

Diagnostyka obrazowa

Zastosowania Informatyki w Medycynie

Krzysztof Krawiec
Instytut Informatyki
Politechnika Poznańska

Marzec 2017

Wprowadzenie

Diagnostyka obrazowa

Definicje:

Radiologia – zbiór metod stosujących różne rodzaje promieniowania w celu rozpoznawania lub leczenia. Jej częścią jest *diagnostyka radiologiczna* zwana również *diagnostyką obrazową* lub *obrazowaniem radiologicznym*

Obrazowanie medyczne (ang. medical imaging)

Medical image generation – process of producing the images that health professionals use to visualize the internal structure and functions of the body indirectly.

Zastosowania diagnostyki obrazowej

Cztery główne zastosowania diagnostyki obrazowej:

Wizualizacja (ang. *visualization*)

Analiza ilościowa (ang. *quantitation*)

Lokalizowanie (ang. *localization*)

Badania przesiewowe (ang. *screening*)

1. Wizualizacja

- Cel: Próba odpowiedzi na pytanie: czy widoczne są symptomy/cechy choroby (urazu)?
- Potrzeba badania wynika z wcześniejszych przesłanek (skargi głównej, innych objawów, etc.)
- Procedura diagnostyczna zorientowana na konkretne schorzenie, poprzez:
 - Wybór lokalizacji w ciele pacjenta
 - Wybór 'protokołu' obrazowania
 - Parametryzację aparatury



2. Analiza ilościowa

- Cel: Zbieranie (także: obliczanie) mierzalnych parametrów opisujących wybrany organ pacjenta.
- Przykłady: objętość komór serca, wielkość dziecka w łonie matki.
- Organy (szerzej: obiekty) mogą być identyfikowane:
 - Automatycznie (rzadziej),
 - Przy wsparciu diagnostyka, np. poprzez tzw. znaczniki, tzw. „electronic calipers” (częściej)
- Częsty scenariusz:
 - Lekarz zaznacza wybrane punkty na organie
 - Estymacja parametrów organu (np. objętości) organów na podstawie zebranych pomiarów 2D (przy pomocy wbudowanych modeli)



