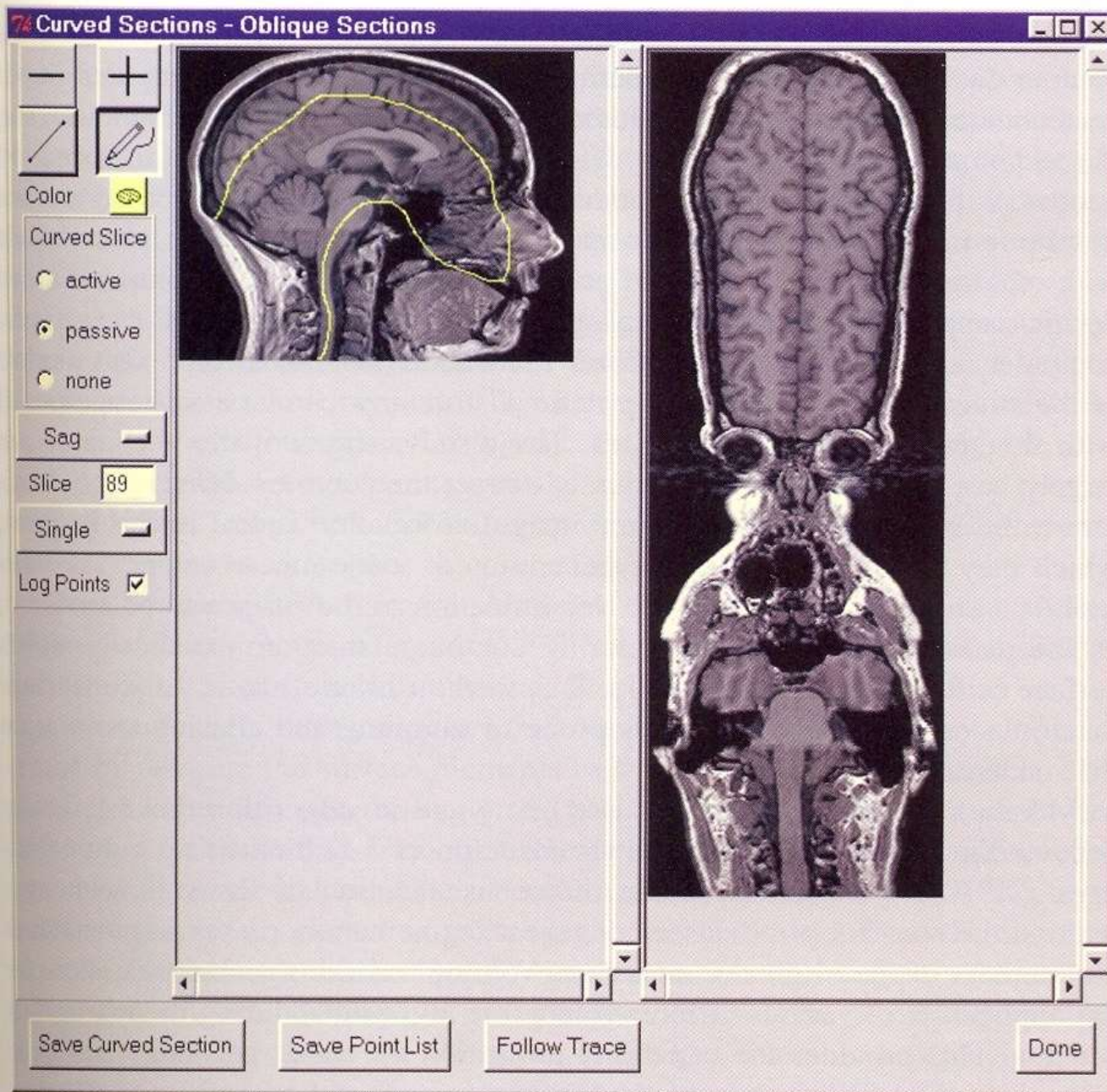
Zwykle seria obrazów stanowiących kolejne przekroje badanego narządu jest ładowana do programu pozwalającego na ich równoczesną obróbkę



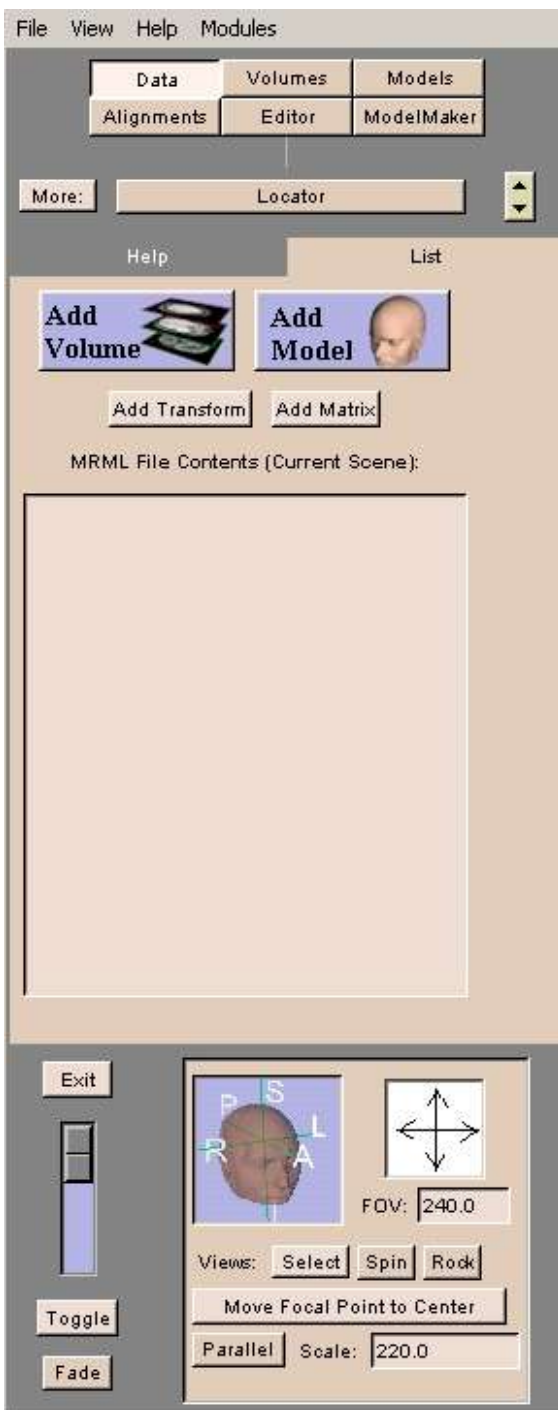
Mając obraz w postaci serii przekrojów wzdłuż jednej osi można na drodze obliczeniowej odtworzyć dowolne inne przekroje – w szczególności w płaszczyznach: poprzecznej, czołowej i strzałkowej

a także przekrój pod dowolnym innym kątem

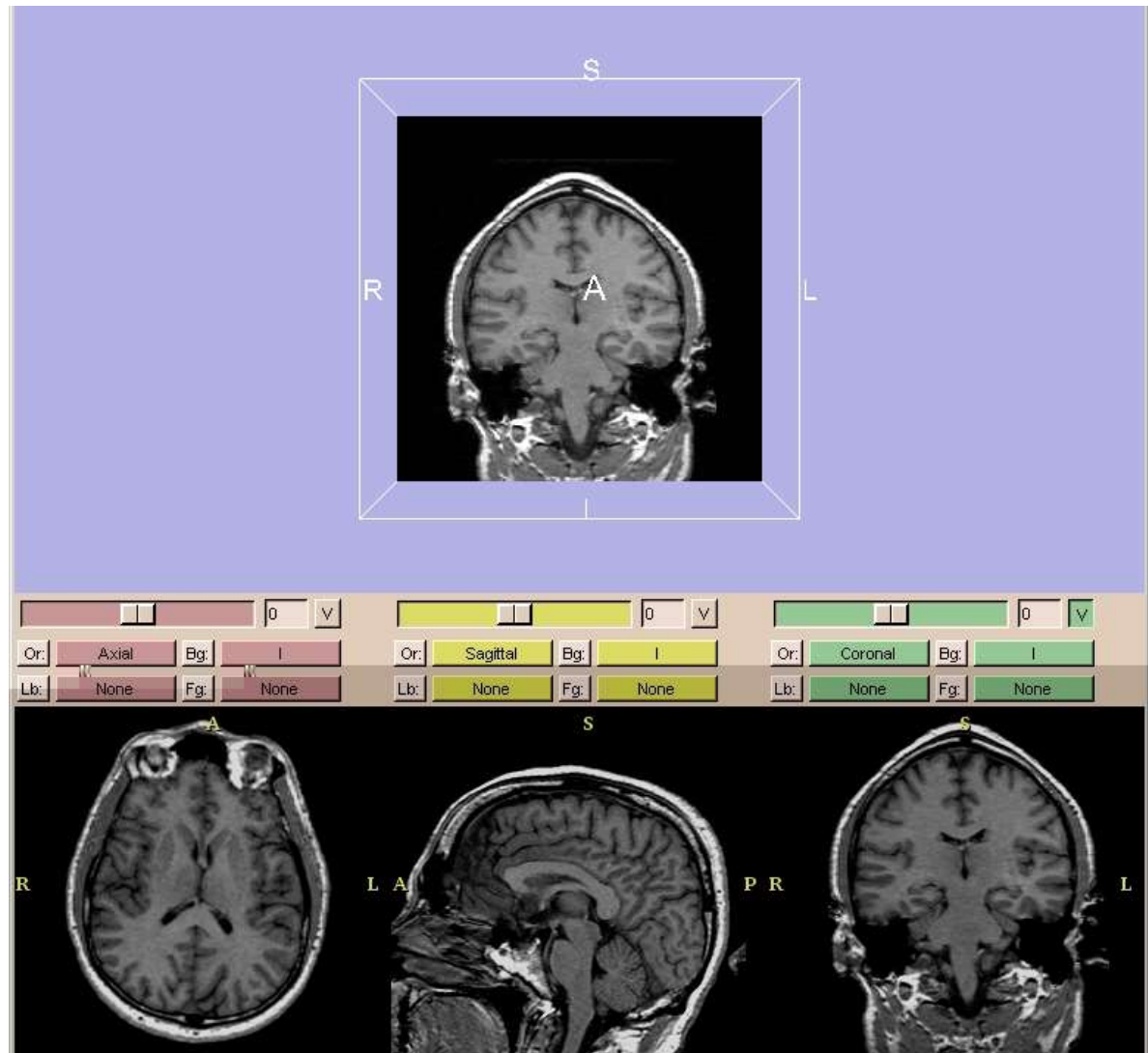




Można też
zrekonstruować
obliczeniowo
przekrój wzdłuż
dowolnej innej
powierzchni,
nie koniecznie
płaskiej, chociaż
wygląda to
czasem nieco
dziwnie



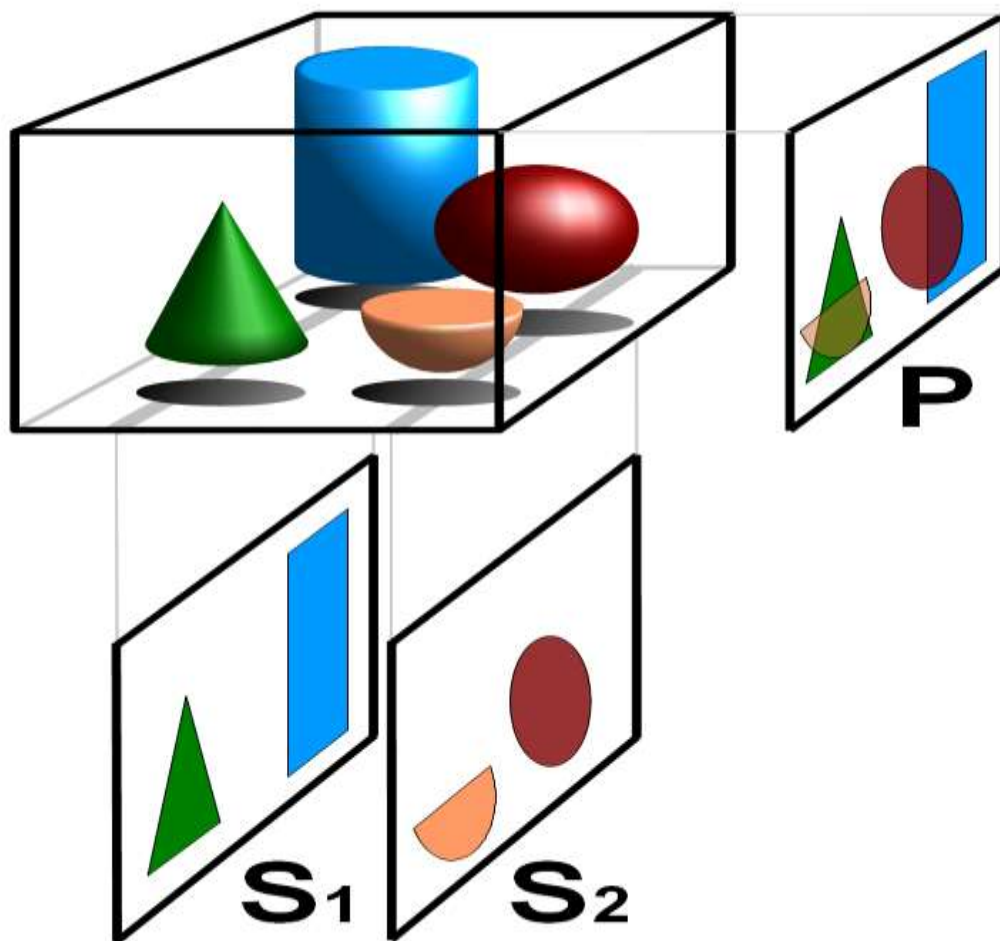
Służą do tego
wyspecjalizowane programy,
na przykład *Slicer*



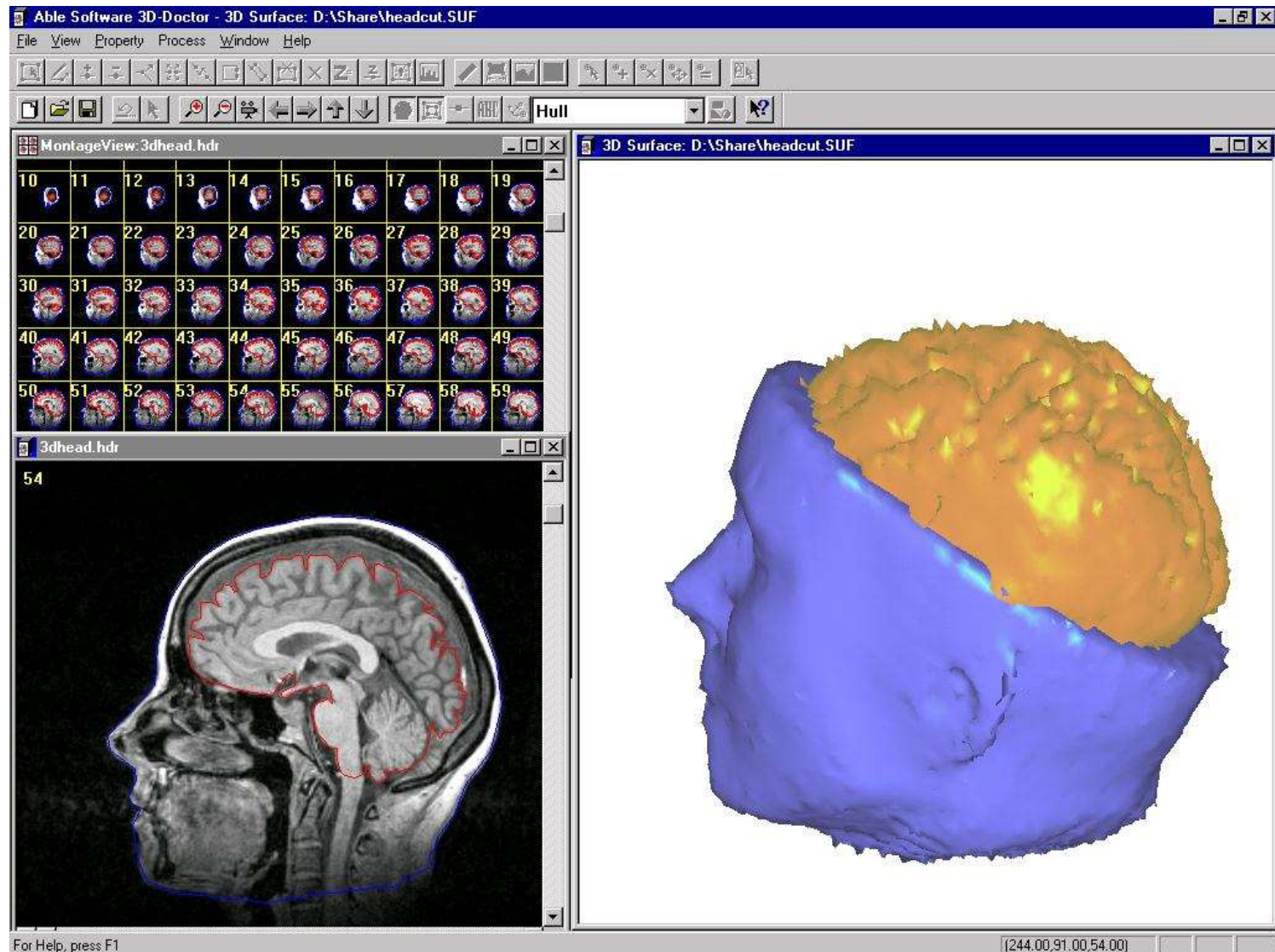
Seria przekrojów prezentujących wynik badania tomograficznego nie jest najbardziej wygodnym sposobem wykorzystania tych badań



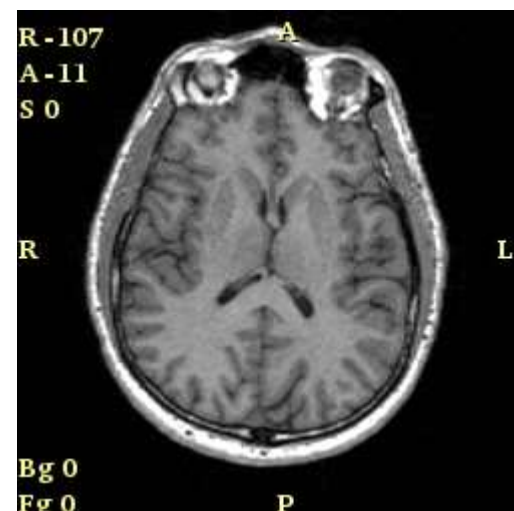
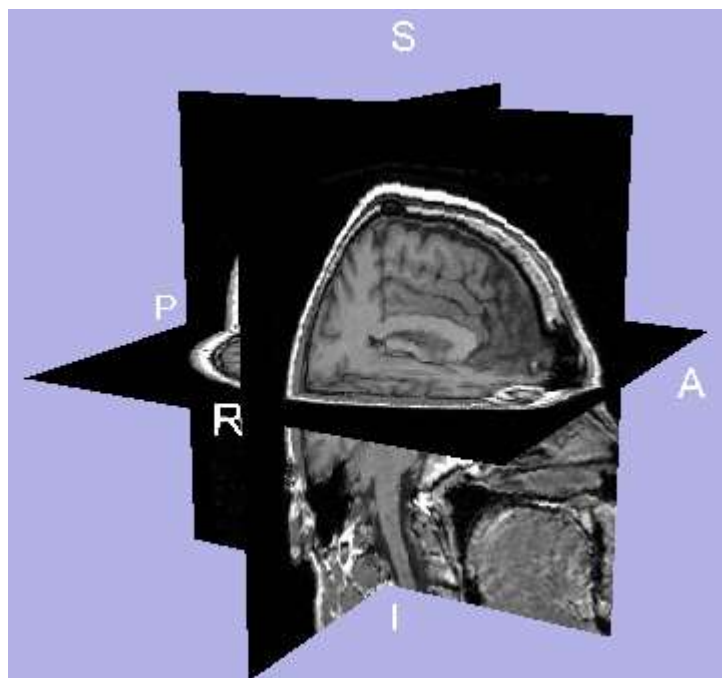
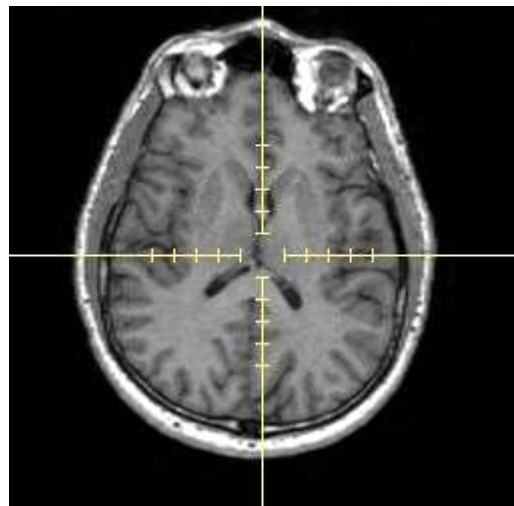
Zobrazowanie tej samej sceny w układzie obrazu płaskiego – takiego, jaki daje zwykły aparat rentgenowski (P), przekrojów (S_1 i S_2) jakie daje tomograf bez dodatkowego przetwarzania obrazów oraz trójwymiarowej rekonstrukcji



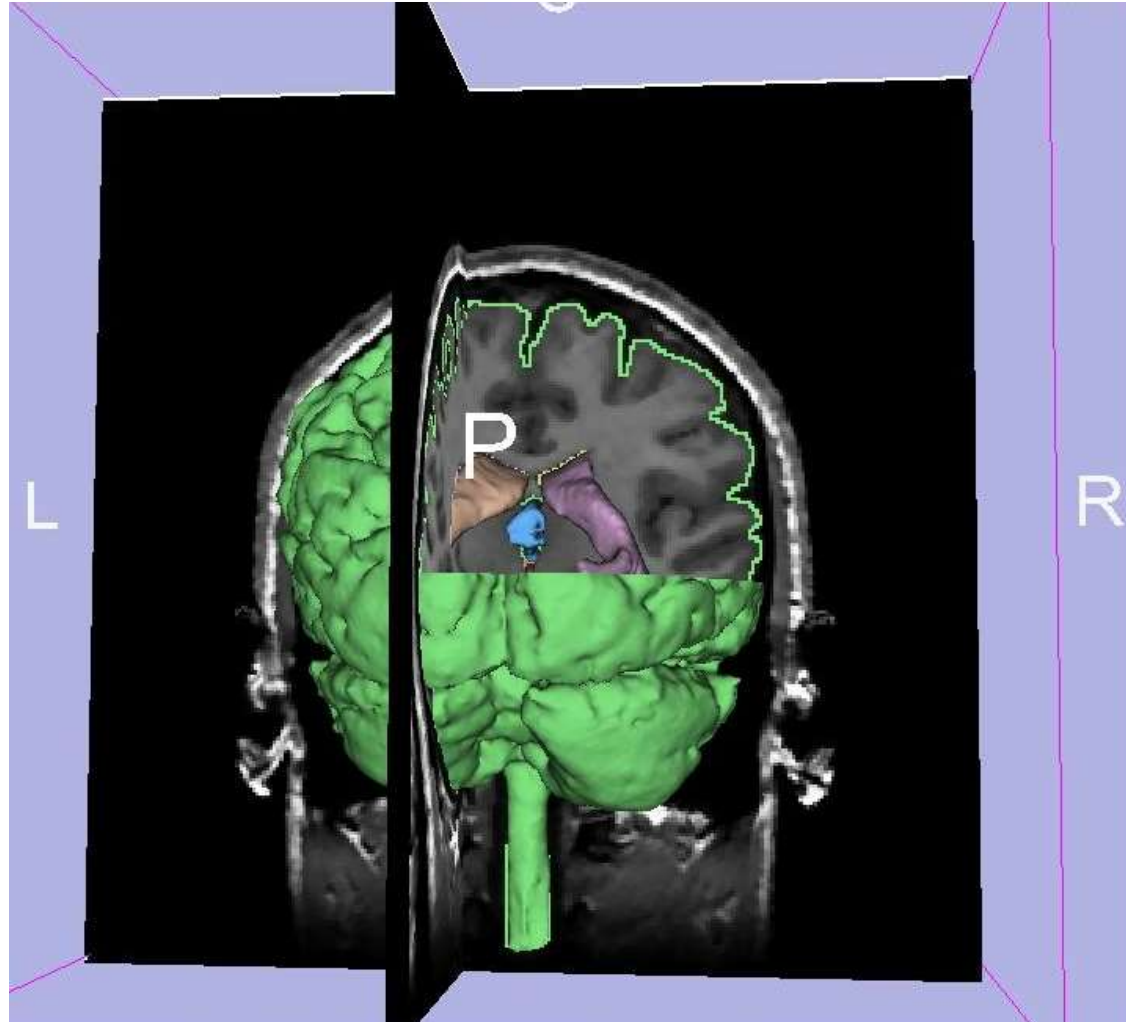
. Zasada tworzenia trójwymiarowego modelu
na podstawie serii przekrojów dostarczonych przez
tomograf komputerowy



Na obrazach można nanosić opisy oraz wskaźniki ułatwiające interpretację



Przy pomocy takich narzędzi można uzyskiwać
różne formy zrekonstruowanych obliczeniowo
wewnętrznych elementów ciała



Rezultat cyfrowego wyostrzania obrazu



Obraz wprost z aparatu

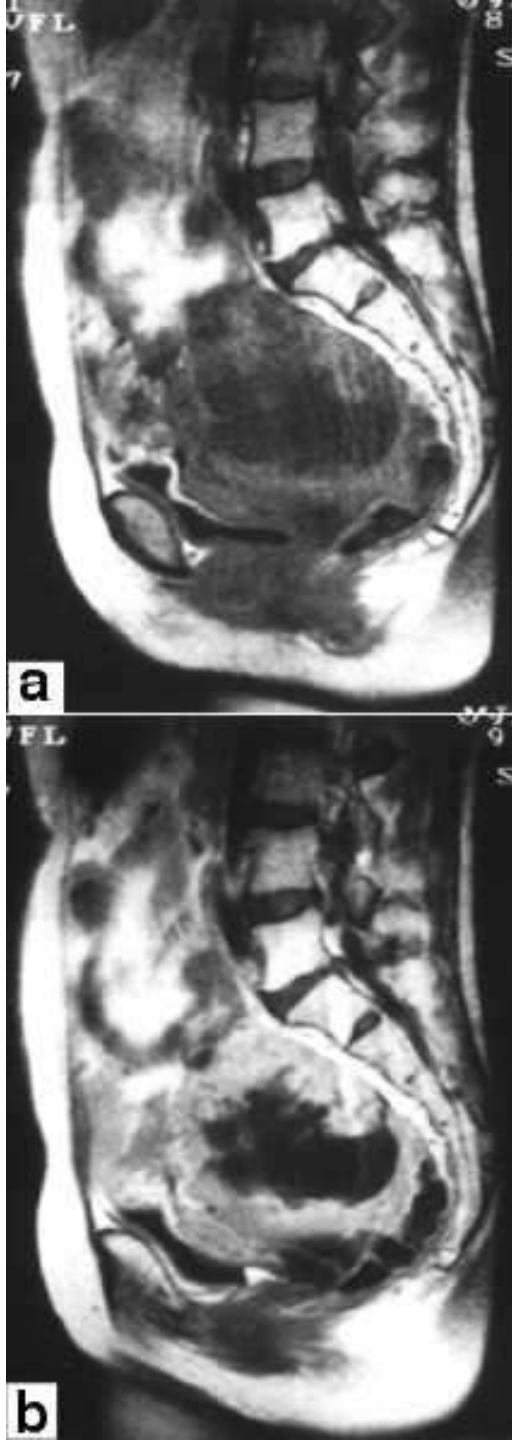


Obraz po wygładzeniu

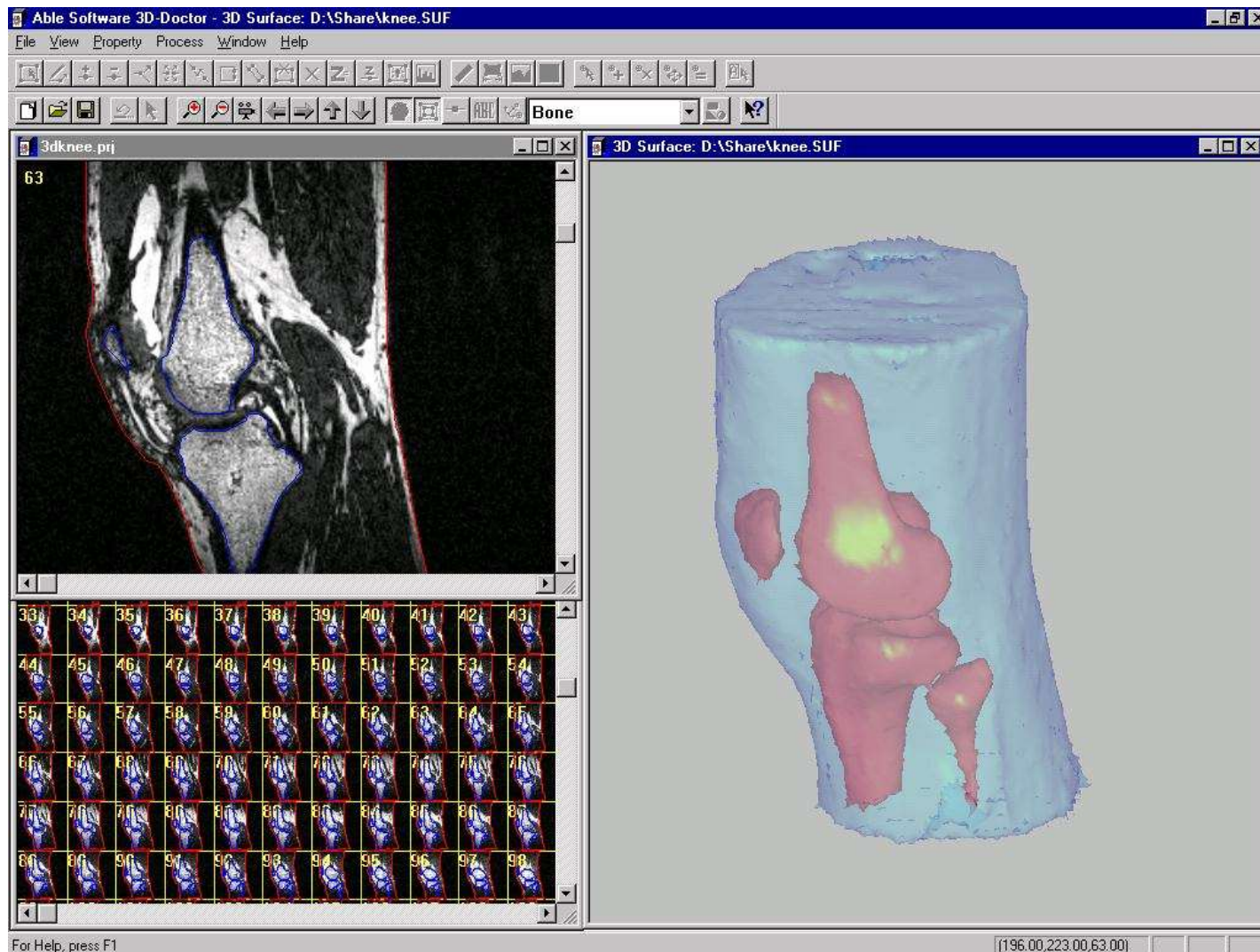


Obraz po wyostrzeniu

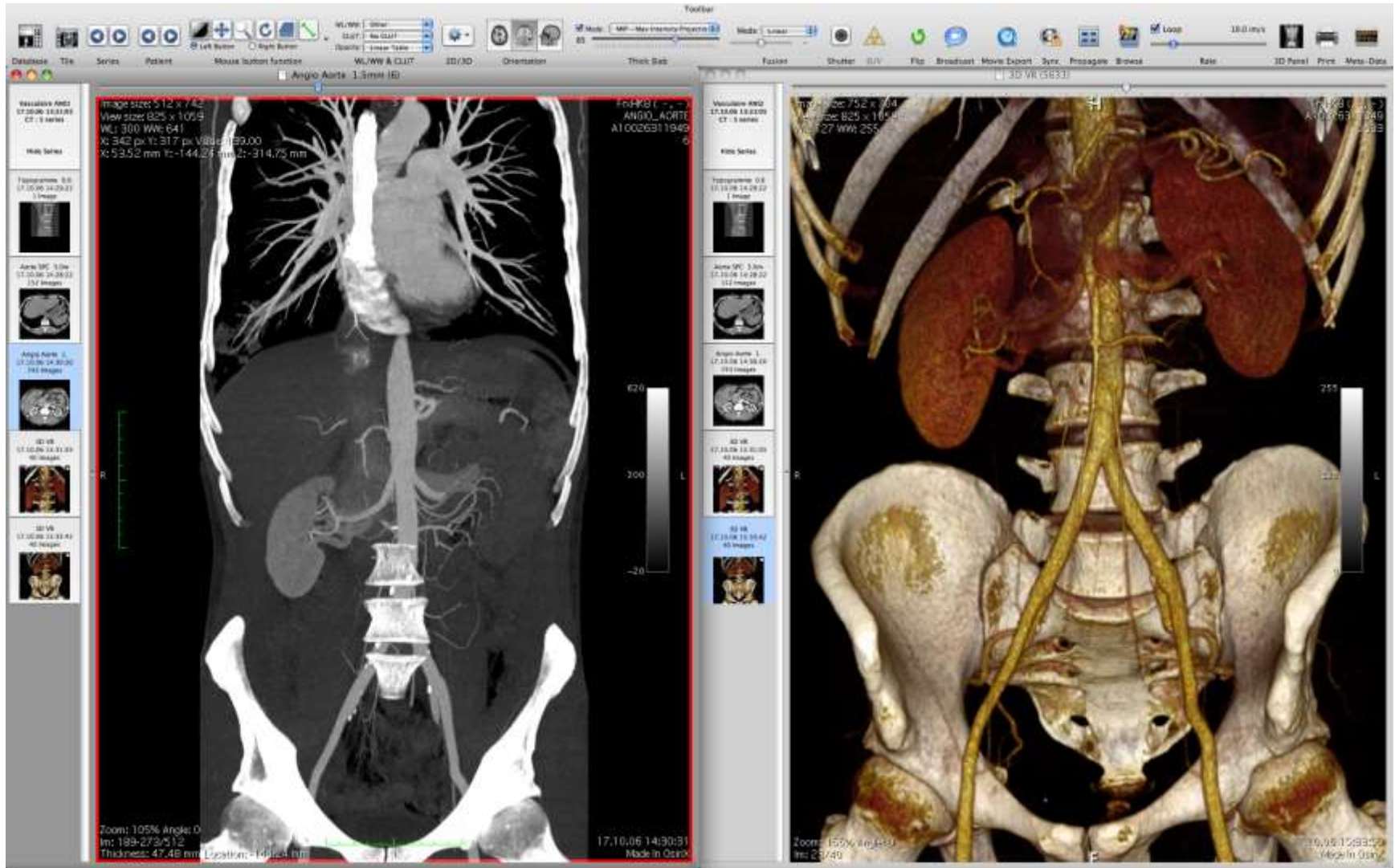
Efekt zastosowania
środków
kontrastujących
w tomografii
(a -to obraz bez
kontrastu, a b – to
obraz z kontrastem)



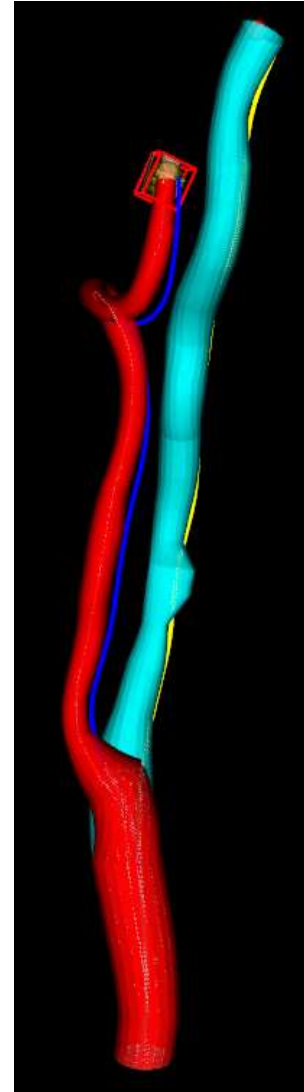
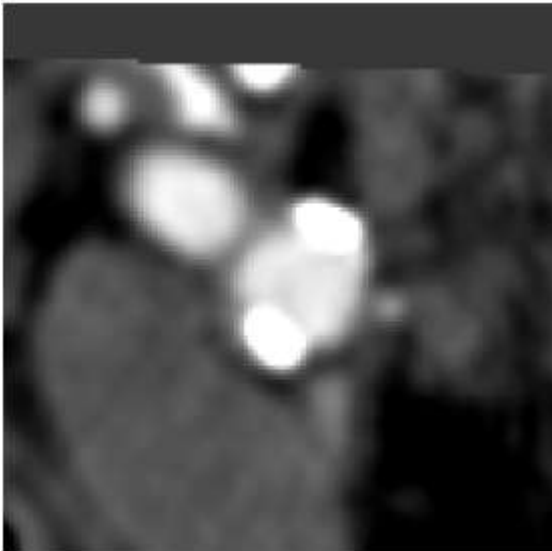
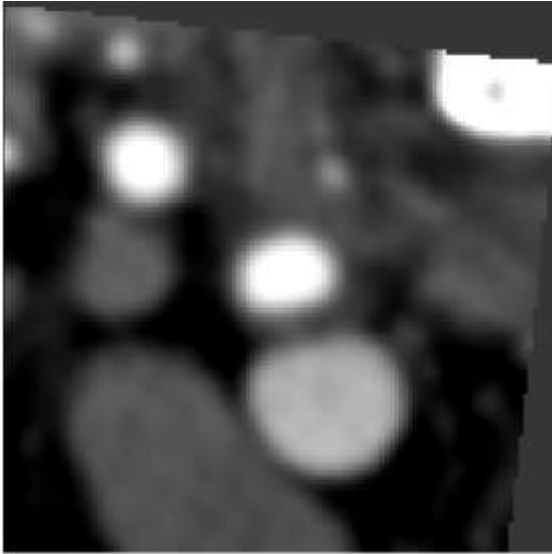
Obrazowanie trójwymiarowe narządów wewnętrznych wykrytych przez tomograf komputerowy może być wzbogacone poprzez wprowadzenie na rysunku sztucznych barw i efektów „kierunkowego oświetlenia”