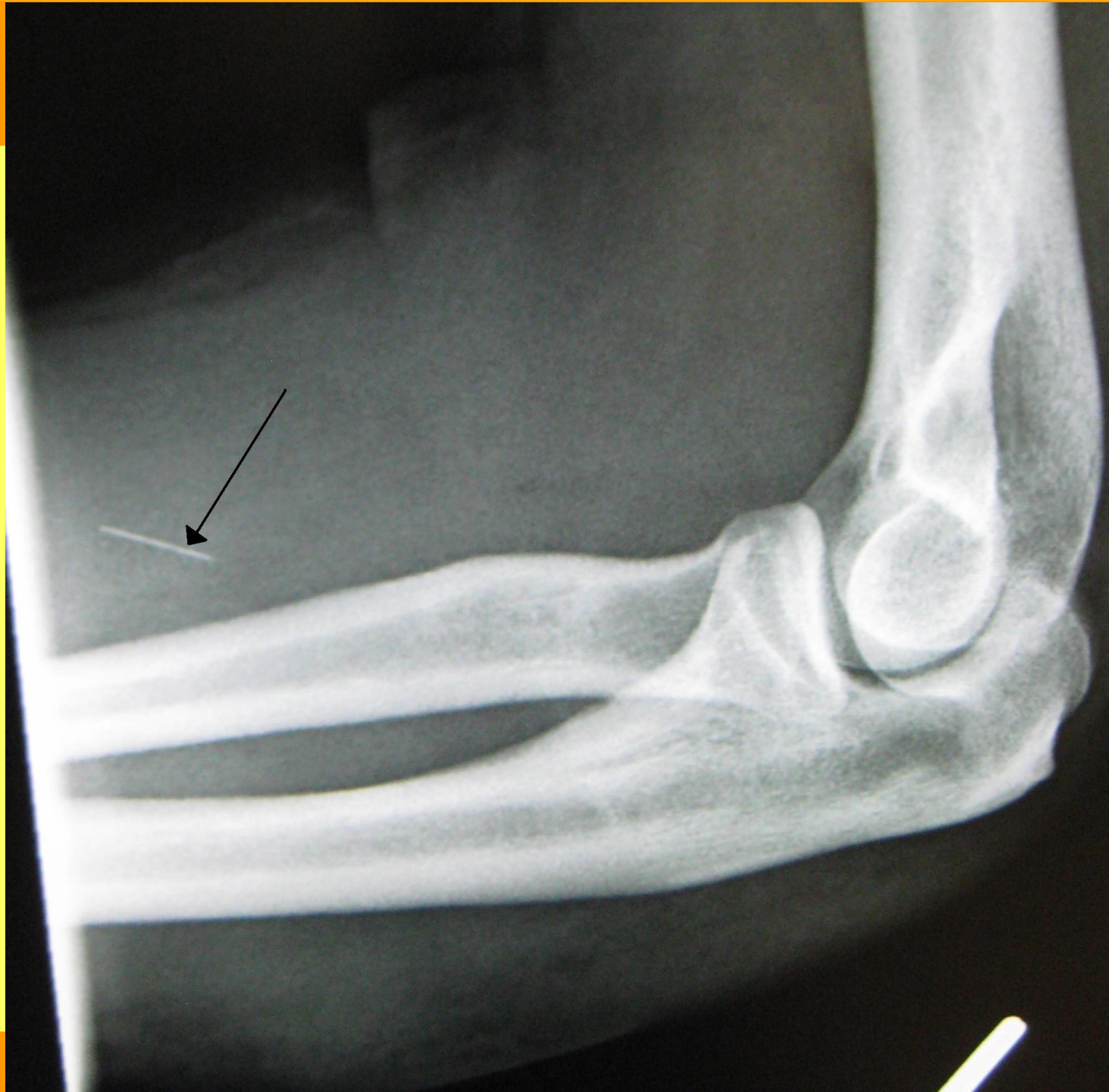
Voluson
E8

Routine
Har-high
97
Gn 10
C6 / M7
P5 / E3
SRI II 5

CRL 6.51cm
GA 12w6d 71.8%

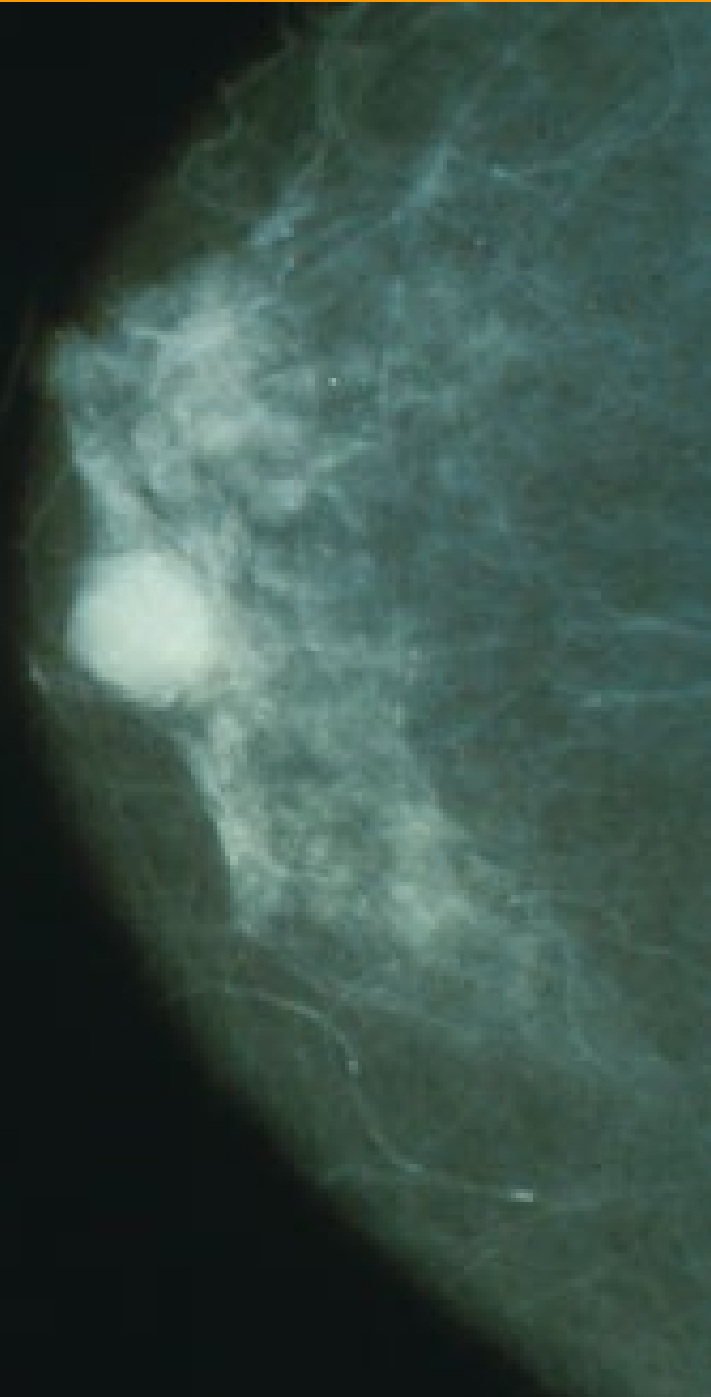
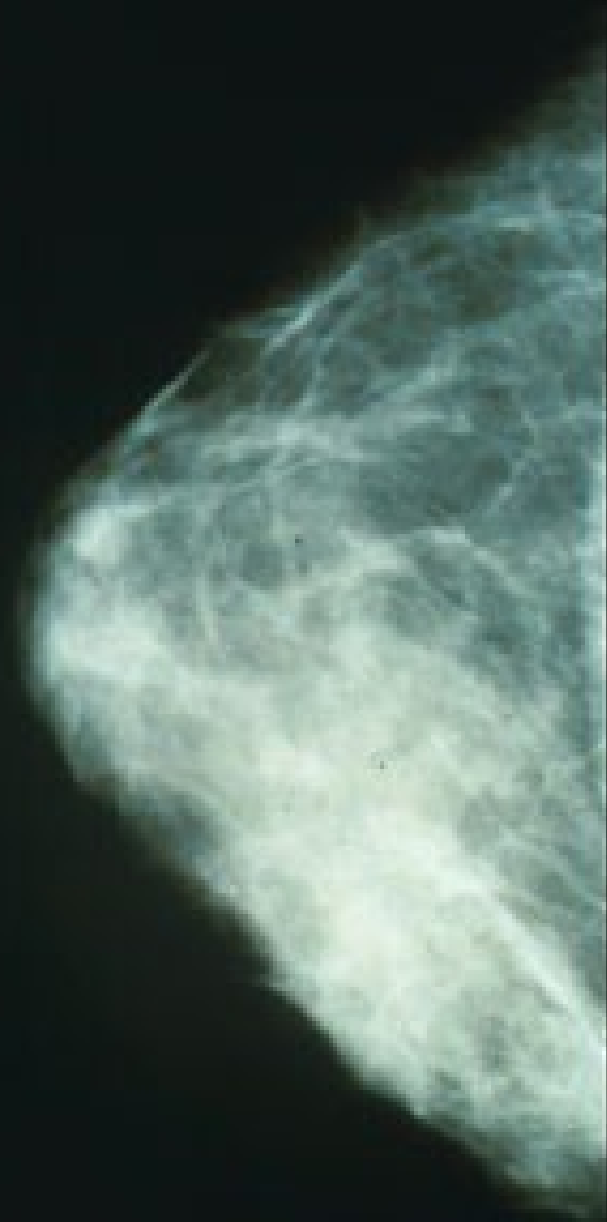
3. Lokalizowanie

- Cel: dokładna lokalizacja uszkodzenia (lesion) (urazu lub zmiany patologicznej)
- Głównie na potrzeby w chirurgii, ale także:
 - Terapii radiacyjnej
 - Również istotne dla interwencyjnych procedur radiologicznych (np. punkcje, biopsje, drenaże), np. wrzody (abscess)
- Poza samą lokalizacją zmiany/uszkodzenia umożliwia także wybór drogi dostępu (kąt, głębokość)
- Wizualizacja 3D szczególnie przydatna:
 - Lokalizacja uszkodzenia/zmiany musi z reguły odnosić się do zewnętrznych punktów orientacyjnych (*landmarks*) na ciele pacjenta
 - Np. *trzy centymetry nad pępkiem* (umbilicus))