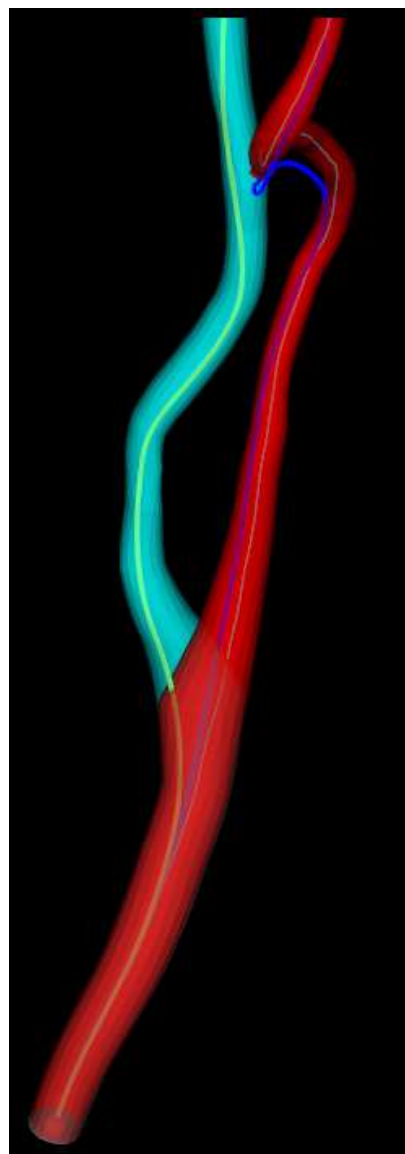
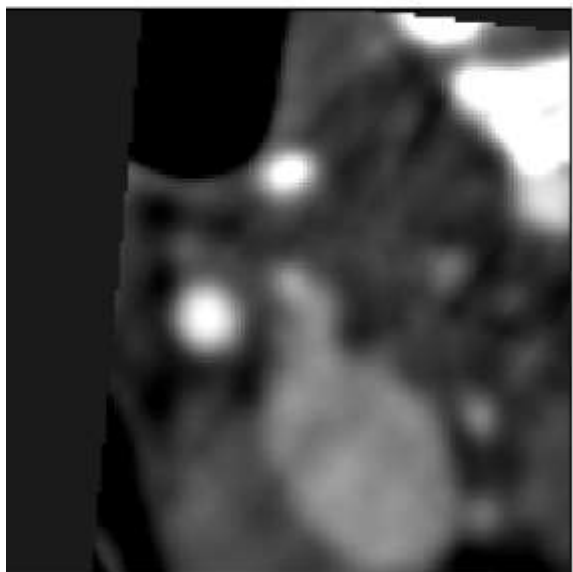
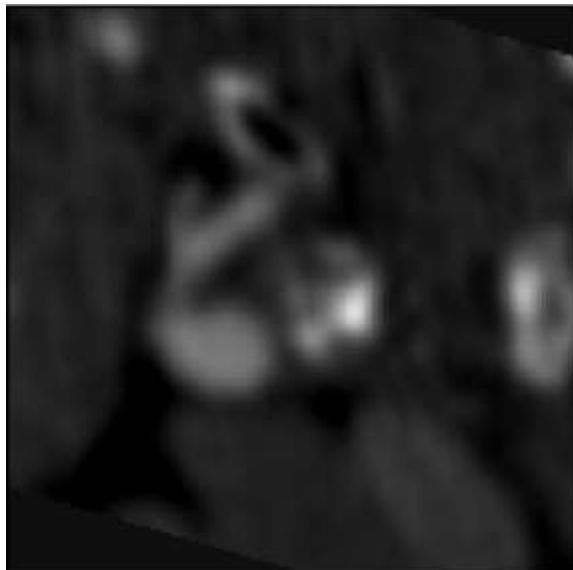
Ważnym algorytmem wtórnego przetwarzania obrazu tomograficznego jest metoda odtwarzania objętości, czyli tzw. **Volume Rendering**



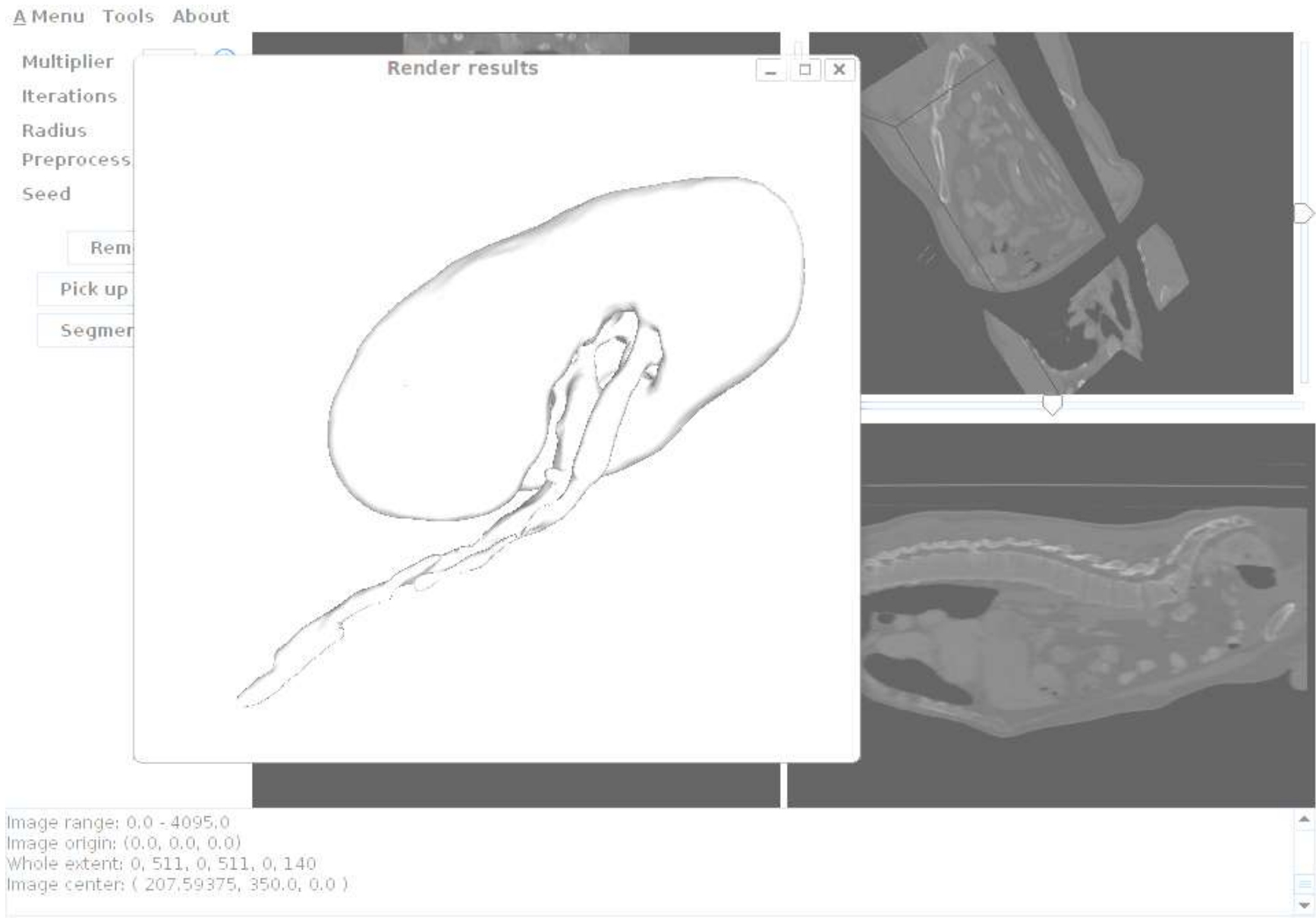
Rekonstrukcja trójwymiarowego przebiegu tętnicy szyjnej na podstawie obrazów przekrojów CT o różnym stopniu trudności segmentacji (góry łatwe, u dołu trudne)



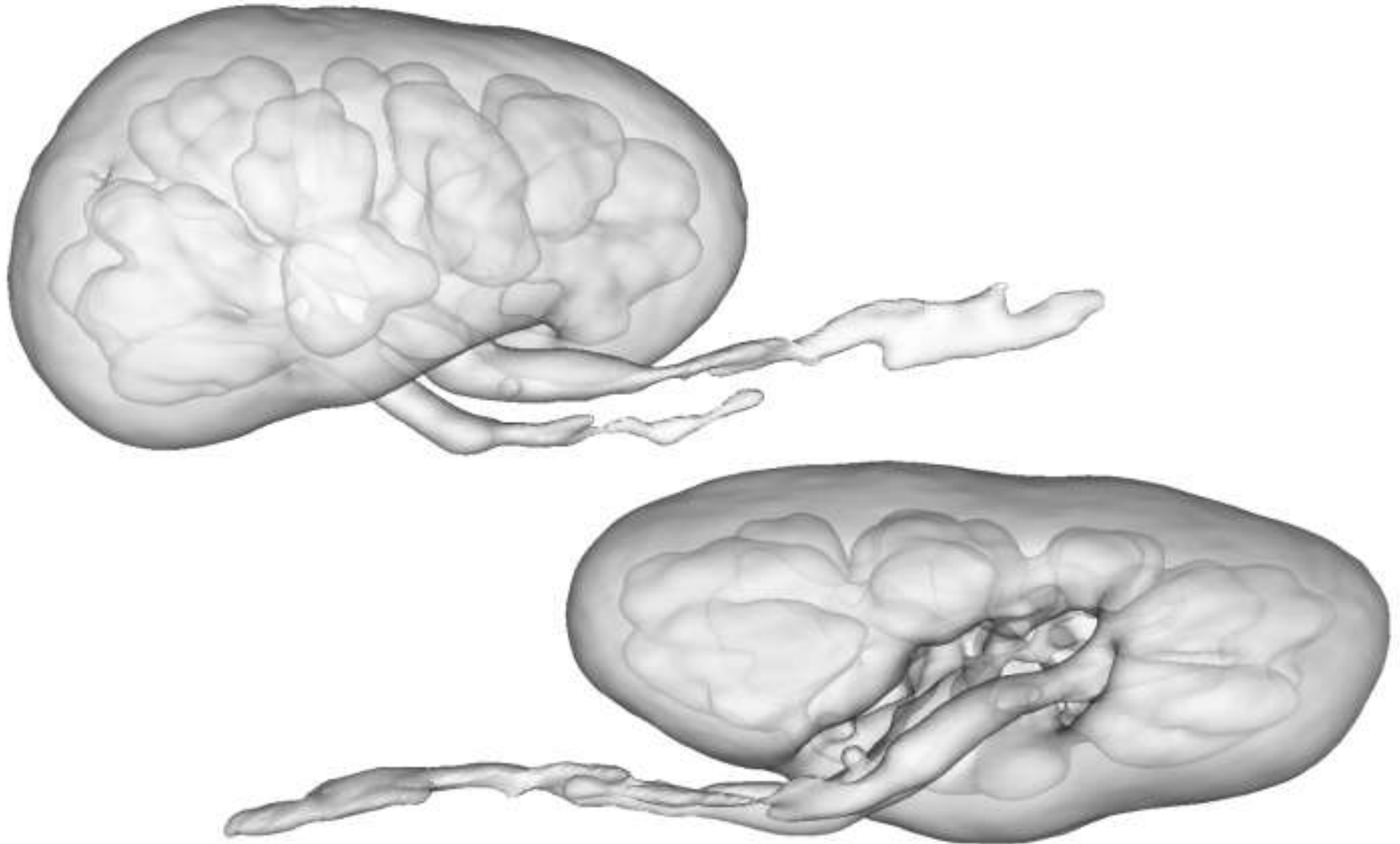
Rekonstrukcja trójwymiarowego przebiegu tętnicy szyjnej
na podstawie obrazów przekrojów CT o różnym stopniu
trudności segmentacji (góry łatwe, u dołu trudne)



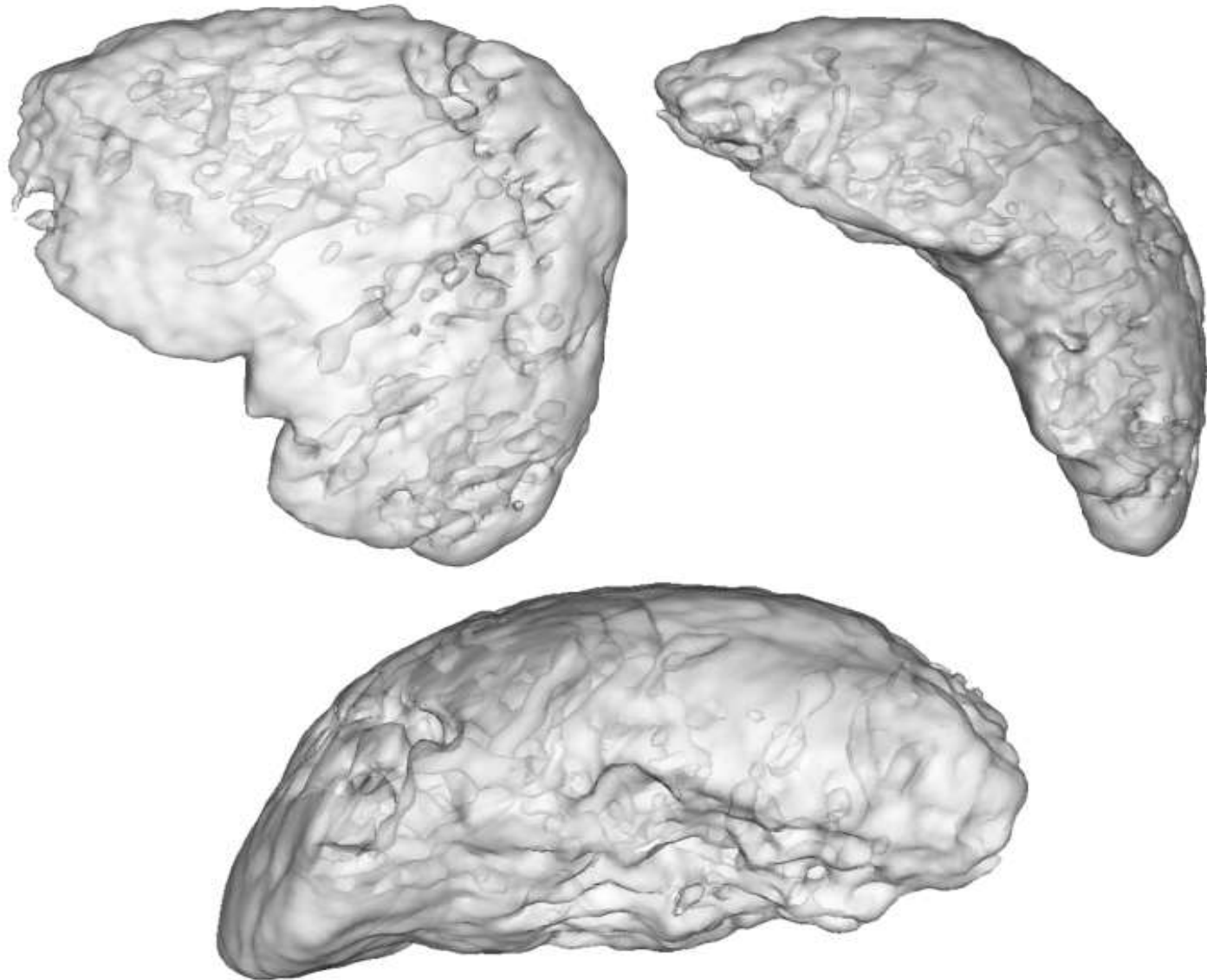
Proces budowy trójwymiarowej rekonstrukcji narządu na podstawie przekrojów CT



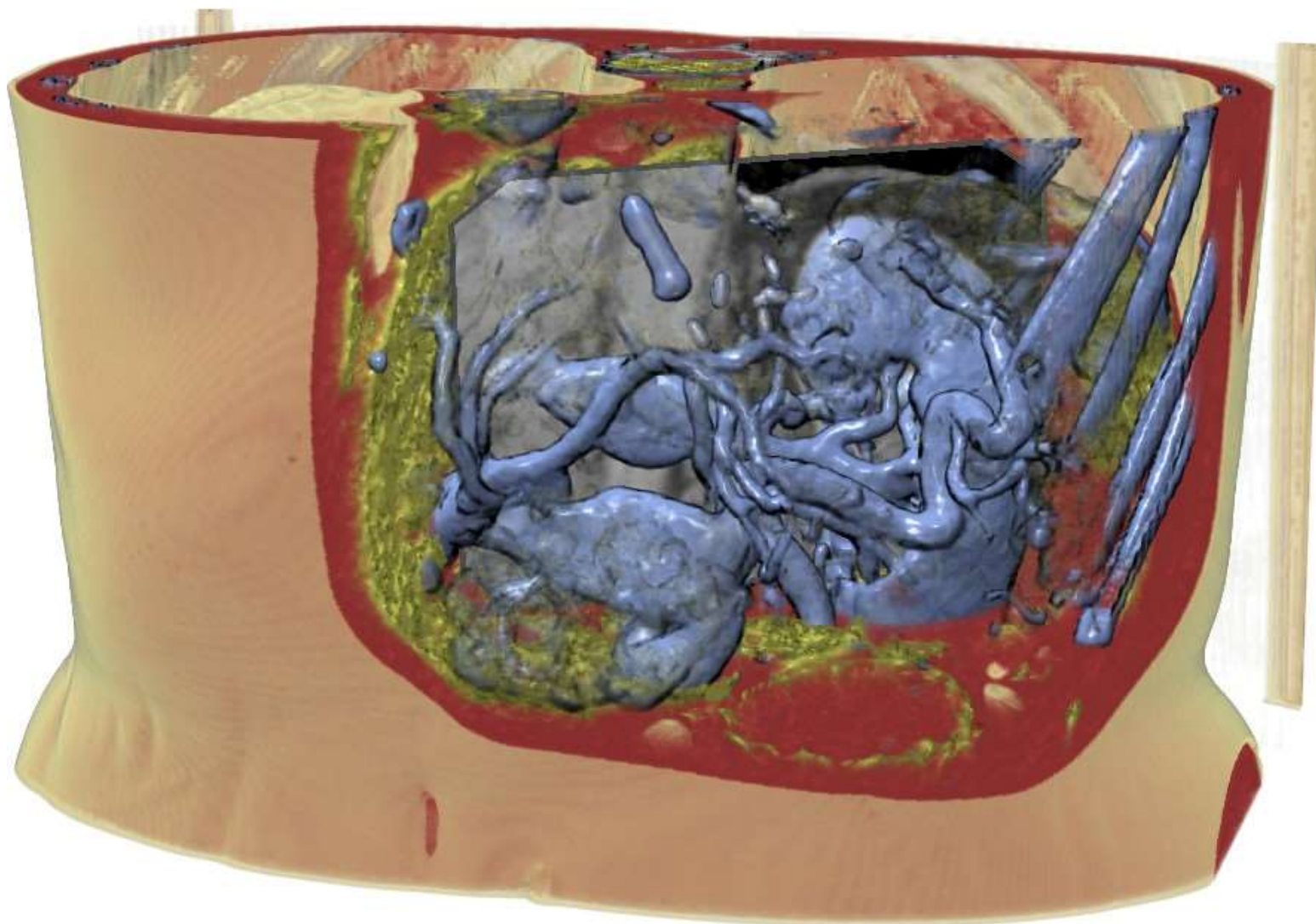
Trójwymiarowa rekonstrukcja nerki

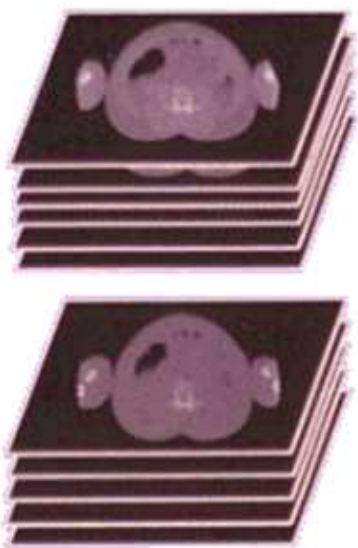


Trójwymiarowa rekonstrukcja żołądka

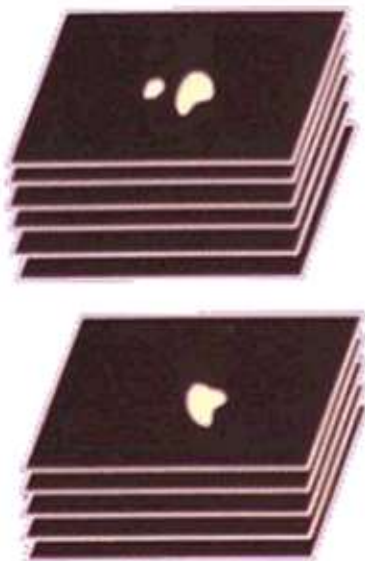
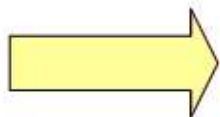


Trójwymiarowe obrazy wnętrza ciała pacjenta są bardzo ekspresyjne, ale niosą frustrująco mało użytecznych wiadomości diagnostycznych

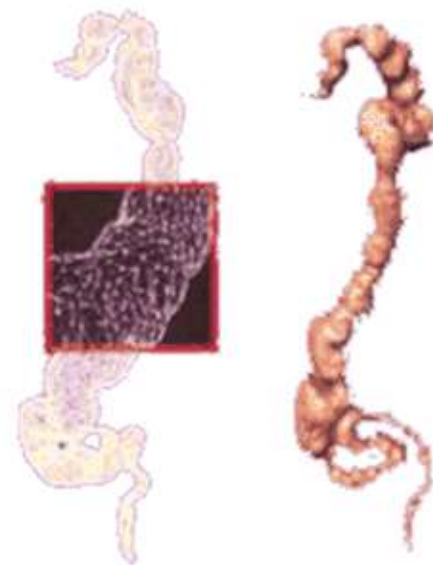
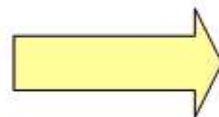




Seria
przekrojów
badanej części
ciała
uzyskanych
z tomografu



Obrazy na których
komputerowo
wydzielono
kontury badanego
narządu



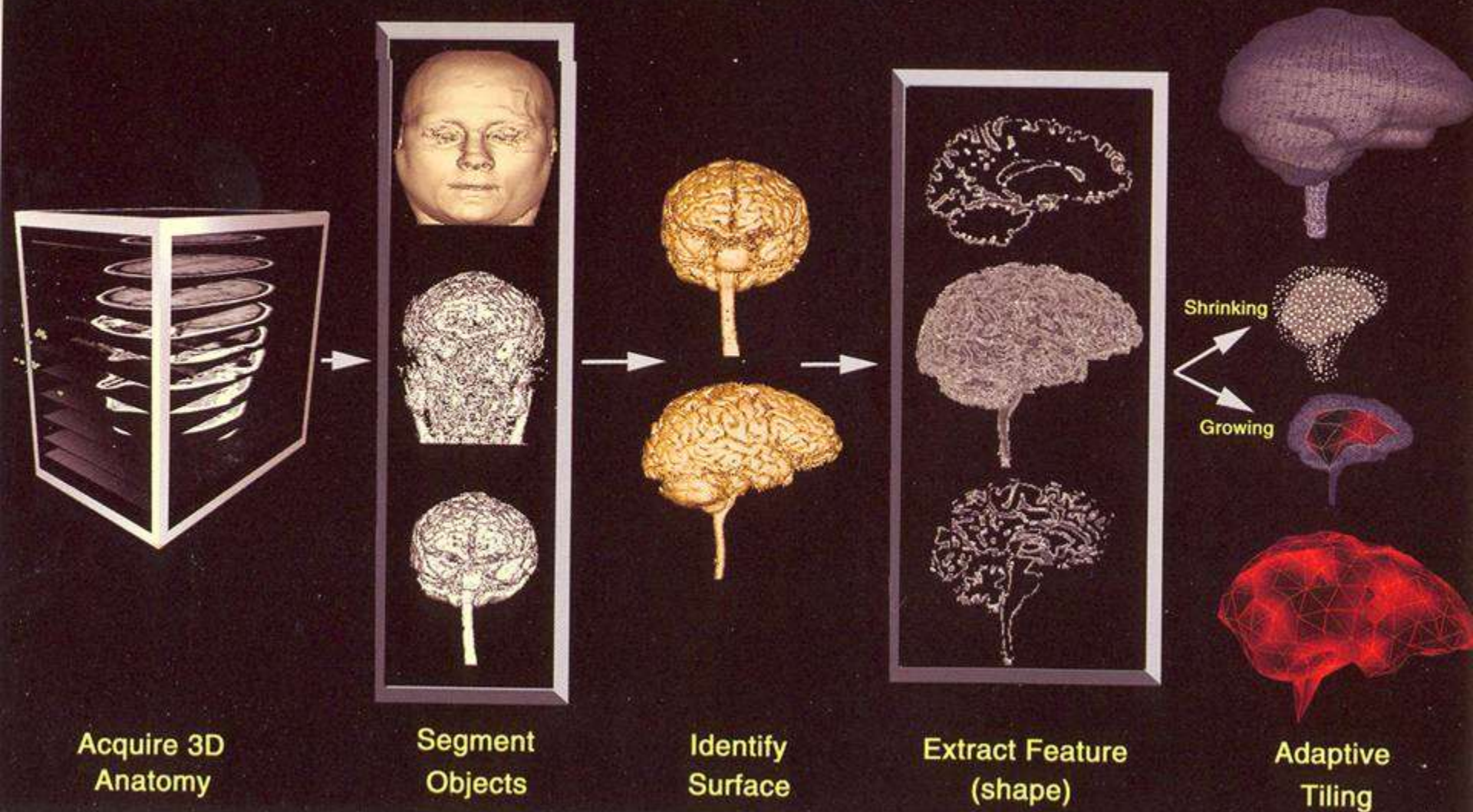
Wyznaczenie
trójwymiarowego
modelu
badanego
narządu



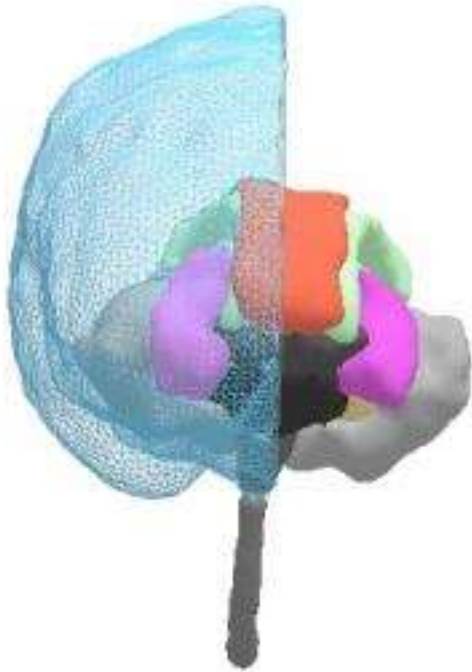
Wizualizacja
narządu za
pomocą
grafiki
komputerowe
j

Znacznie bardziej użyteczne jest tzw. modelowanie anatomiczne

General Flow of Anatomy Modelling



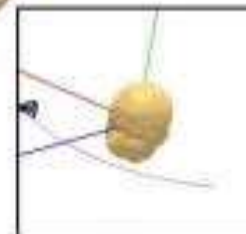
W przypadku gdy się to uda można uzyskać
możliwości trójwymiarowej rekonstrukcji obrazu
prezentującego zarówno obraz rozważanego
organu, jak i jego wnętrze



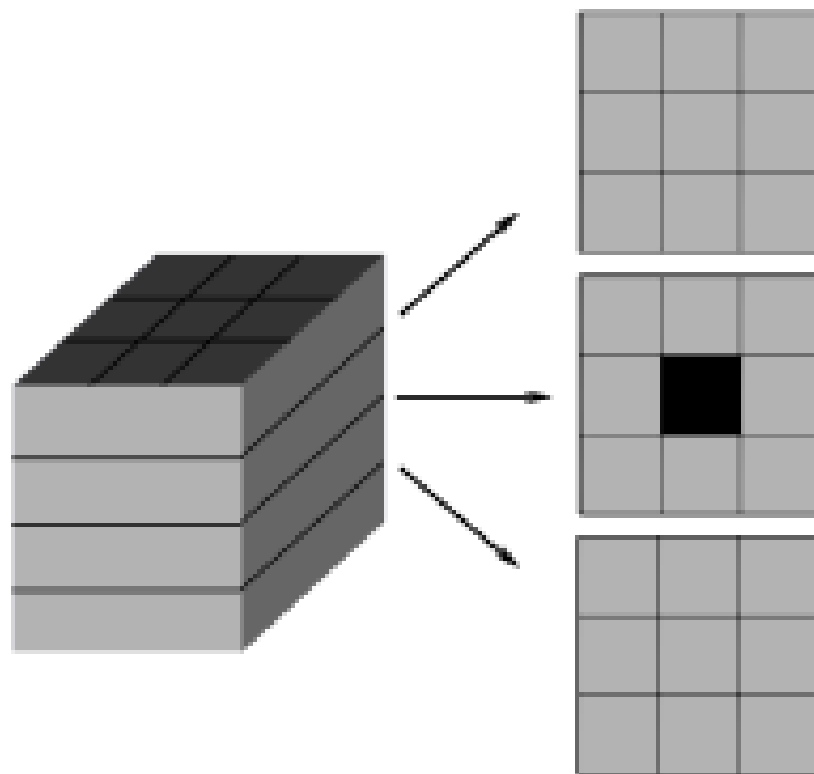
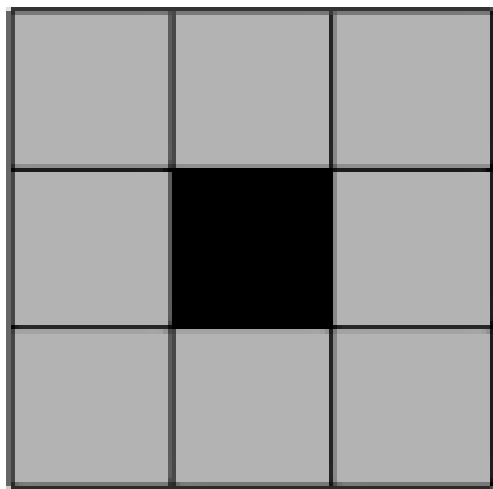
Część tkanek przedstawia się przy tym tak, jak
gdyby były one przezroczyste,
zaś elementy innych narządów można sztucznie
wybarwić



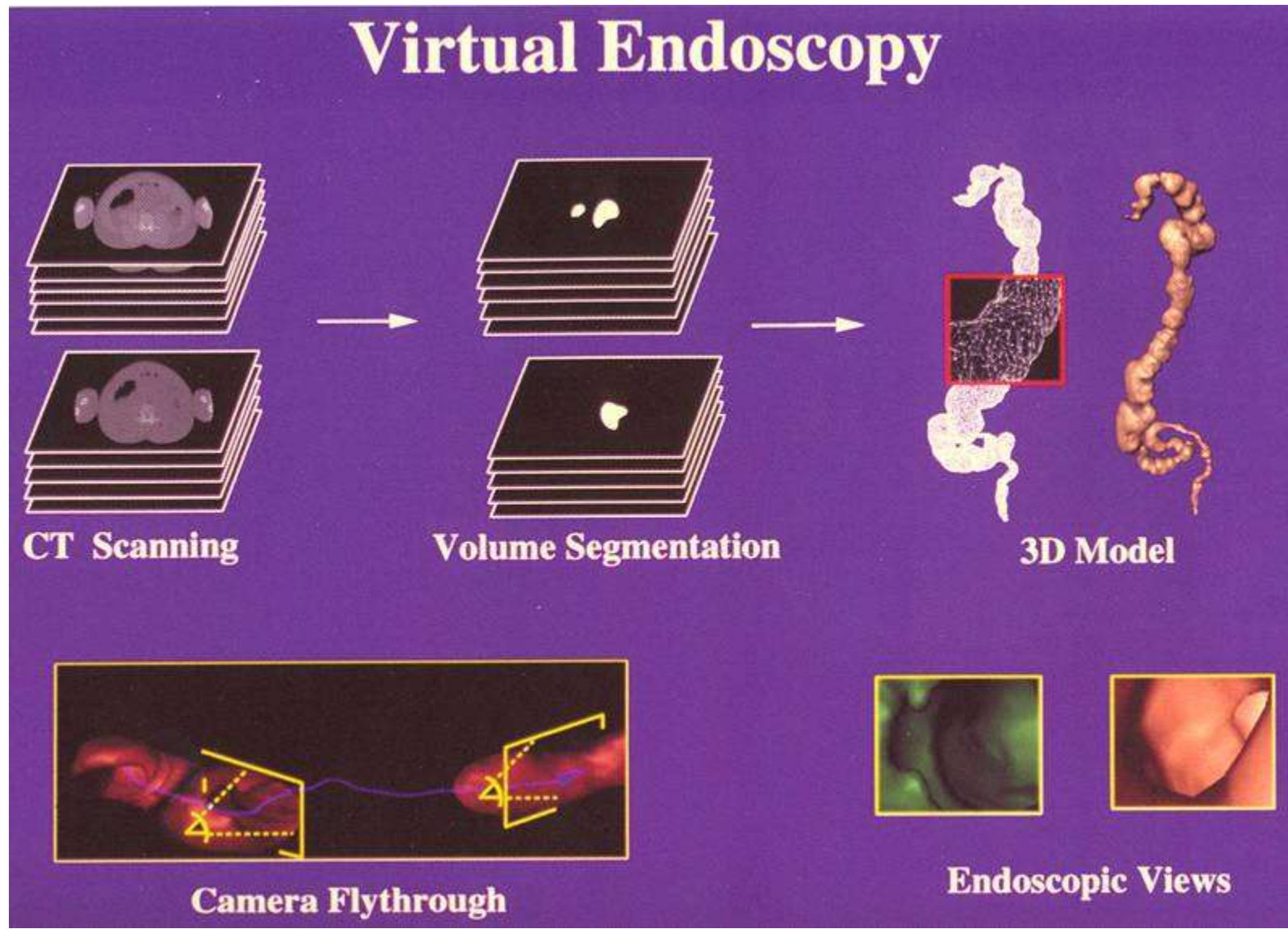
Obrazy tego typu
można cyfrowo
„oglądać”
z różnych stron.



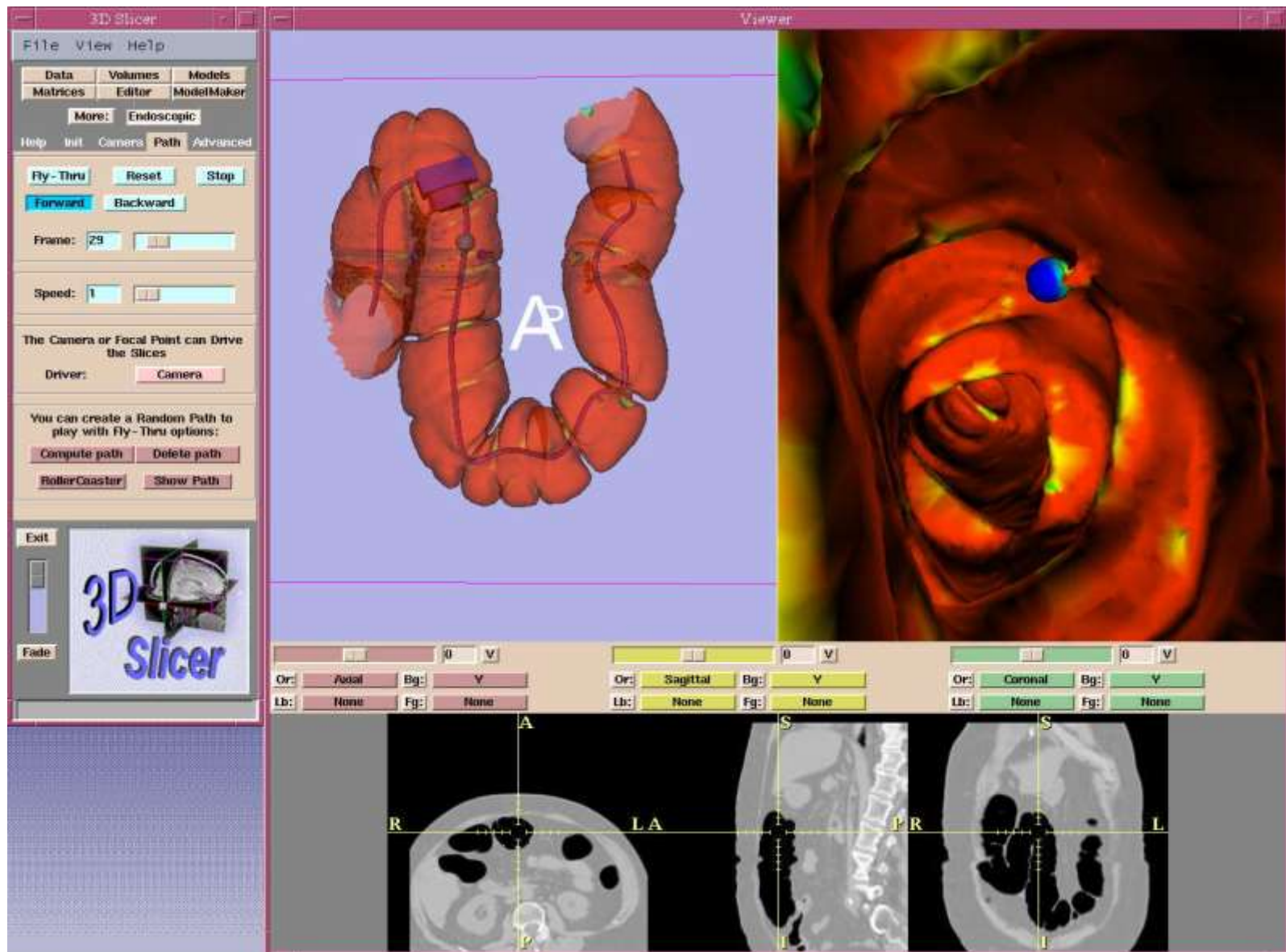
Przy rekonstrukcjach 3D obrazu wykorzystuje się metody kontekstowe, przy czym znane z przetwarzania obrazów płaskich 8-sąsiedztwo zamienia się na 26-sąsiedztwo



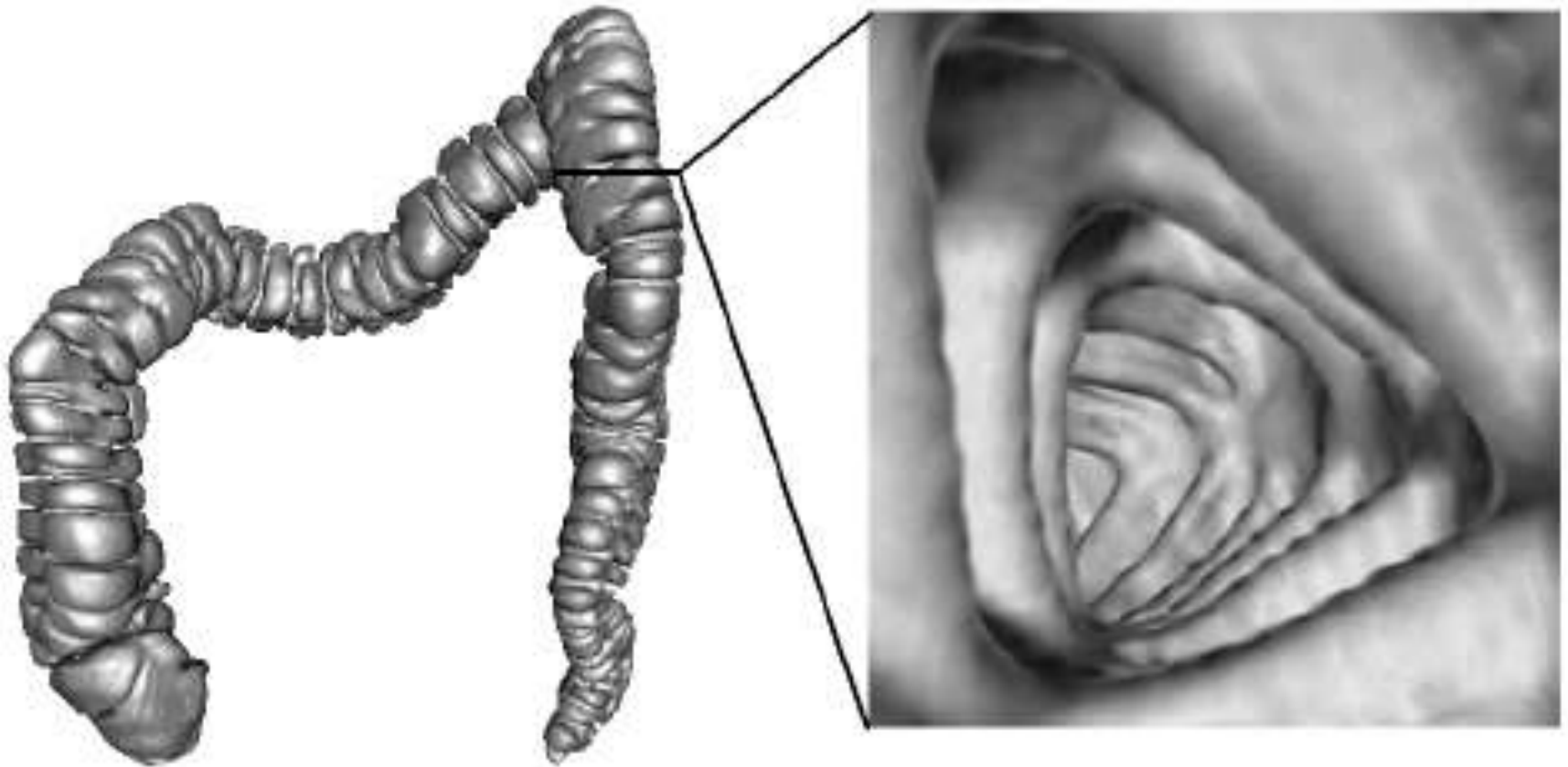
Ciekawą możliwością związaną z obliczeniową rekonstrukcją obiektów na podstawie serii tomogramów jest wirtualna endoskopia