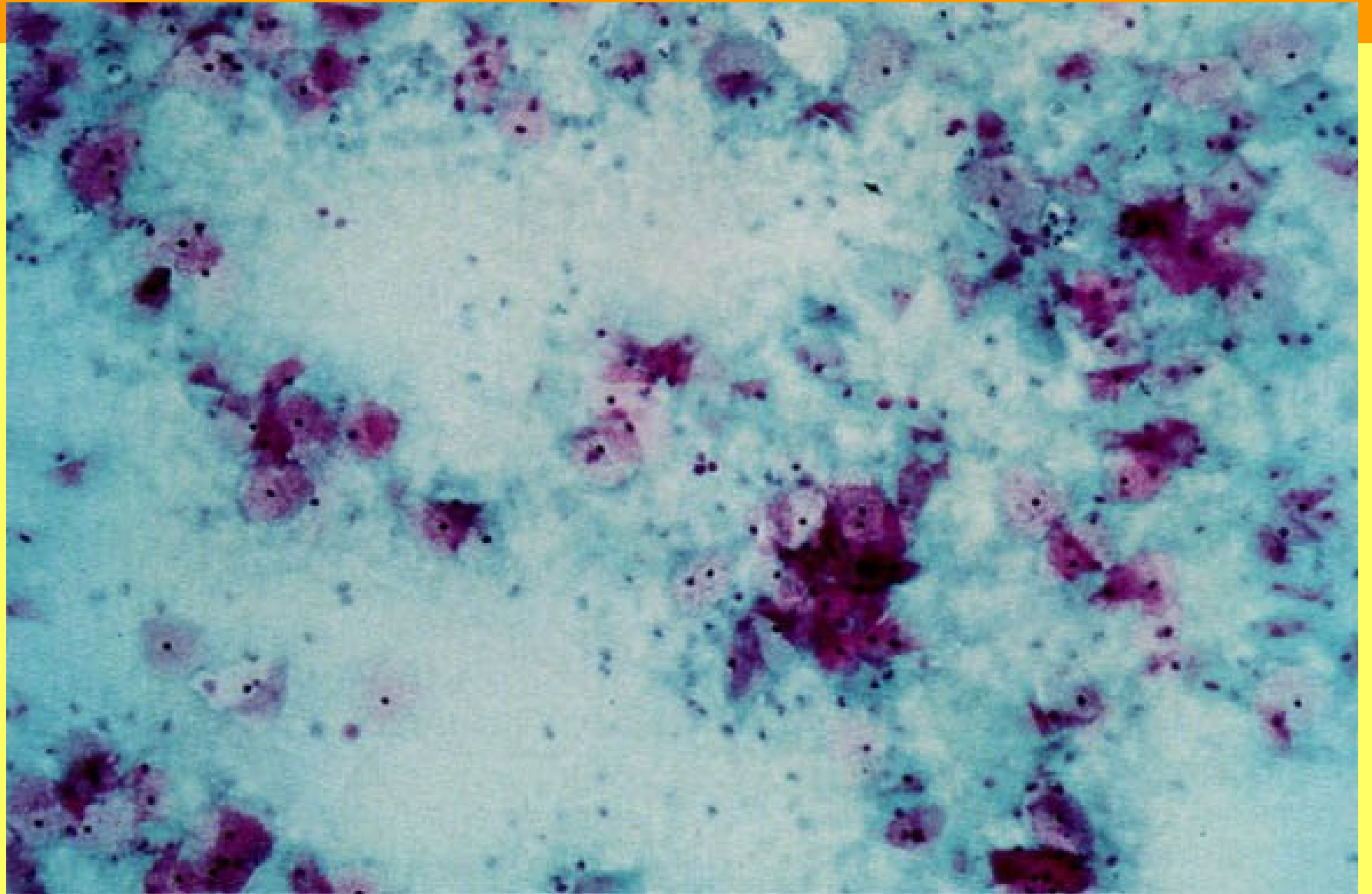
4. Badania przesiewowe

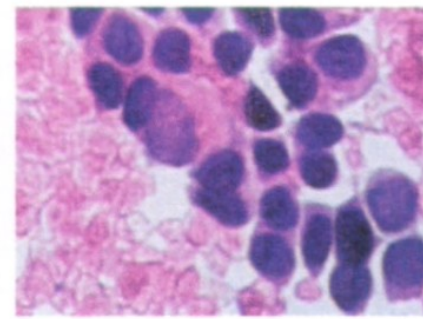
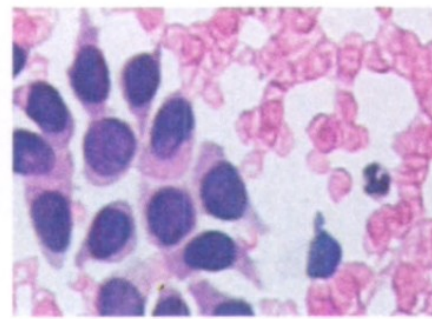
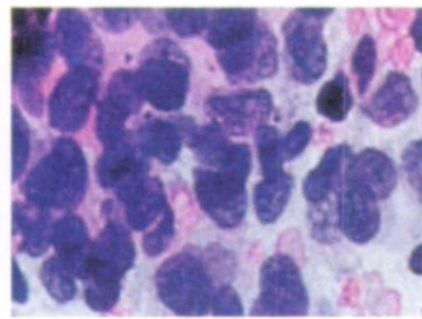
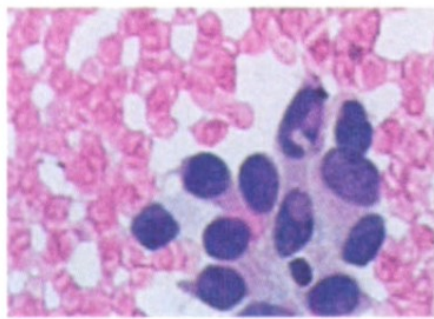
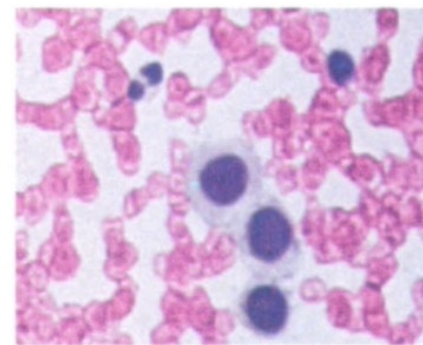
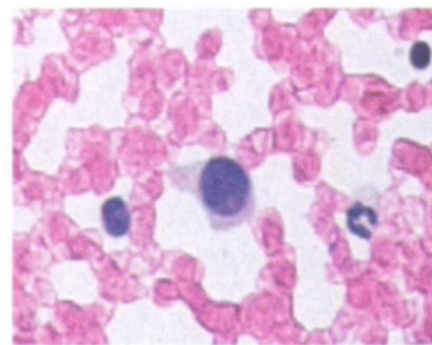
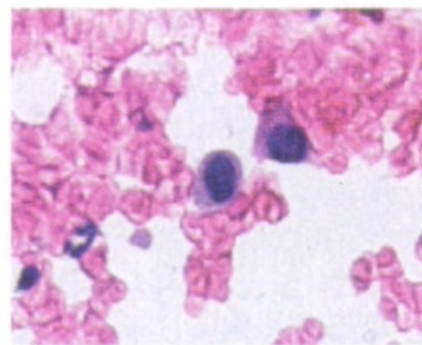
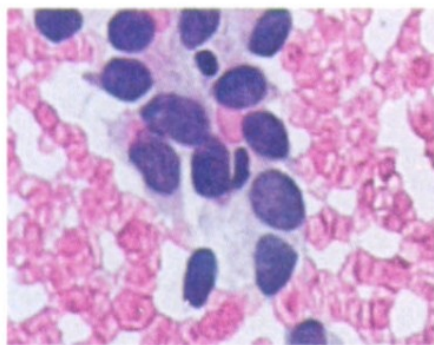
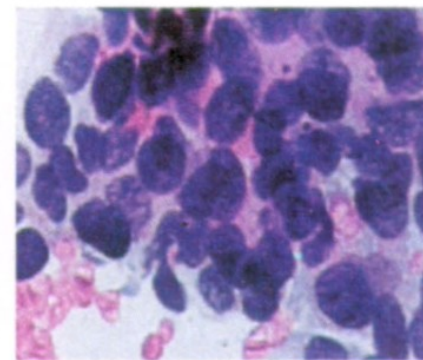
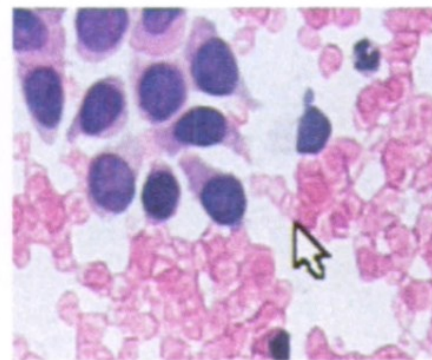
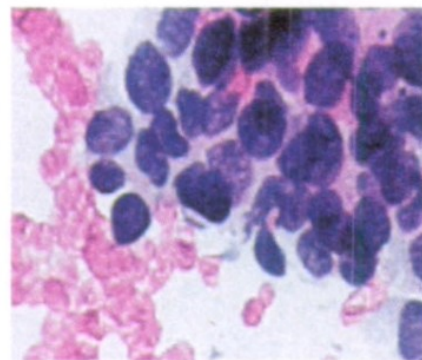
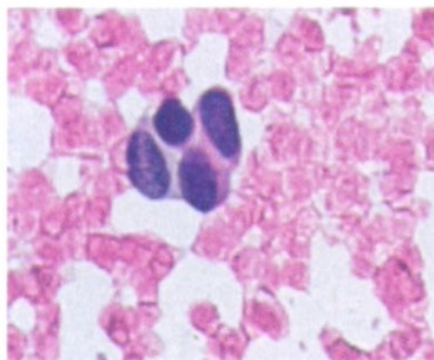
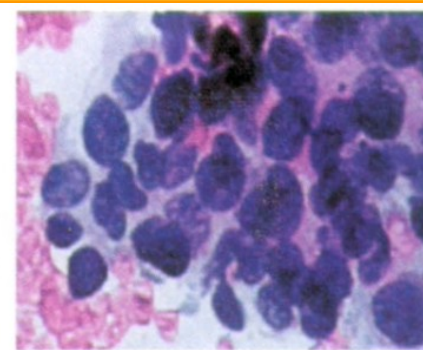
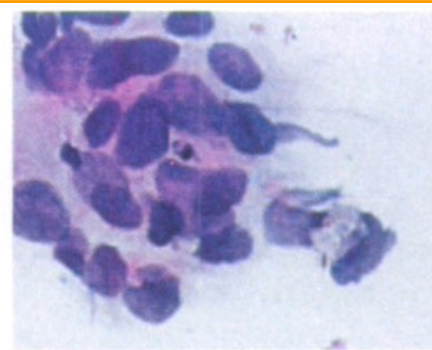
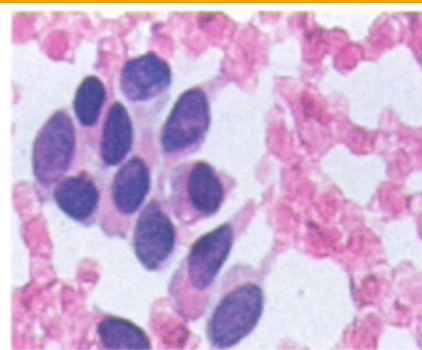
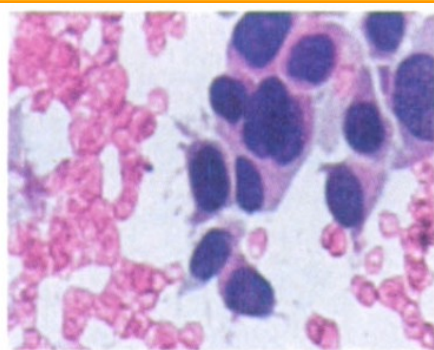
- Cel: odsianie z dużej populacji osób pacjentów/obrazów „podejrzanych” i przeznaczenie ich do dalszej analizy przez specjalistę
- Interpretacja dużej liczby wyników (obrazów) jest żmudna np.:
 - Przedoperacyjne prześwietlanie klatki piersiowej,
 - Okresowe badania mammograficzne
- Charakterystyczne dla badań przesiewowych:
 - Względnie niskie prawdopodobieństwo wyniku pozytywnego (poprawnego),
 - Proces diagnostyczny zagrożony ryzykiem popełnienia błędów fałszywie ujemnych (zmęczenie dominującymi wynikami negatywnymi),
 - Możliwość komputerowego wspomaganą interpretacji obrazów radiologicznych (z powodzeniem zastosowane w EKG)
- Może dotyczyć
 - wielu badań
 - lub jednego badania którego wyniki są bardzo obszerne (np. mikroskopia).