Wirtualna endoskopia – wygodny dla lekarza sposób prezentacji wyników badania tomograficznego

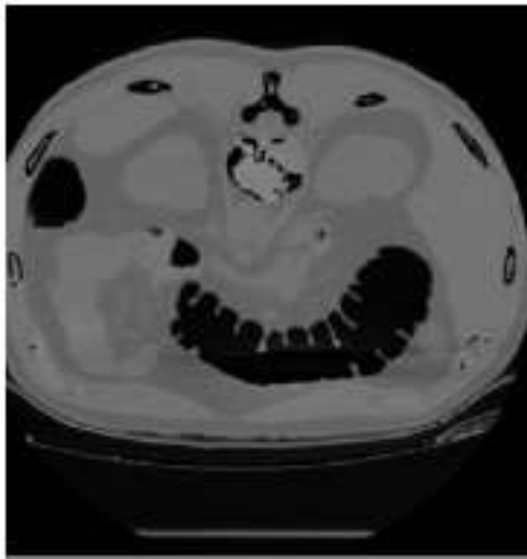
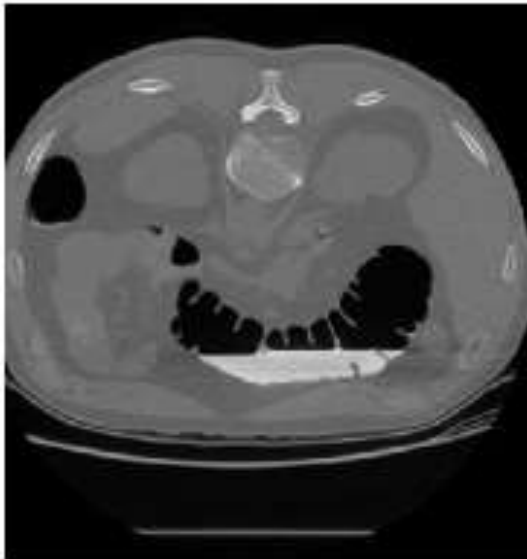


Przykład rekonstrukcji 3D jelita grubego (dla wizualizacji określonej jako wirtualna kolonoskopia)

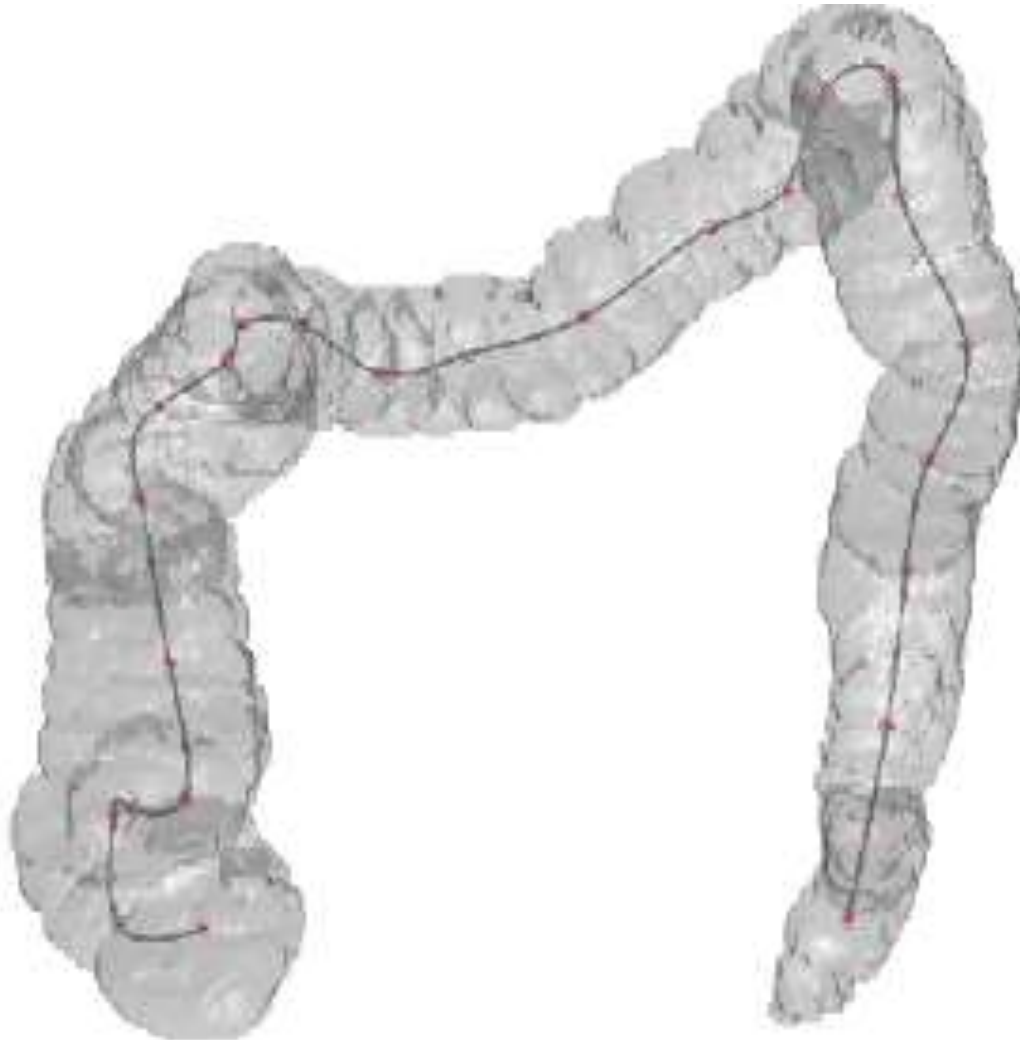


Ważne jest dokładne oczyszczenie
obrazów tomograficznych
przed zastosowaniem rekonstrukcji
obrazu 3D
(problem będzie zilustrowany
na przykładzie jelita grubego)

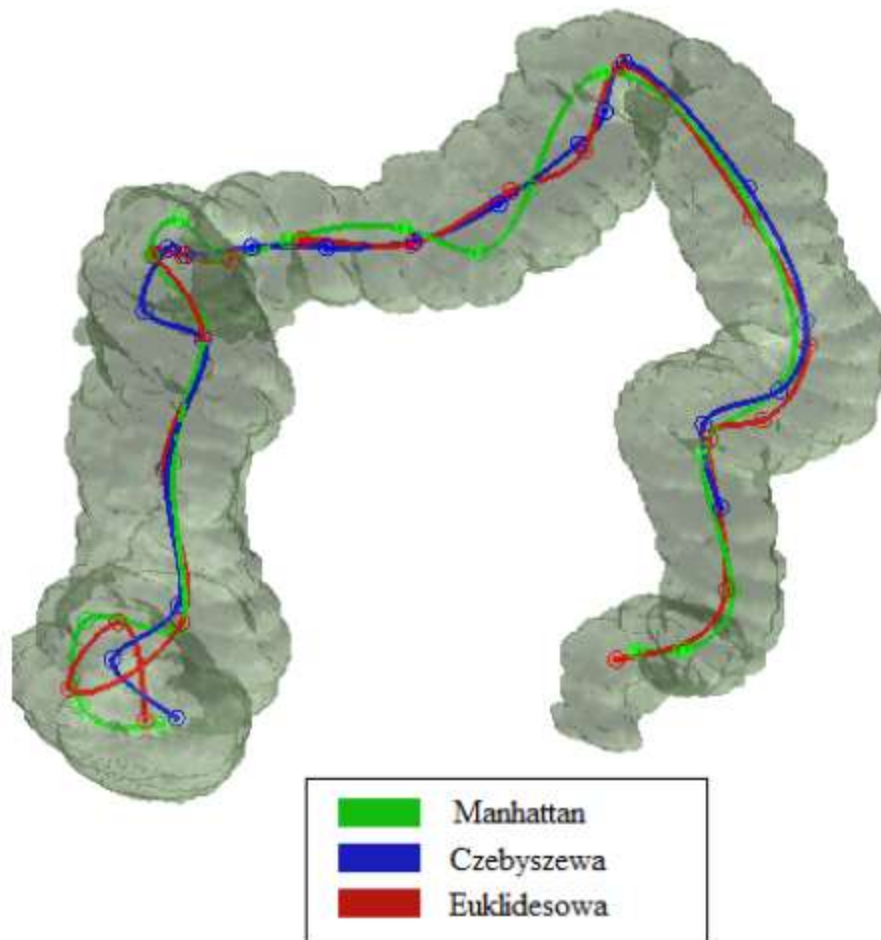
U góry rekonstrukcja bez czyszczenia,
na dole po czyszczeniu obrazów CT



Jednym z zadań, jakie się realizuje w kontekście wirtualnej kolonoskopii jest zadanie wyznaczania tzw. ścieżki nawigacyjnej



Przykład wygenerowanych ścieżek nawigacyjnych dla różnych metryk

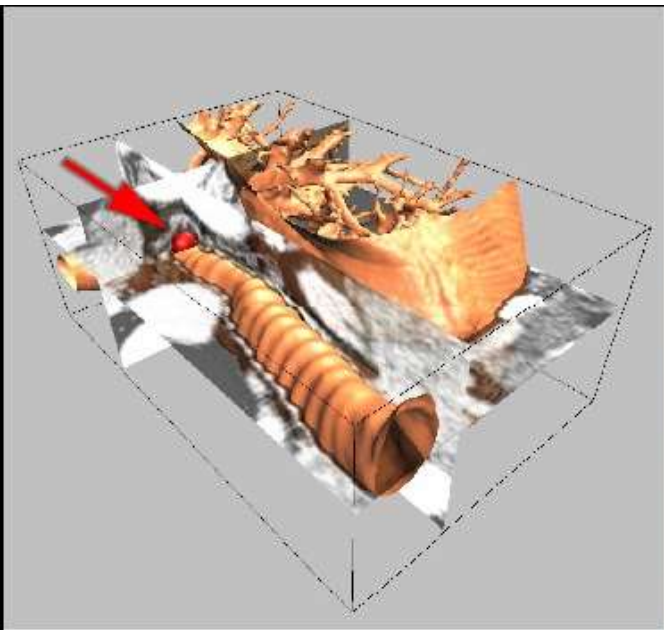


Obraz oskrzeli uzyskany metodą endoskopii wirtualnej

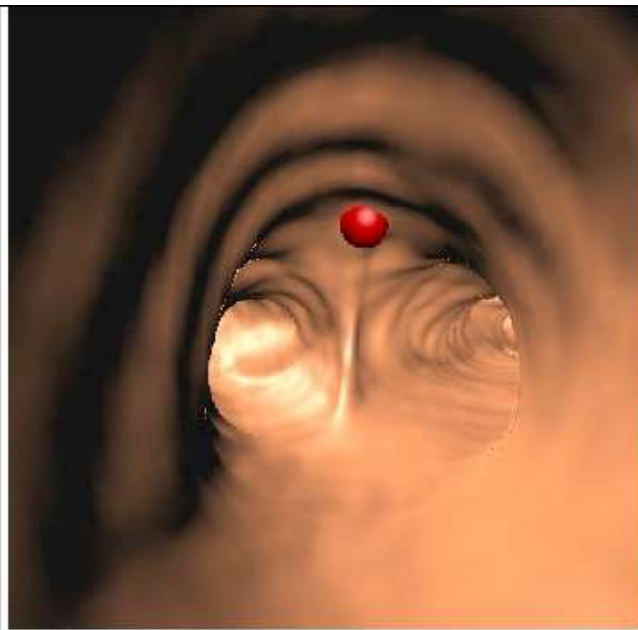


Rekonstrukcja i rzeczywistość:

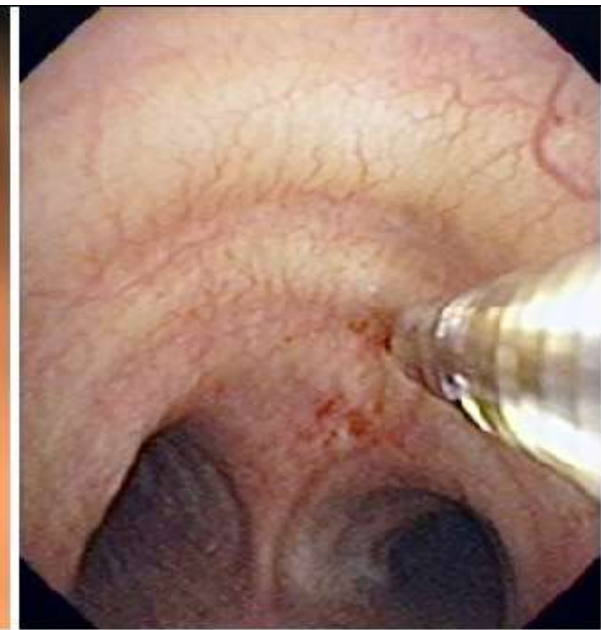
- a) Trójwymiarowa rekonstrukcja wnętrza klatki piersiowej
- b) Wyliczony obraz z wirtualnego endoskopu
- c) Rzeczywisty obraz z endoskopu



a)

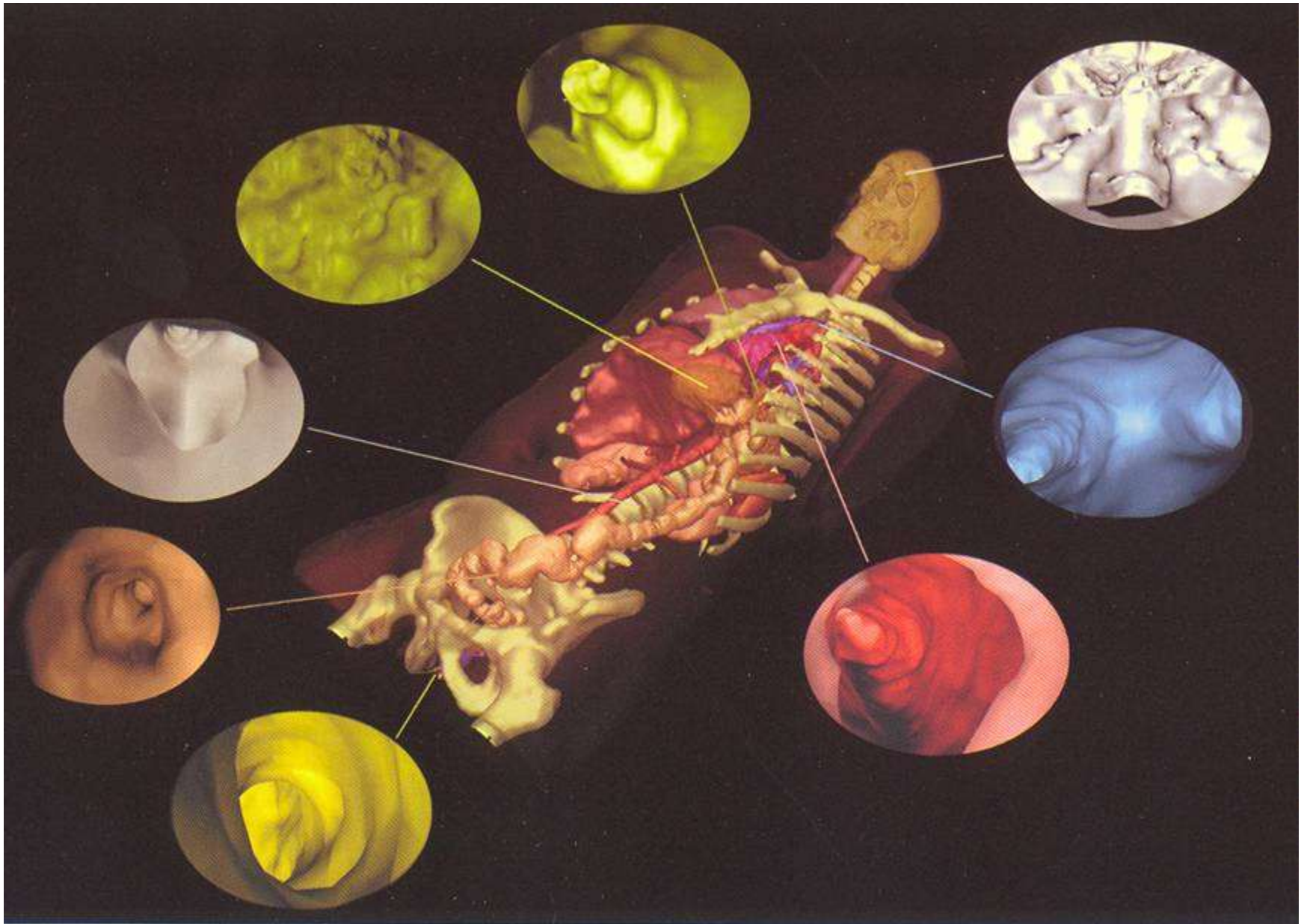


b)

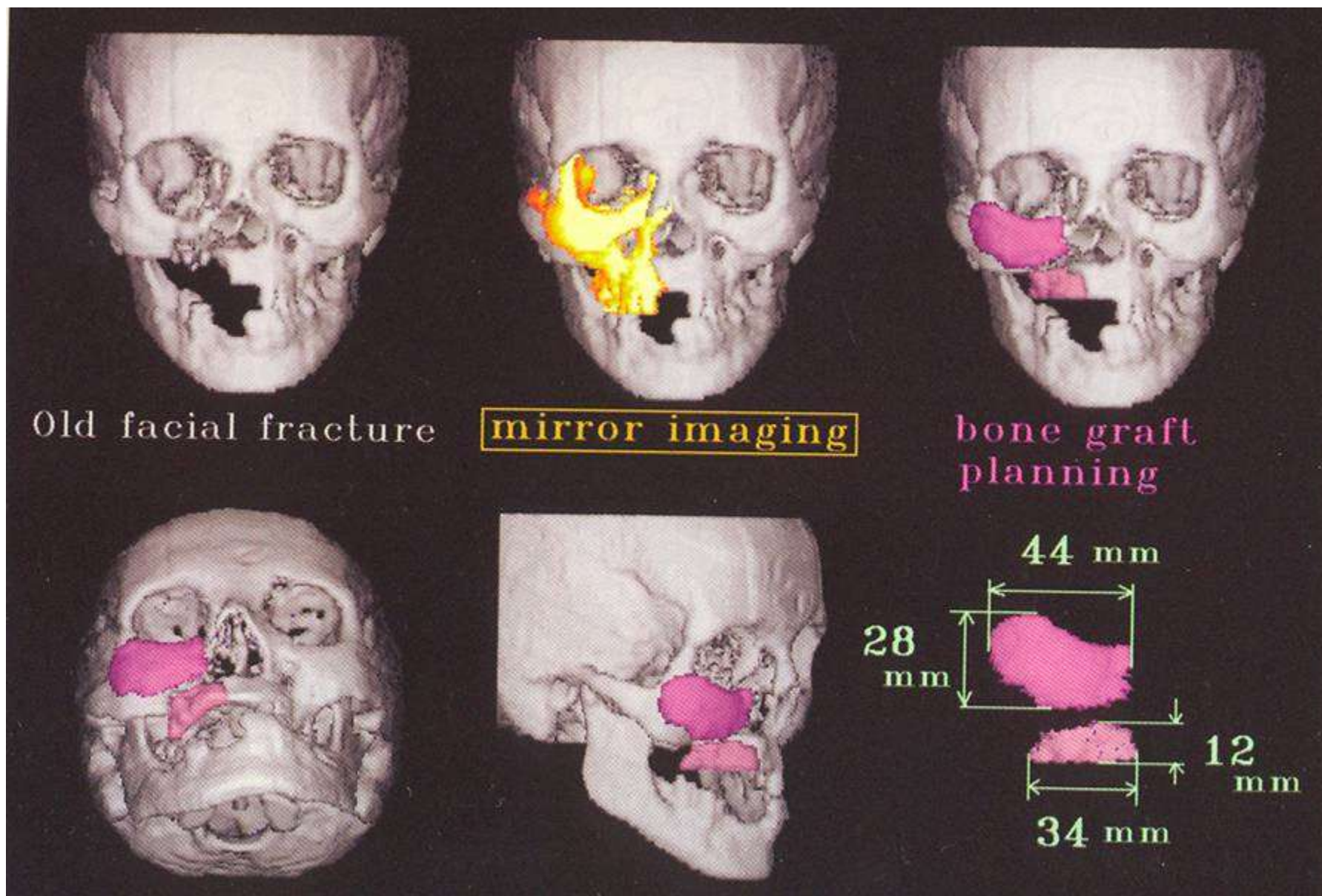


c)

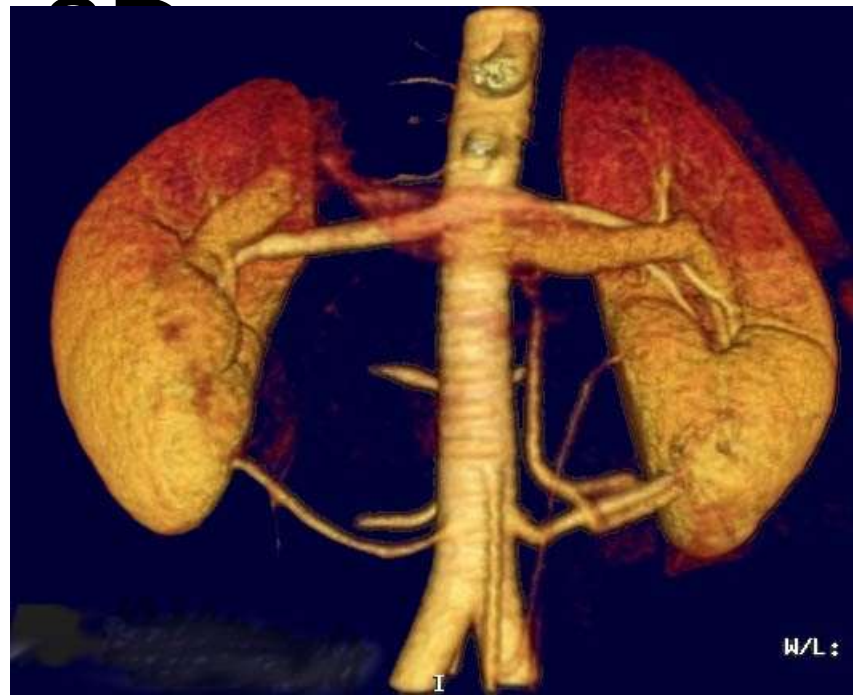
Widoki uzyskiwane przy wirtualnej endoskopii



Inne zastosowanie: projektowanie protezy części uszkodzonej czaszki



V. Prezentacja obrazów 2D i



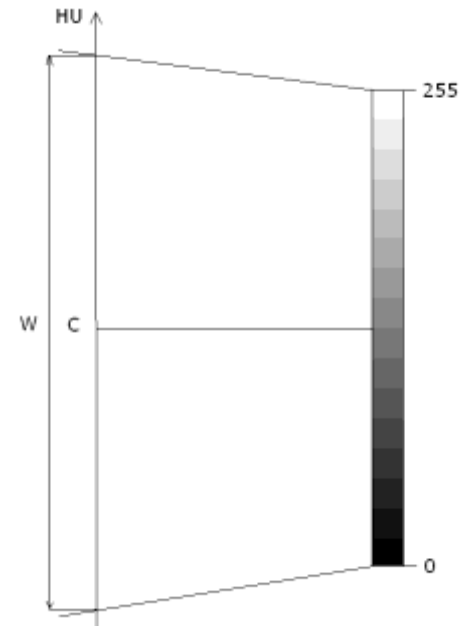
<http://www.radiology.uiowa.edu/clindiv/Images/apkidneys.jpg>

Zastosowanie okna

Zastosowanie okna jest konieczne przy obrazowaniu wyników z badania tomografem. Wartość osłabienia promieniowania X w jednostkach Hounsfielda (HU) zawiera się w przedziale [-1000,3000]. Dostosowanie wartości HU do poziomów szarości nosi nazwę ***windowing***.

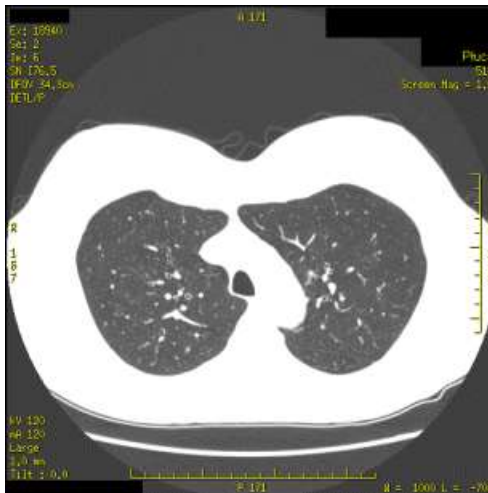
Okno charakteryzuje się dwoma parametrami:

- środek okna C (*window center*),
- szerokość okna W (*window width*).



Zastosowanie okna

Dla ułatwienia pracy w programach prezentacji obrazów znajdują się często predefiniowane zakresy okien, odpowiednio do typu tkanek jakie mają podlegać prezentacji.



C=-700 HU

W=1000 HU



C=350 HU

W=2000 HU



C=40 HU

W=400 HU

<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image184.gif>

<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image185.gif>

<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image186.gif>

Techniki prezentacji 3D - MPR

MPR – *Multi Planar Reconstruction*, czyli rekonstrukcja wielopłaszczyznowa. Jest to odtworzenie przekroju rozpatrywanej objętości wykorzystujące zestaw przekrojów (w przypadku tradycyjnej CT) lub zestaw danych (spiralna CT).

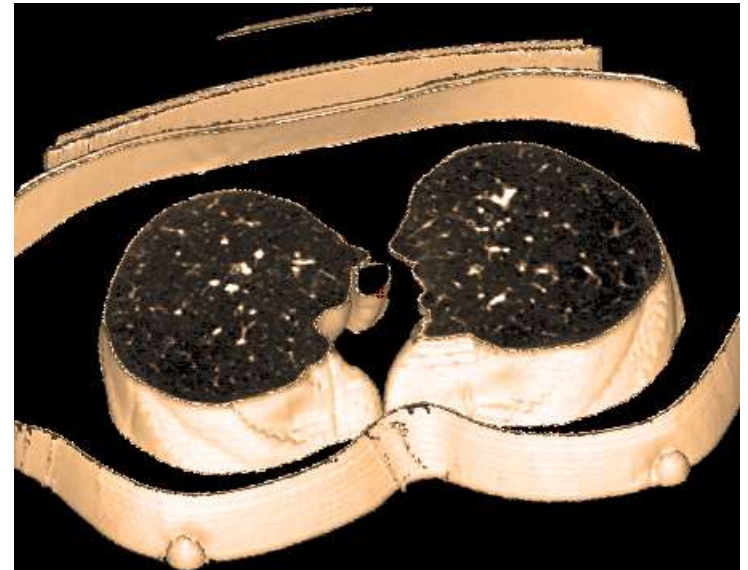
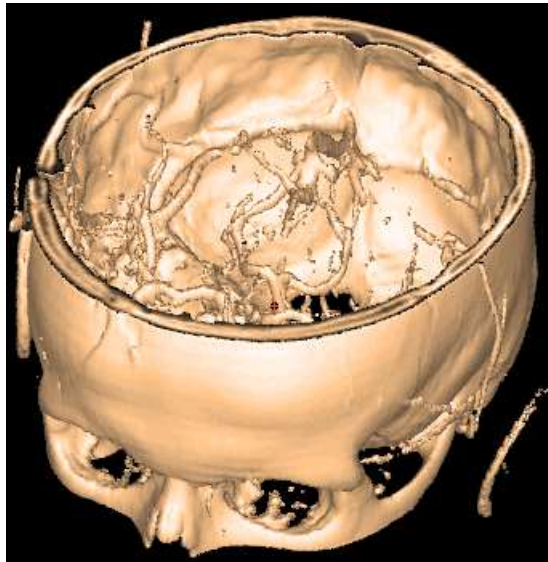


<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image187.gif>

Techniki prezentacji 3D - SSD

SSD – *Shaded surface Display*, czyli technika polegająca na prezentacji cieniowanych powierzchni bocznych.

Efekt cieniowania uzyskuje się poprzez ustawienie źródła światła, tak aby elementy na drodze wiązki światła powodowały jej osłabienie.

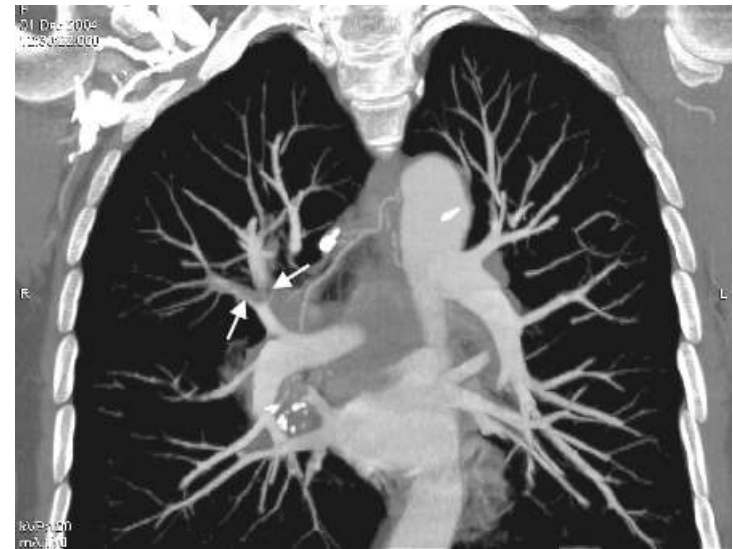
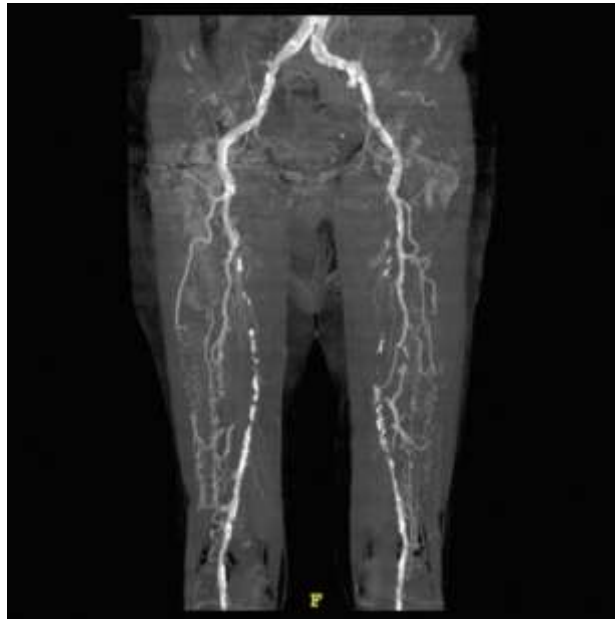


<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image190.gif>

<http://212.191.70.122/medtech/pakiet6/image191.gif>

Techniki prezentacji 3D - MIP

MIP – *Maximum Intensity Projection*, czyli projekcja największej intensywności. Technika MIP stosowana jest jednak głównie w **angiografii**. Poprzez podanie kontrastu możliwe jest bardzo czytelne zobrazowanie sieci naczyń krwionośnych, co umożliwia ich ocenę.



<http://www.medical.philips.com/main/products/ct/assets/images/visualization/mip.jpg>

http://www.mp.pl/img/articles/artykuly/postepy_w_medycynie/fot3.jpg

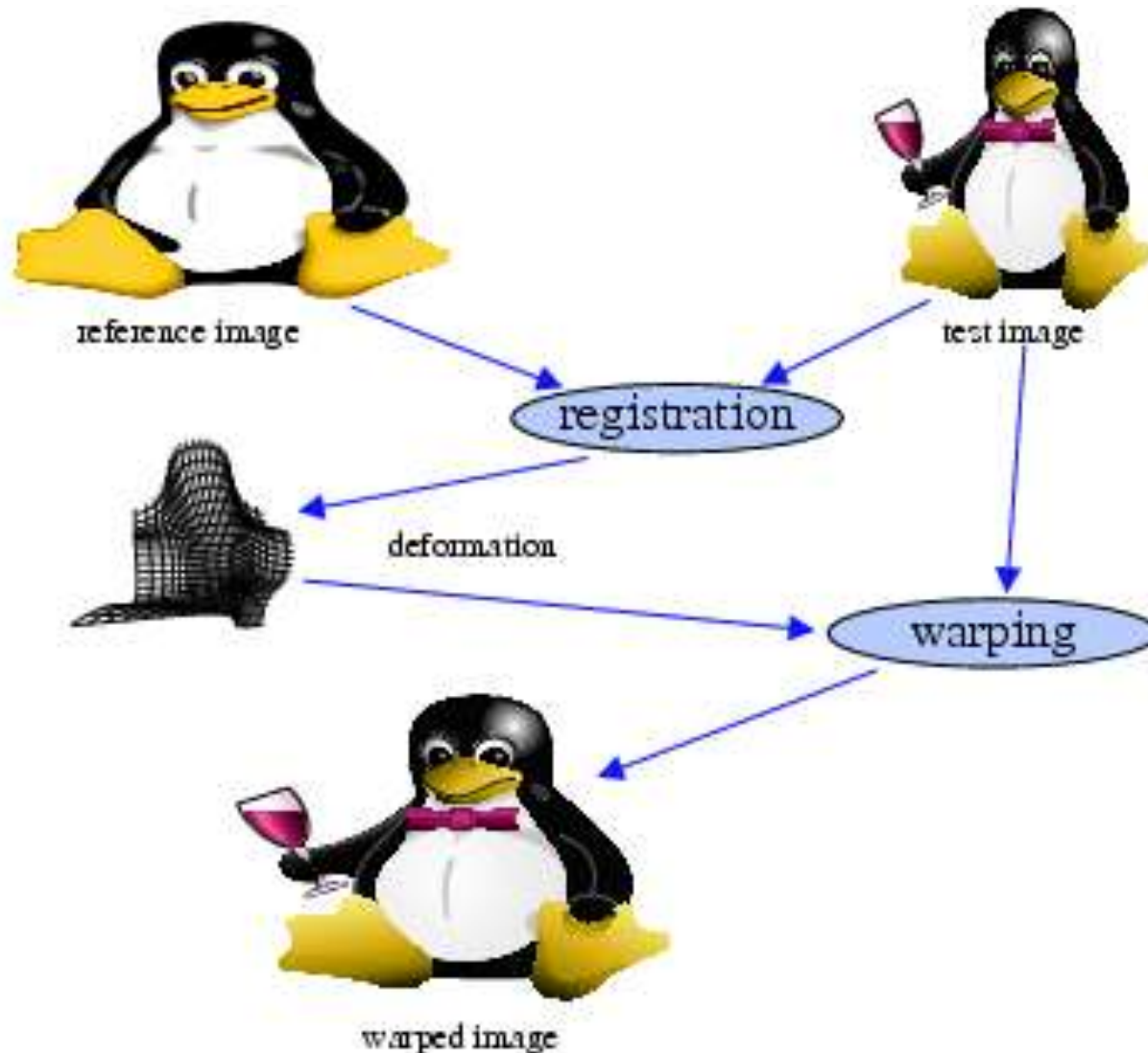
VI. Jakość obrazów w CT



<http://bellevuecollege.edu/advimg/images/ctimage.jpg>

Obrazy tomograficzne można
przeskalowywać lokalnie,
wykorzystując przemieszczenia
wybranych punktów (markerów) dla
wyznaczenia korekty kształtu
całego narządu

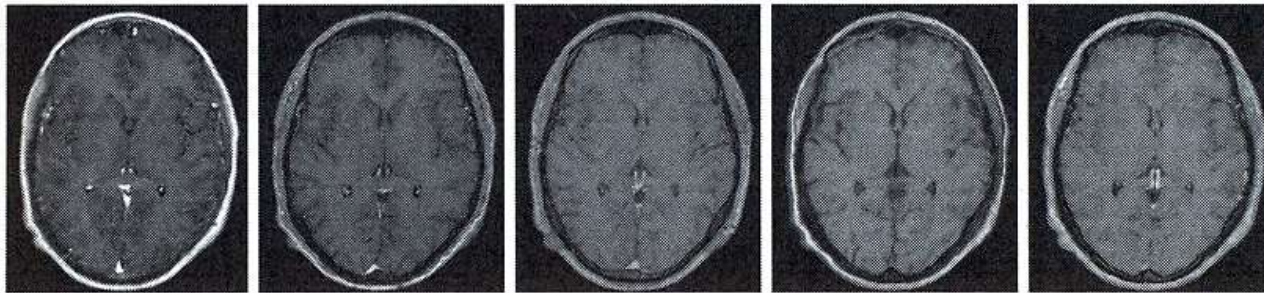
Wyznaczanie pola deformacji dla porównywania różnokształtnych obrazów