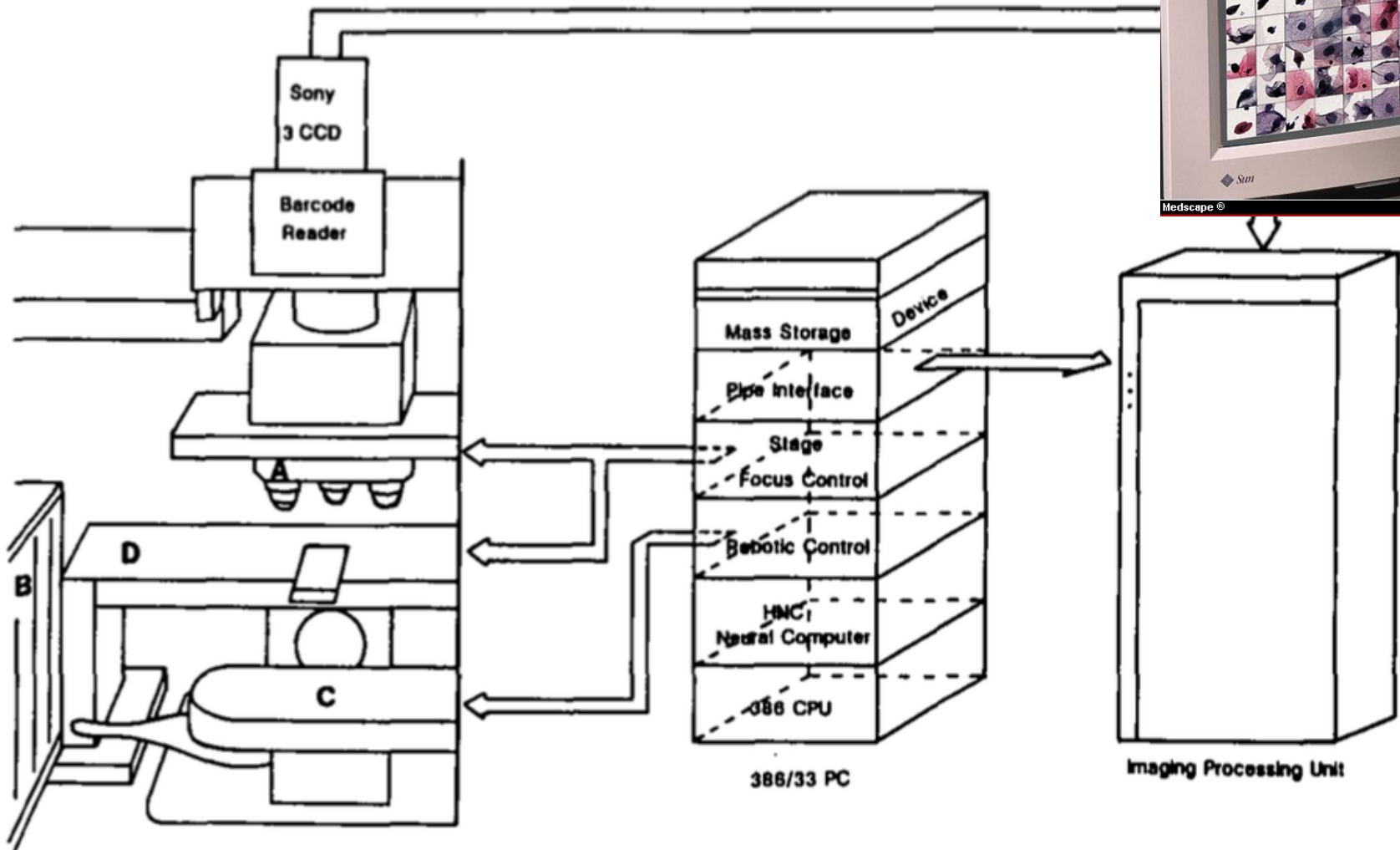
Przykład: PAPNET

- Komputerowy system wspomagania decyzji klinicznych dla badań przesiewowych pod kątem nowotworów szyjki macicy na podstawie rozmazów cytologicznych
- Zatwierdzony przez FDA (USA)
- Wykorzystywany w >19 krajach
- Nauczona sieć neuronowa wstępnie klasyfikuje pola w preparacie, skupiając się głównie na odsiewaniu pól ewidentnie negatywnych (nie wskazujących na patologię)
 - Wynik: identyfikacja do 128 najbardziej 'podejrzanych' komórek
- Wdrożony już w połowie lat 1990-tych
- Koszt: \$40/pacjenta





PAPnet



Spis treści

Wprowadzenie

Diagnostyka rentgenowska

Tomograf rentgenowski transmisyjny

Tomograf magnetycznego rezonansu jądrowego

Ultrasonografia

Inne metody obrazowania, w tym obrazowanie
czynnościowe

Systemy informatyczne wspomagające diagnostykę
obrazową (PACS)

[Metody wspomaganie decyzji w diagnostyce
obrazowej]

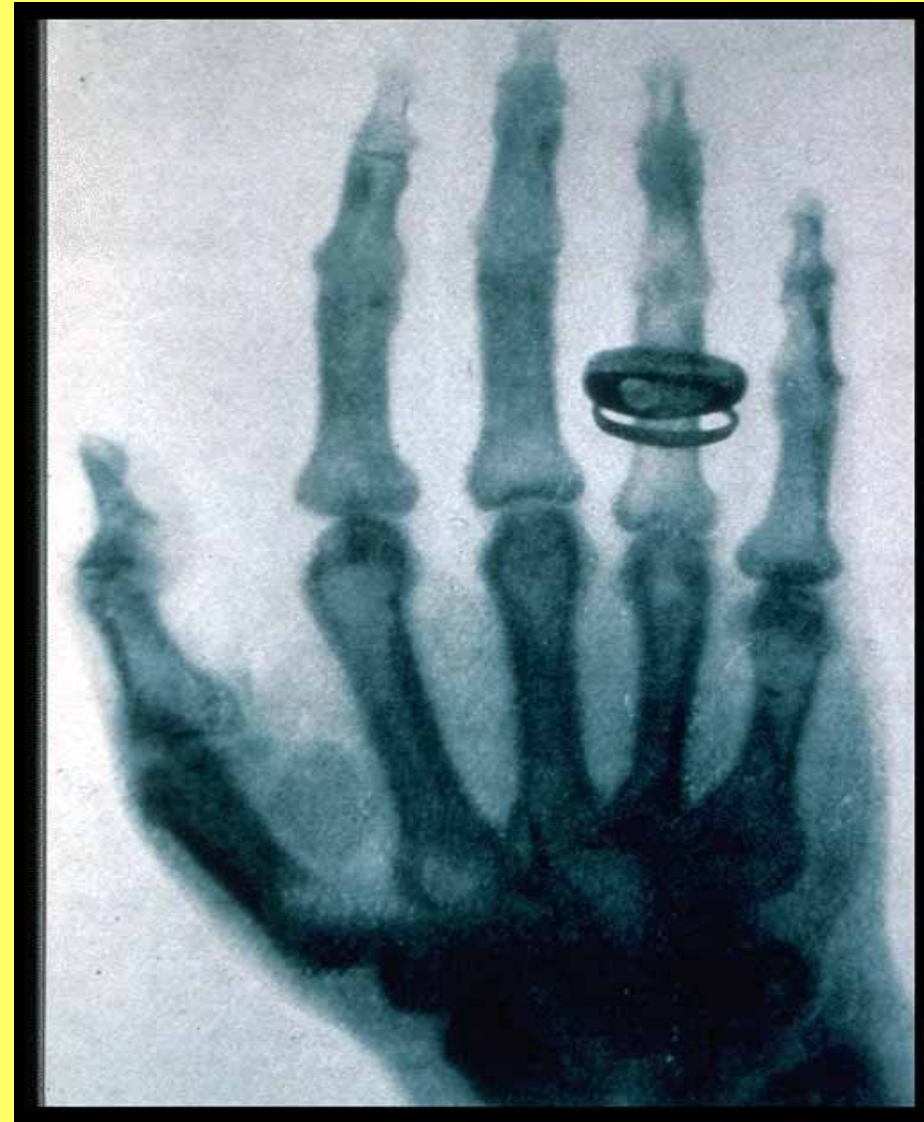
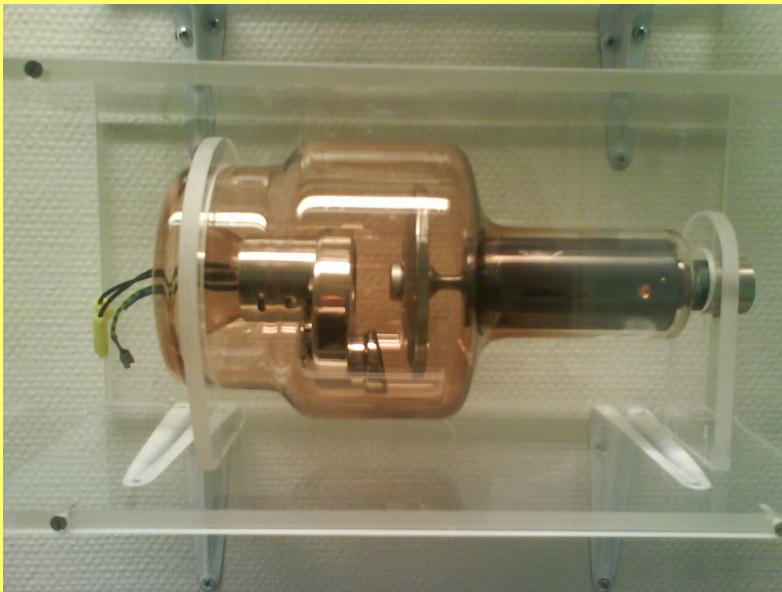
Diagnostyka obrazowa: Konwencjonalna diagnostyka rentgenowska