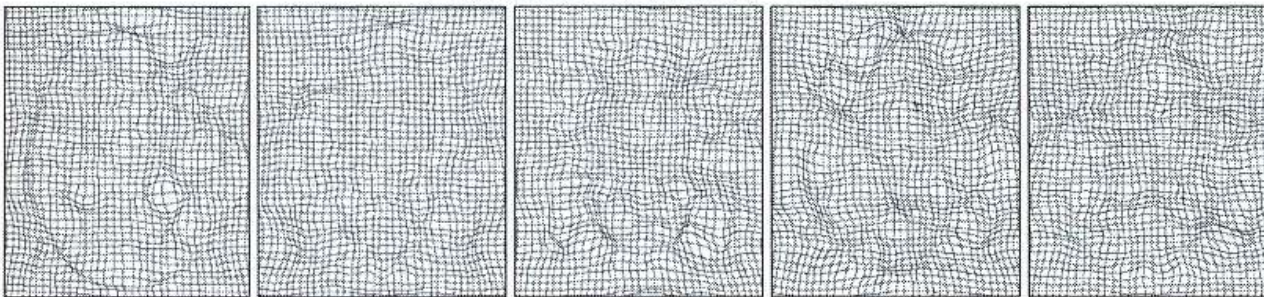
After Affine Registration



After Non-rigid Registration



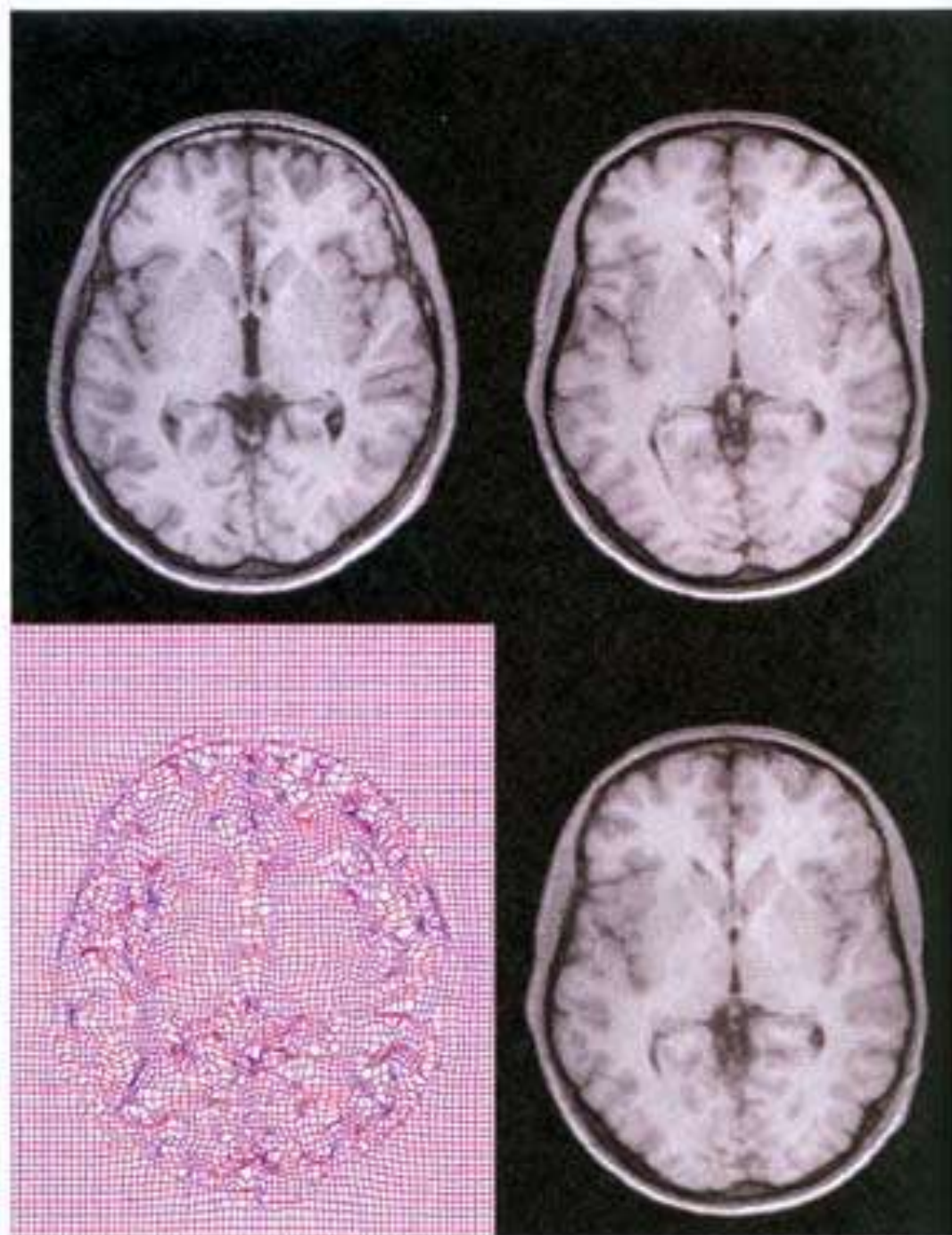
Deformed Coordinate Grid



Deformation Vector Field



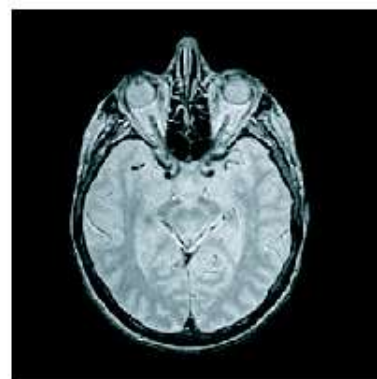
Siatka
deformacji
i pole
deformacji



Obraz mózgu
zniekształcony
chorobą (u góry po
lewej) można
porównać
z obrazem
wzorcowym (u góry
po lewej),
wyznaczając siatkę
deformacji (u dołu po
lewej). W oparciu o tę
siatkę można dostać
obraz mózgu bez
deformacji (u dołu po
prawej)



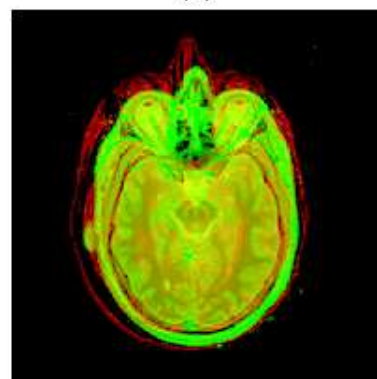
(a)



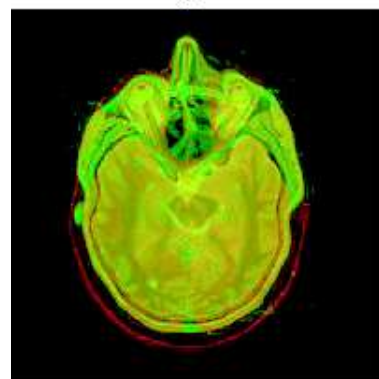
(b)



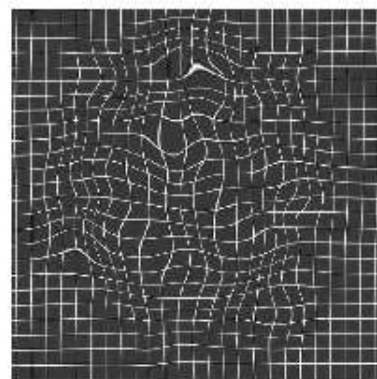
(c)



(d)



(e)



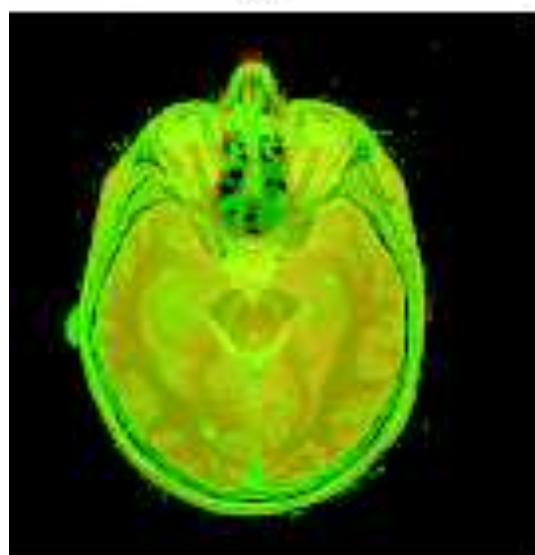
(f)



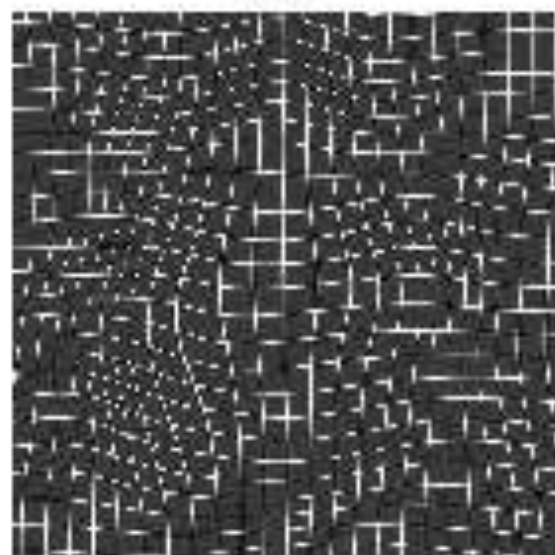
(a)



(b)

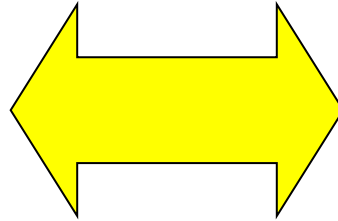


(c)



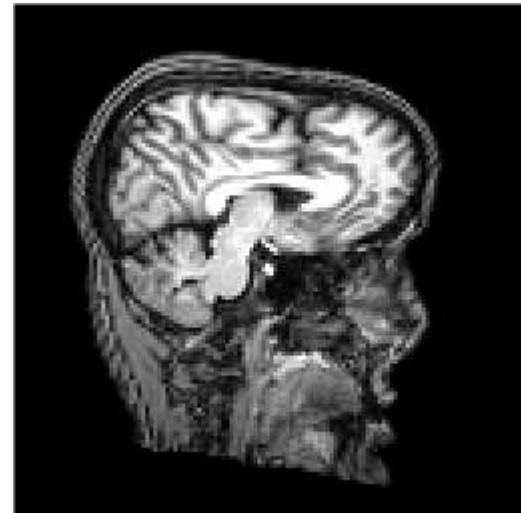
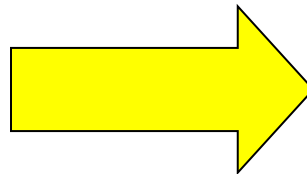
(d)

Opisana idea pozwala przewidywać, jak będzie wyglądał obraz mózgu określonego pacjenta – gdy znany jest kształt jego czaszki

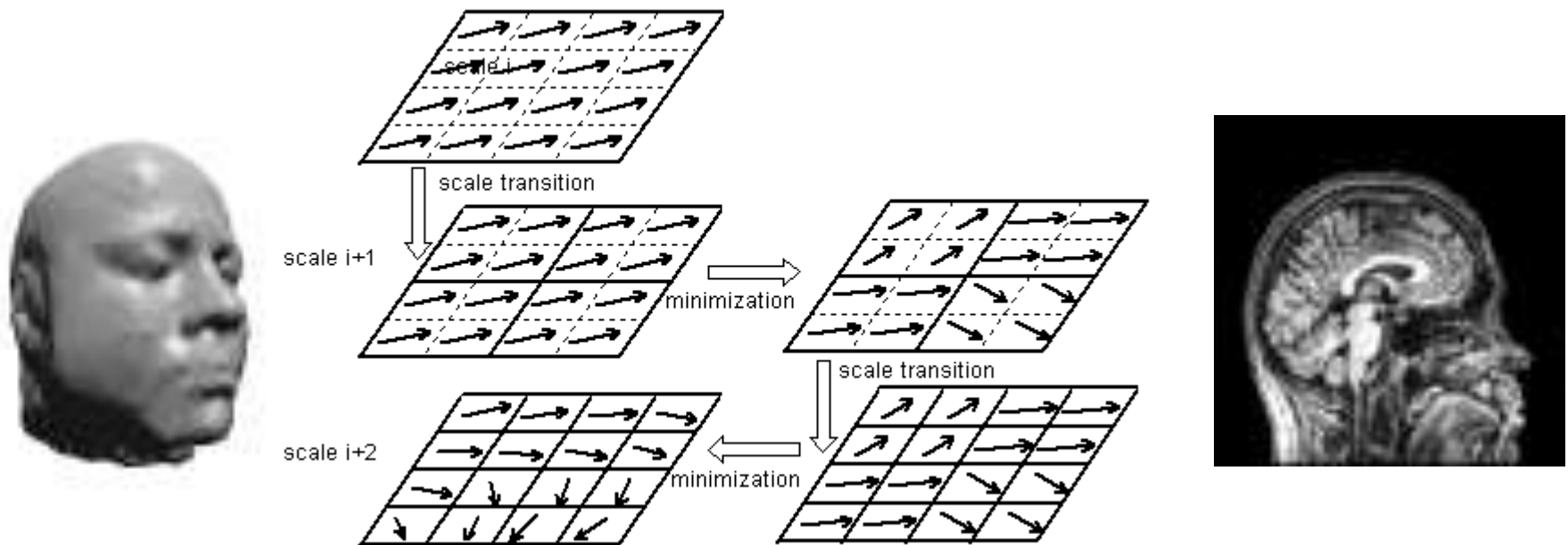


Pacjent, którego obraz mózgu jest znany

Pacjent, którego obraz mózgu jest nieznany



Zastosowana metoda przekształcania elementów obrazu

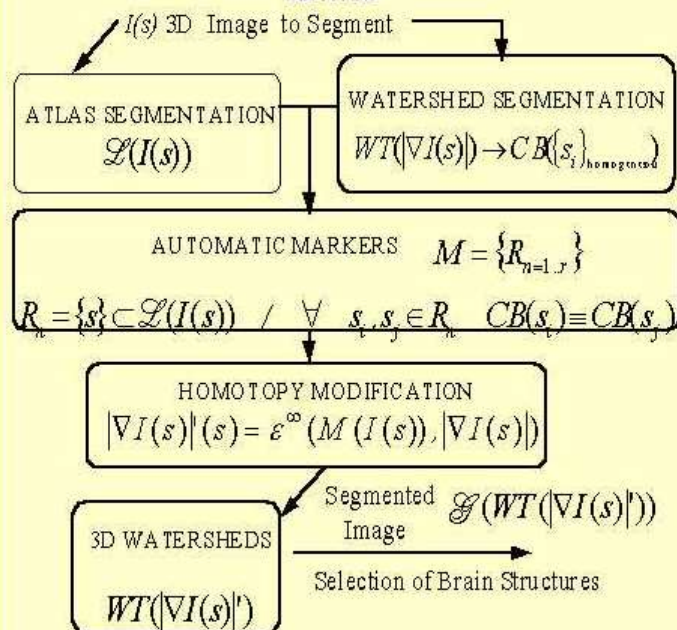


Szczegóły...

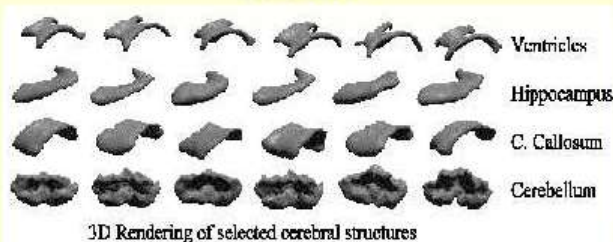
PURPOSE

- Combination of Atlas-Based (3D Hierarchical Deformable Matching) [1] and Image-Based (3D Watersheds) [2] methods.
- Validation of the performance results by the concept of ROC analysis [3]

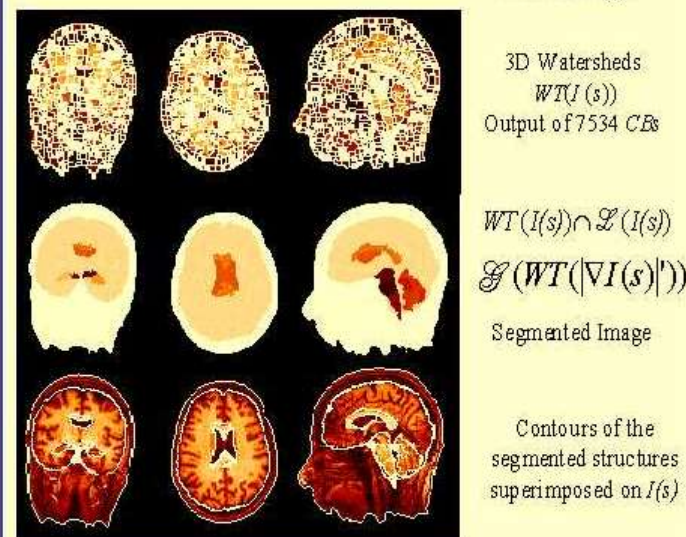
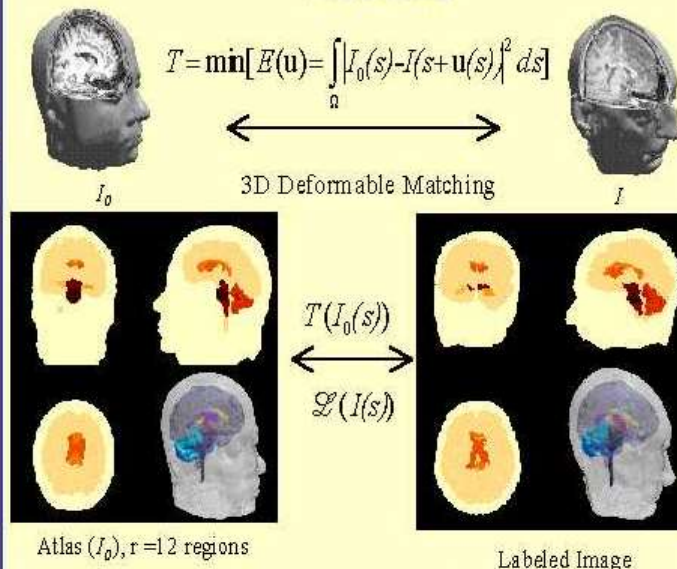
METHOD



RESULTS



PROCEDURE



VALIDATION

$$\text{Accuracy} = \frac{[\text{Sensitivity}] * [\text{Specificity}]}{[\text{Actual Positives}] + [\text{Actual Negatives}]}$$

$$\text{Sensitivity} = \text{True Positive Fraction}$$

$$\text{Specificity} = 1 - \text{False Positive Fraction}$$

Classified areas for contrasting (ventricles) & non-contrasting (hippocamp) structures.

Atlas-Based	TPF ()	FPF ()	Accuracy
Ventricles	0.74 ± 0.09	2.03 ± 1.07	0.97 ± 0.02
Hippocamp	0.68 ± 0.19	1.85 ± 2.89	0.94 ± 0.05
Hybrid	TPF ()	FPF ()	Accuracy
Ventricles	0.79 ± 0.08	1.01 ± 0.61	0.96 ± 0.01
Hippocamp	0.81 ± 0.17	1.62 ± 0.64	0.97 ± 0.04

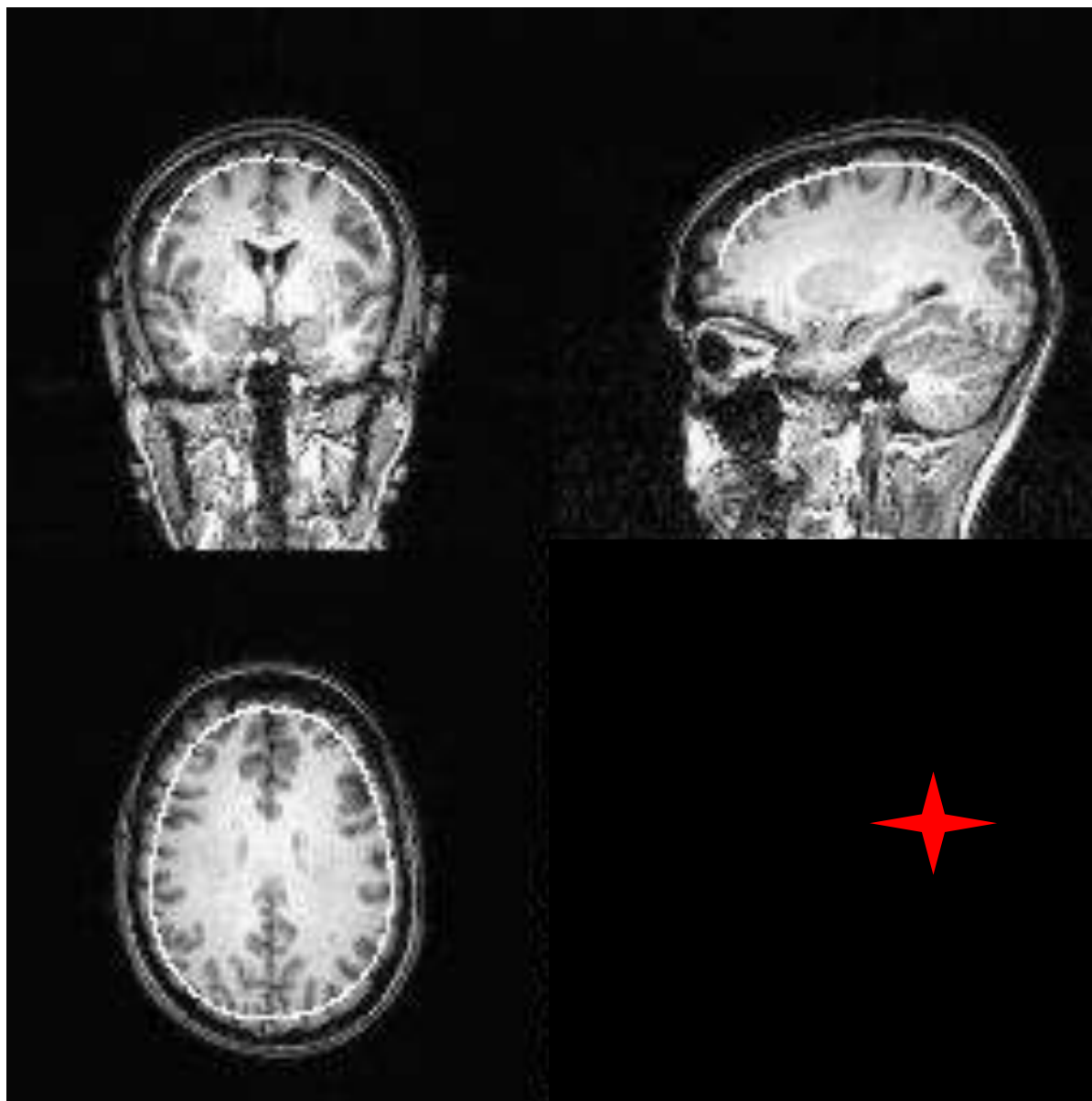
CONCLUSIONS and FURTHER WORK

- Segmentation of cerebral structures over large data bases (data base of 50 3D MRIs).
- Automatic markers for 3D watershed segmentation.
- Further validation. Dependency of the Atlas. Resolution of the image (extension to 512*512*512 images).