Konwencjonalna diagnostyka rentgenowska

- *Film-based radiography, X rays*
- Historycznie: Wilhelm C. Roentgen 1895, Nagroda Nobla 1901
- Obrazy otrzymywane przez projekcję wiązki promieniowania X (jednego z typów promieniowania jonizującego) przez ciało pacjenta na błonę filmową czułą na promieniowanie X.
- Promieniowanie X (podpasmo stosowane w medycynie):
 - Długość fali: kilkadziesiąt pikometrów
 - Energia fotonu: rzędu 100keV
 - Światło widzialne: prawie 1 mikrometr, kilka eV

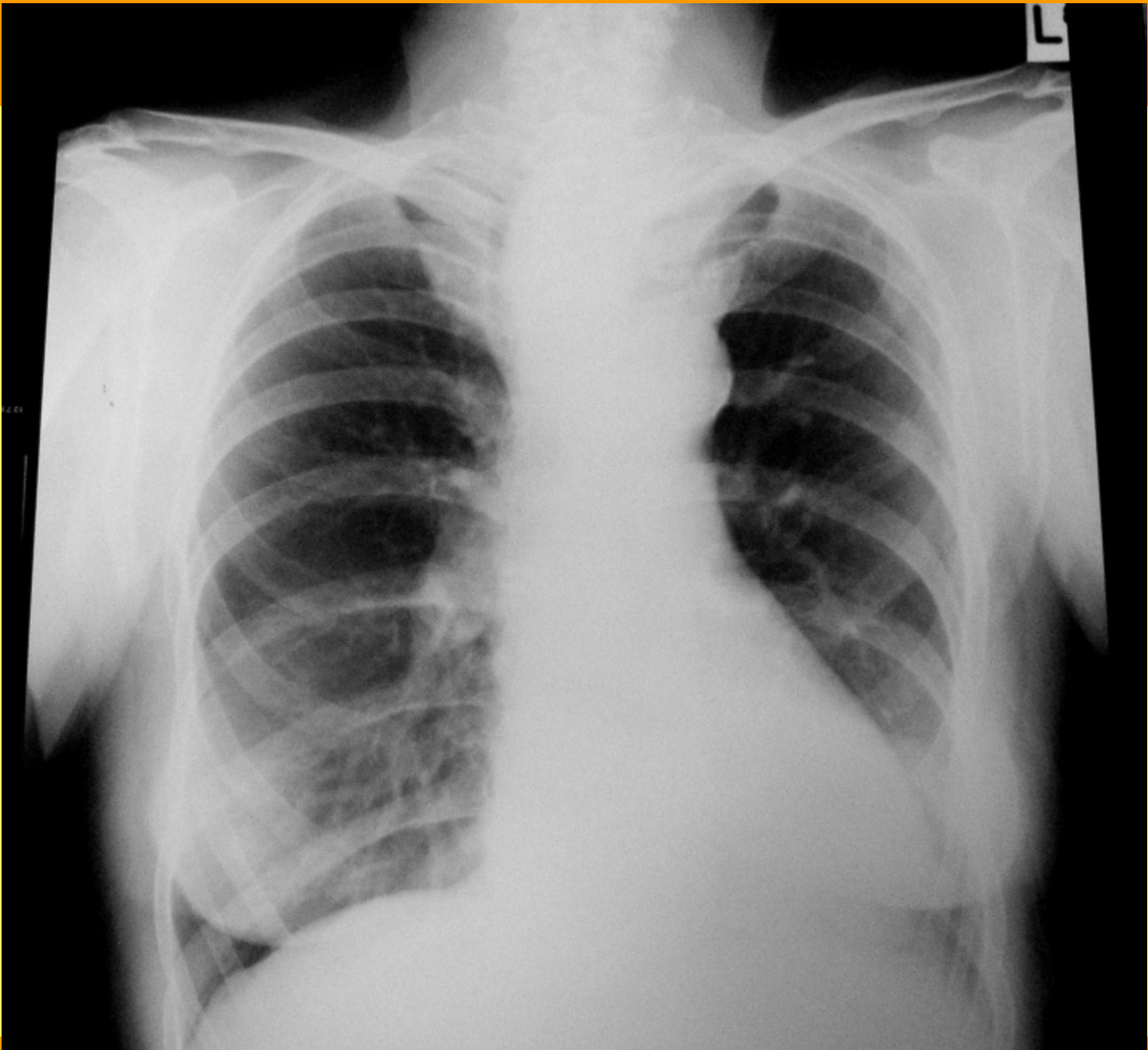
Pierwsze zdjęcie RTG

- Odkrycie promieniowania X miało zasadniczo charakter przypadkowy



Charakterystyka obrazów rentgenowskich

- Obraz rentgenowski to tzw. „shadowgraph”
- Różne intensywności „cienia” wynikają z różnego pochłaniania promieniowania przez tkanki.
- Szczególnie wysokim współczynnikiem pochłaniania promieniowania charakteryzuje się tkanka kostna.
- Zalety: bardzo wysoka rozdzielczość.
- Wada: promieniowanie jonizujące.



Study ID:
Desc: AP
SE: 1
IM: 3
Rows: 2500
Columns: 2048

NAME: FAN^LAUREL
INS: VIRGINIA MASON MEDICAL CENTER

AGE:
Sex: F

Study Date: 05/07/2008
Study Time: 12:13:34.357



Obrazowanie rentgenowskie

- Dobór dawki promieniowania umożliwia dobrą wizualizację wybranych struktur w tkankach miękkich
- Przykład: mammografia = badanie rentgenowskie sutka
- Niestety jedynie niektóre pierwiastki i materiały znacząco różnią się pochłanianiem promieni X (np. wapń)



JM

01

Problem

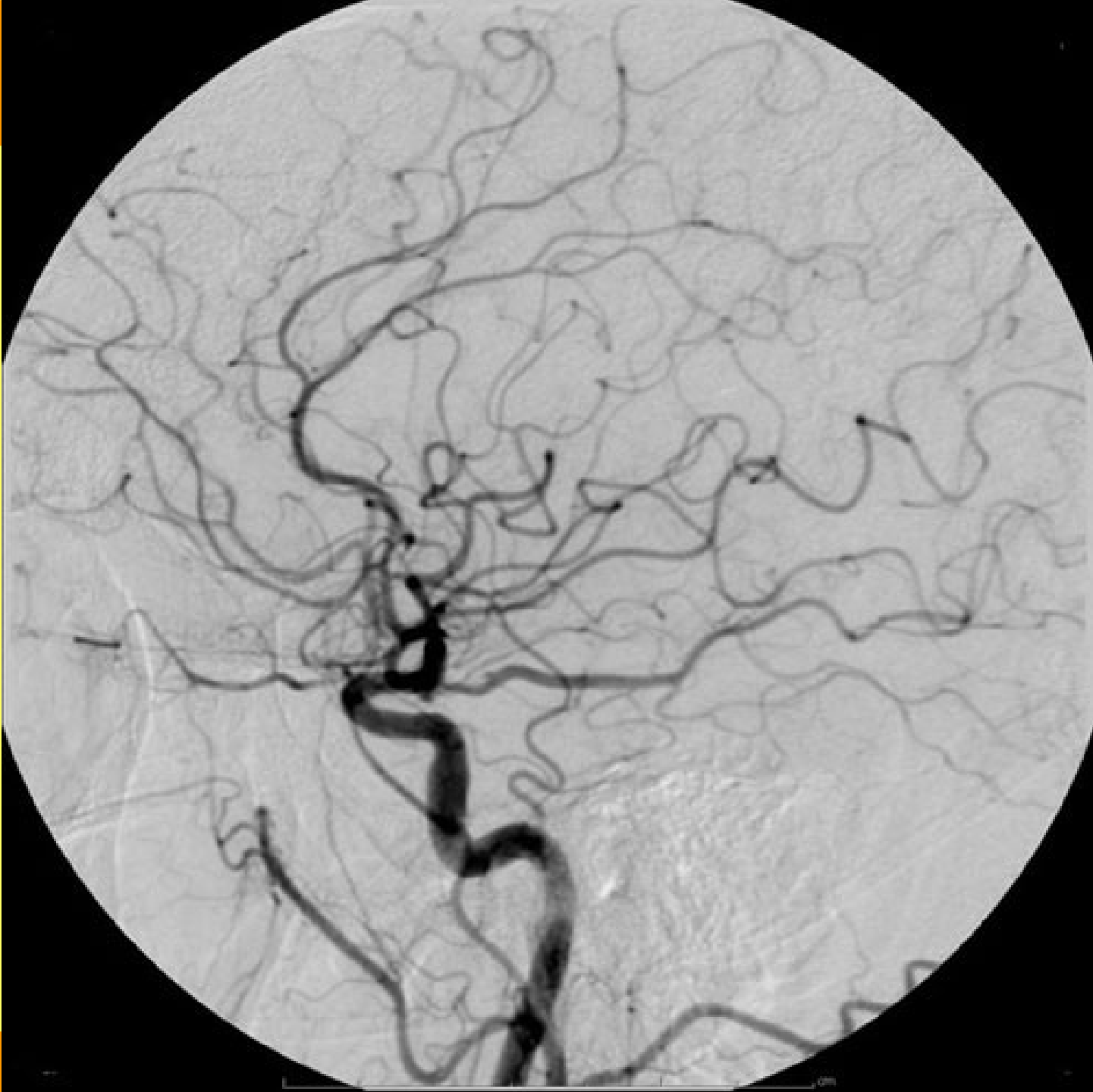
- Obraz rentgentowski to 'cień' (shadowgraph), co oznacza nakładanie się różnych struktur, nieczytelność.
- Stąd: radiologia „kontrastywna”: użycie materiałów nieprzejrzystych dla prom. X
 - Pierwsze eksperymenty już w 1902, klinicznie pierwsza angiografia 1923