References

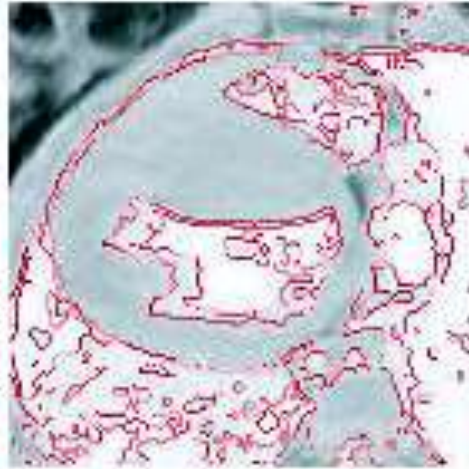
- [1] O. Musse, F. Heitz and J. P. Armspach, 3D deformable image matching using multiscale minimization of global energy functions, Proc. IEEE CVPR 1999.
- [2] G. Bueno, F. Heitz and J. P. Armspach, 3D Watershed-Based Segmentation on Internal Structures within MR brain images, Proc. SPIE 2000.
- [3] C. E. Metz Basic Principles of ROC Analysis, Semin. Nuclear Medicine, 1978, Vol. 8, pp. 283-298

Ciekawa możliwość wynikająca z tych prac polega na obliczeniowej symulacji na podstawie tomograficznych **przekrojów** mózgu obrazu powierzchni kory mózgowej, jaki zobaczy chirurg po otwarciu czaszki danego pacjenta

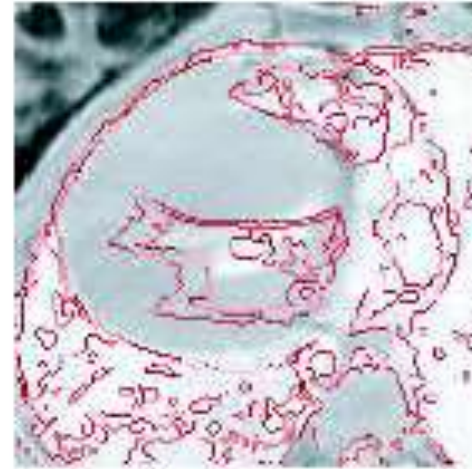


Miejsce
i zakres
zabiegu

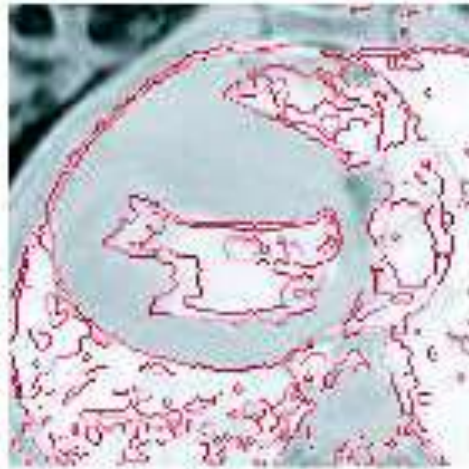
W podobny sposób można skalować obrazy dowolnych struktur. Poniżej -Komory serca



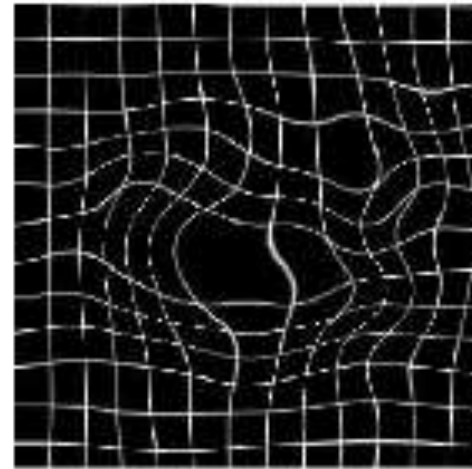
(a)



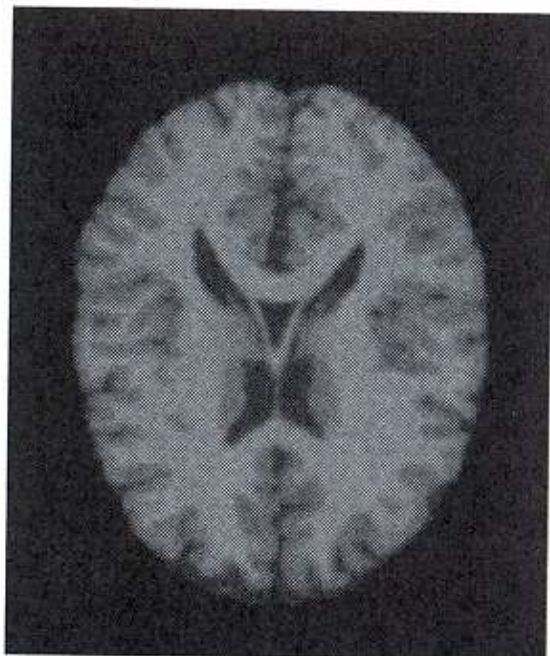
(b)



(c)

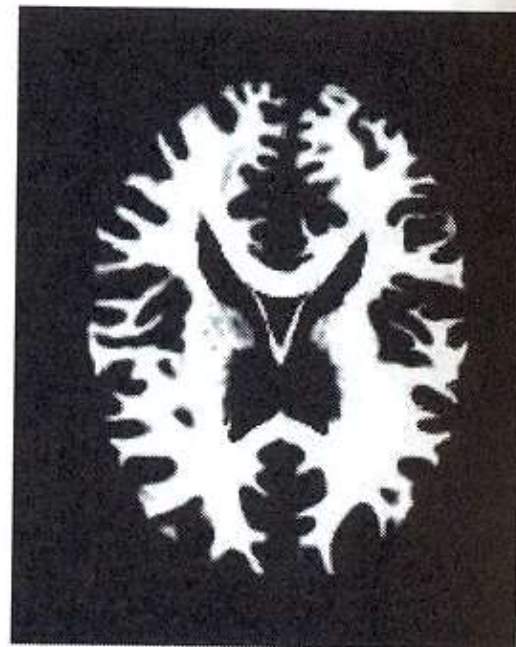
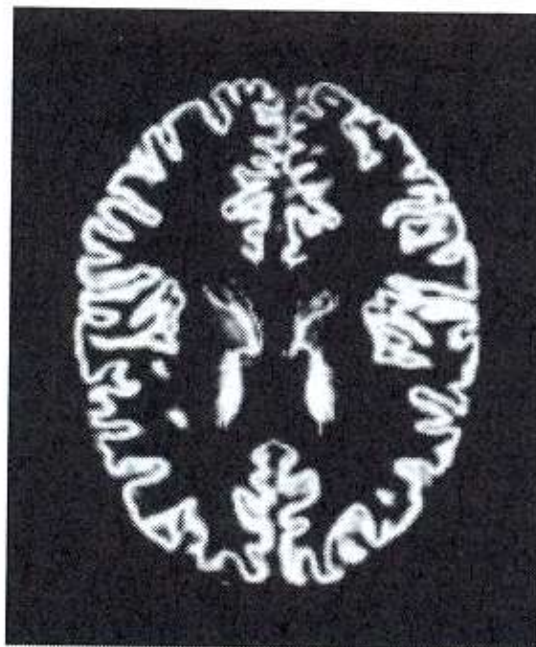
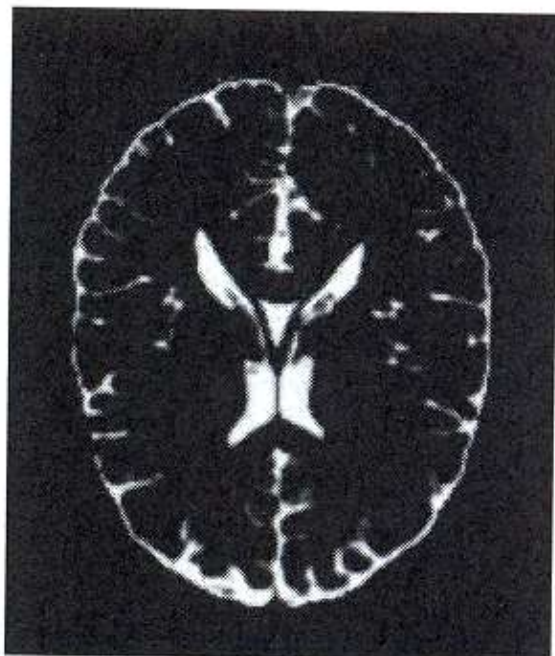


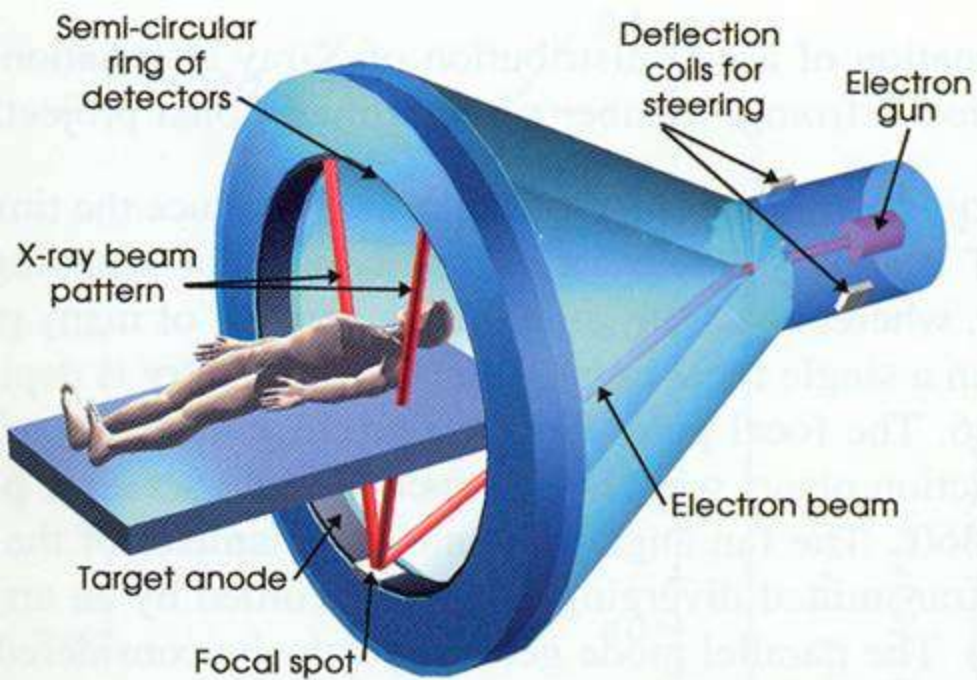
(d)



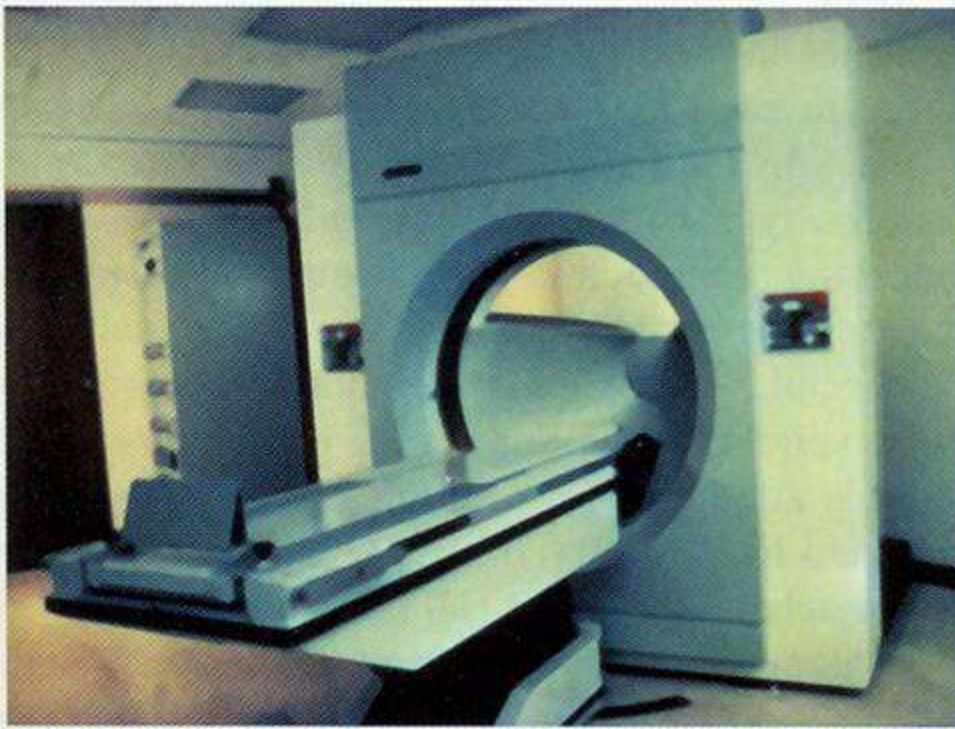
(a) T1mm30_90.raw

Rozpoznawanie głównych struktur mózgu

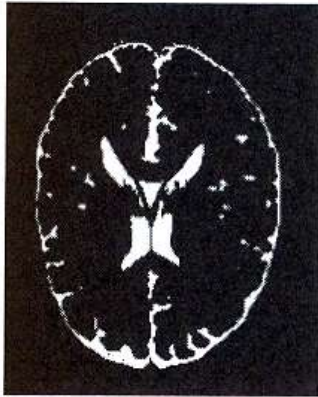




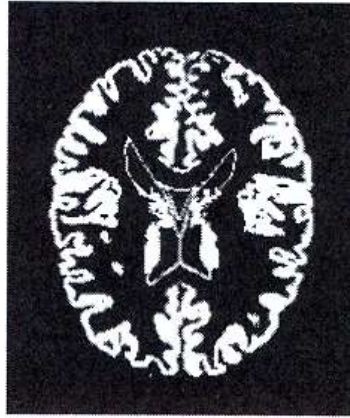
Nowoczesne
tomografy
EBCT od razu
dostarczają
obrazu 3D



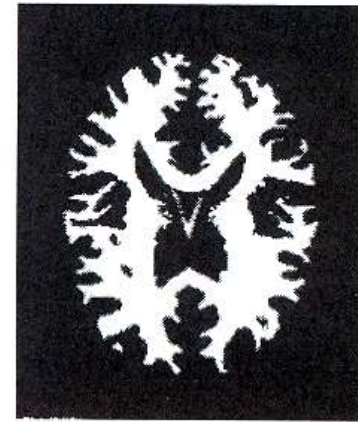
Błędy przy rozpoznawaniu



(a) Classified CSF



(b) Classified gray matter



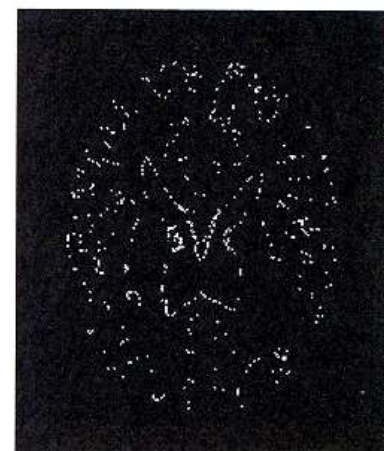
(c) Classified white matter



(d) Misclassification: 10.48%

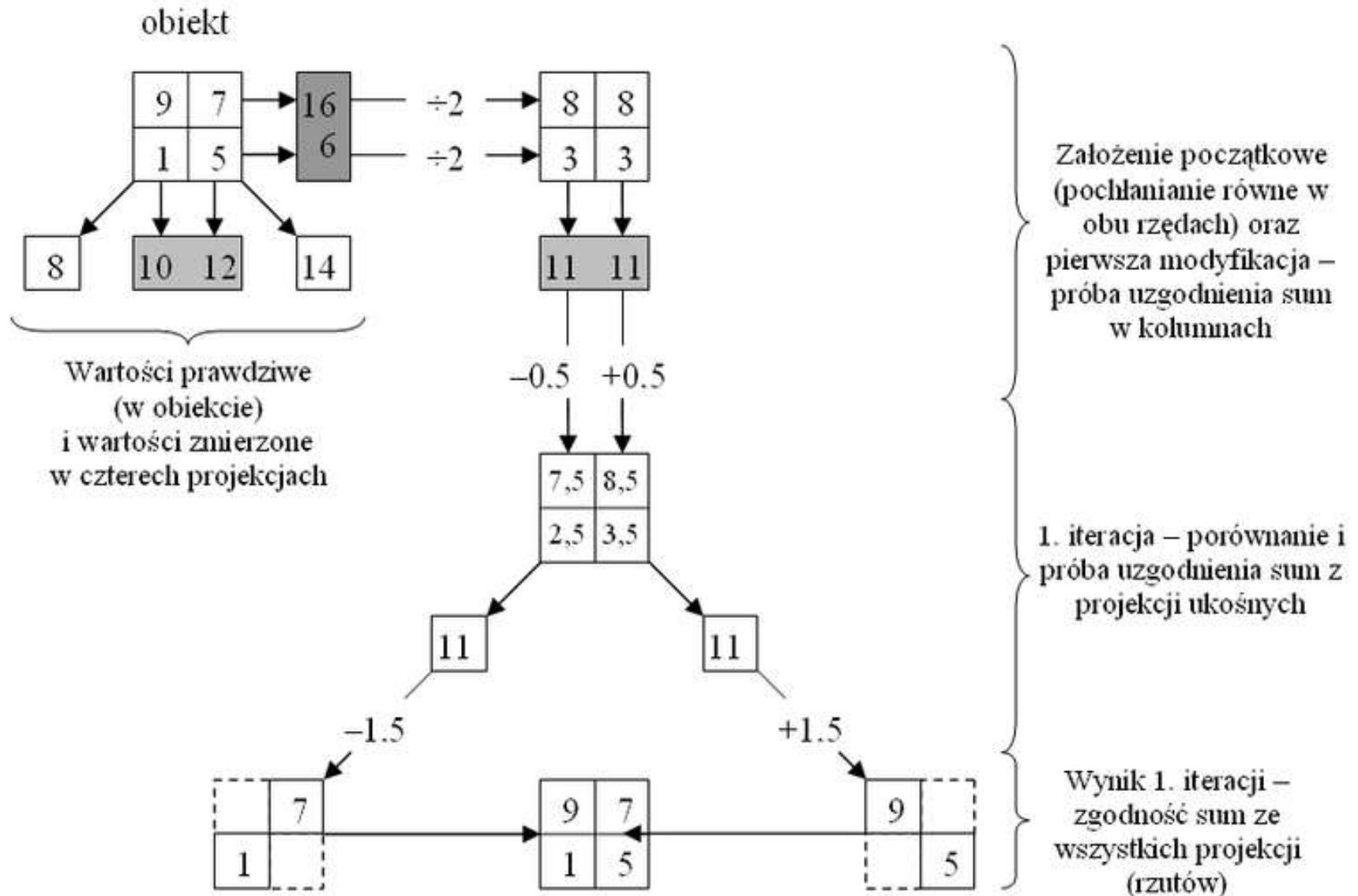


(e) Misclassification: 10.47%



(f) Misclassification: 5.10%

Metoda iteracyjna



Uproszczona zasada rekonstrukcji obrazu CT. Po lewej schemat przepływu wiązki promieni przez badany obiekt.

Na podstawie sygnałów odebranych przez detektory można skonstruować odpowiednie równania, których rozwiązanie pozwoli wskazać jasności poszczególnych punktów