Przykład: angiografia



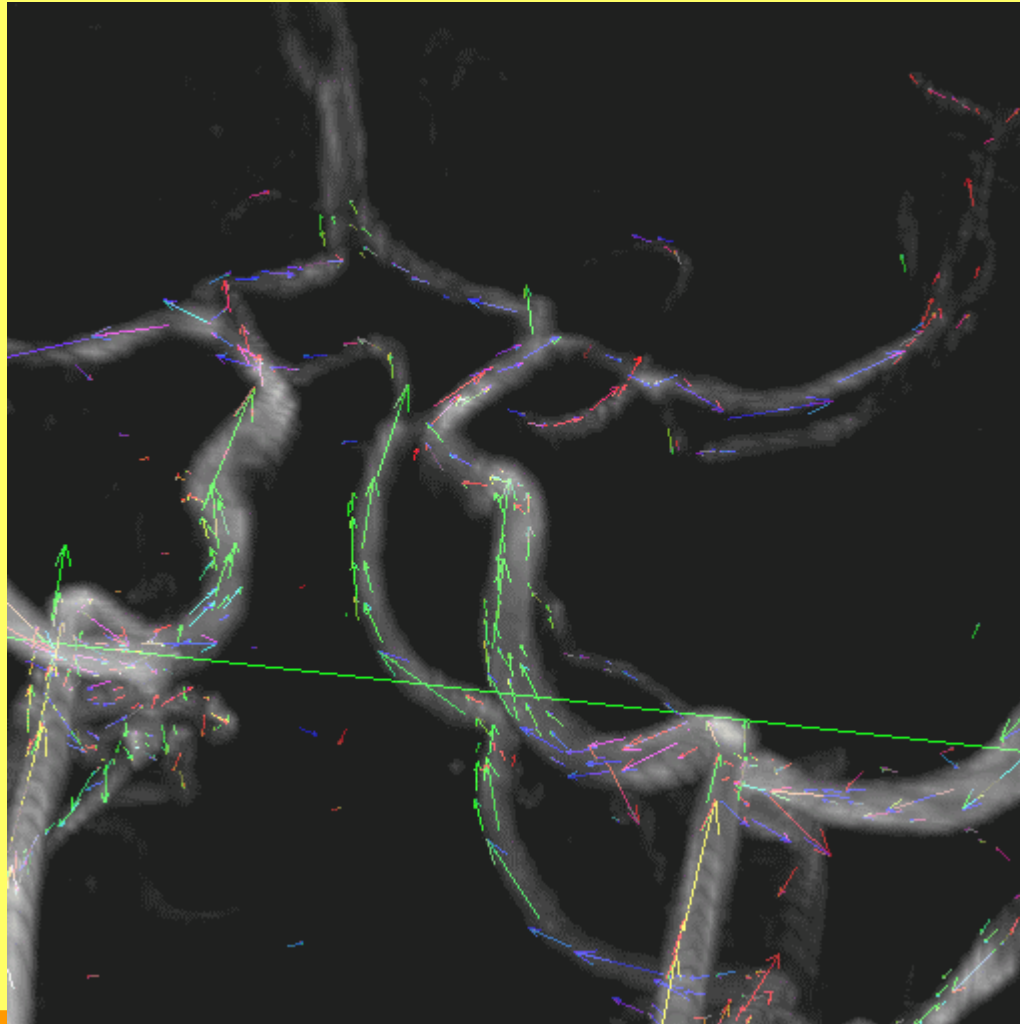
Przykład: Naczynia wieńcowe





Przykład: angiografia

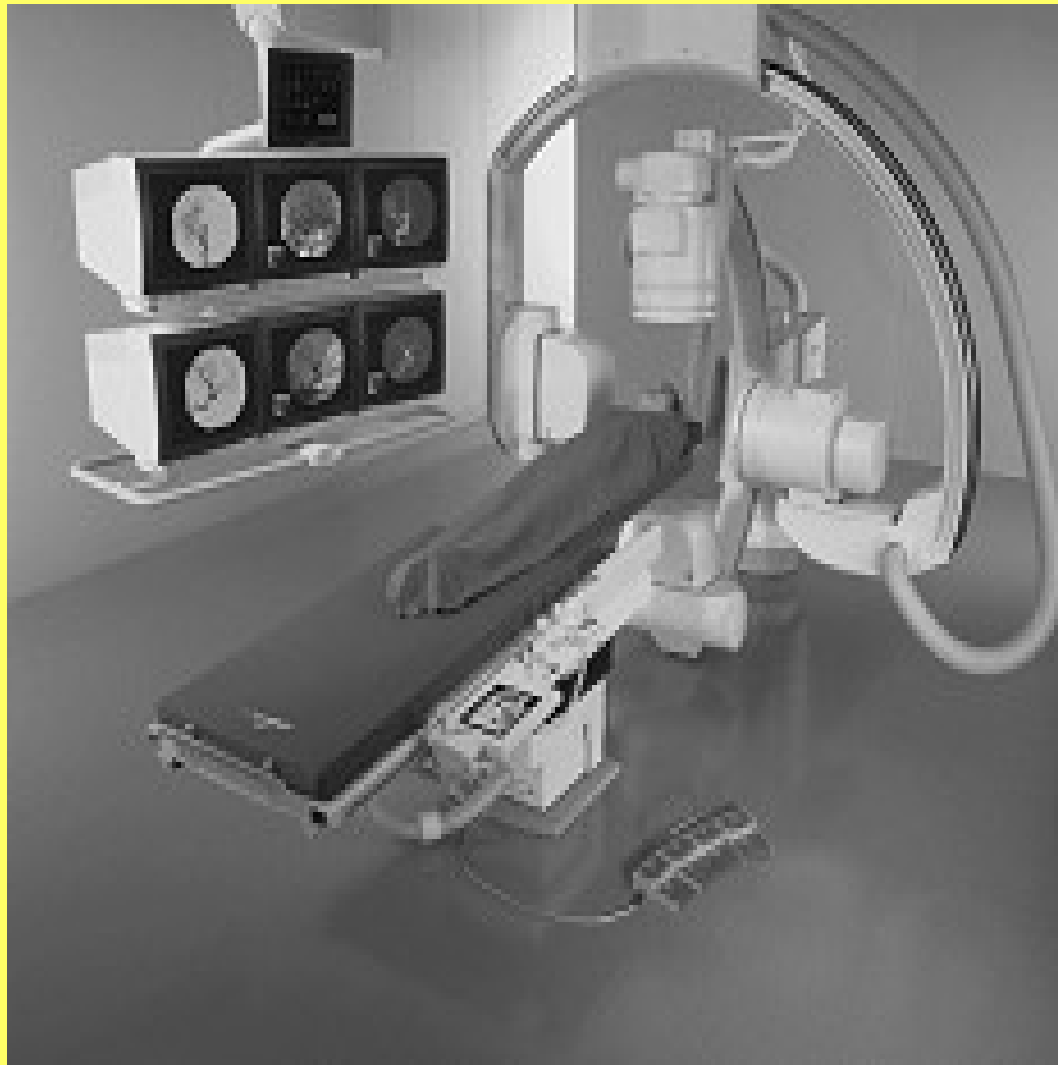
Kolorowe strzałki wizualizują przepływ krwi



Typowy aparat



Aparat do angiografii (*rotational angiography*)



Uwagi:

- Charakterystyka:
 - Bardzo duża ilość wykonywanych badań
 - Niski koszt
 - Wypierana przez tomografię komputerową
- Diagnostyka rentgenowska dostępna jest w dwóch odmianach:
 - Konwencjonalna (z użyciem błon filmowych),
 - Cyfrowa (patrz dalej)

Cyfrowe obrazowanie rentgenowskie

Cyfrowe obrazowanie rentgenowskie

- Początki: lata 80-te XX wieku
- Idea: zastąpienie błony filmowej detektorami promieniowania X
 - Tzw. FPD (*flat-panel detectors*)
- Typy FPD:
 - Pośrednie: promienie X powodują fluorescencję, mierzona następnie np. przetwornikiem CCD
 - Bezpośrednie: promienie X powodują kumulację ładunku elektrycznego (jak w standardowym CCD)

Cyfrowe obrazowanie rentgenowskie

- Zalety:
 - Większa czułość
 - możliwość uzyskania takiej samej lub lepszej jakości obrazu jak dla konwencjonalnego obrazowania rentgenowskiego, ale przy mniejszym napromieniowaniu pacjenta
 - Możliwość manipulowania otrzymanymi obrazami (np. polepszanie jakości)
 - Łatwiejsza archiwizacja i dostęp do obrazów

Model przenośny (macierz detektorów)

DXR250P Portable Digital Detector Array (GE)

(urządzenie stosowane w diagnostyce technicznej)

Flat Panel Type: Amorphous Silicon

Scintillator Material: CsI

Active Area (approx.) 410 x 410 mm (16 x 16 in)

Image Format: 2048 x 2048

Pixel Pitch : 200 μ m

A/D Conversion: 14 bits

Min Exposure Time: 130 ms

Interface: Gigabit Ethernet

Dynamic Range: 10,000:1

Dimensions: 585 x 465 x 27mm

Weight: 6 kg (13 lb)



Wstęp do technik tomograficznych

Geneza i historia tomografii

- Tomografia to technika wykonywania zdjęć warstwowych.
 - gr. *tom* – odcinek; część; instrument do cięcia
 - gr. *tomòs* – cięty; tnący; podzielony na segmenty (por. *anatomia*)

Wspólny problem wszystkich technik tomograficznych

- Pozyskujemy pewną informację o strukturach w ciele pacjenta.
- Jak dokonać rekonstrukcji obrazu z pomiarów?
- Różne metody w poszczególnych technikach diagnostycznych.

Tomografia komputerowa transmisyjna

Charakterystyka

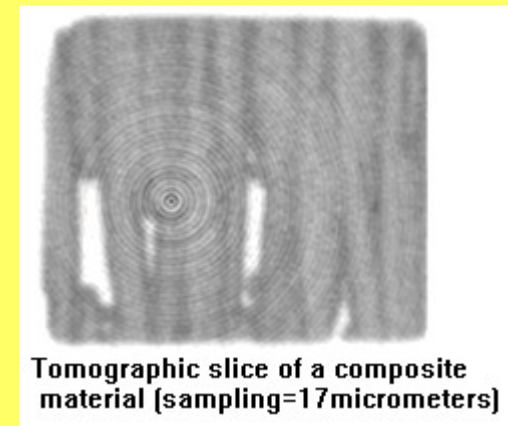
- Nazwa: TK, CT (Tomografia Komputerowa, *computer tomography*), „komputer”
- Badanie **transmisyjne**
- Idea: wykonywanie zdjęć warstwowych
- Zasadnicza różnica w stosunku do klasycznych badań radiologicznych:
 - odwzorowuje dwuwymiarową funkcję rozkładu współczynnika absorpcji w obraz *dwuwymiarowy*
 - (tradycyjna diagnostyka rentgenowska: 3D->2D).
- W porównaniu z tradycyjnym obrazowaniem radiologicznym:
 - dokładniejsze mapowanie struktur,
 - lepszy kontrast,
 - pierwsze („przeżyciowe”) badanie nieinwazyjne.

Idea

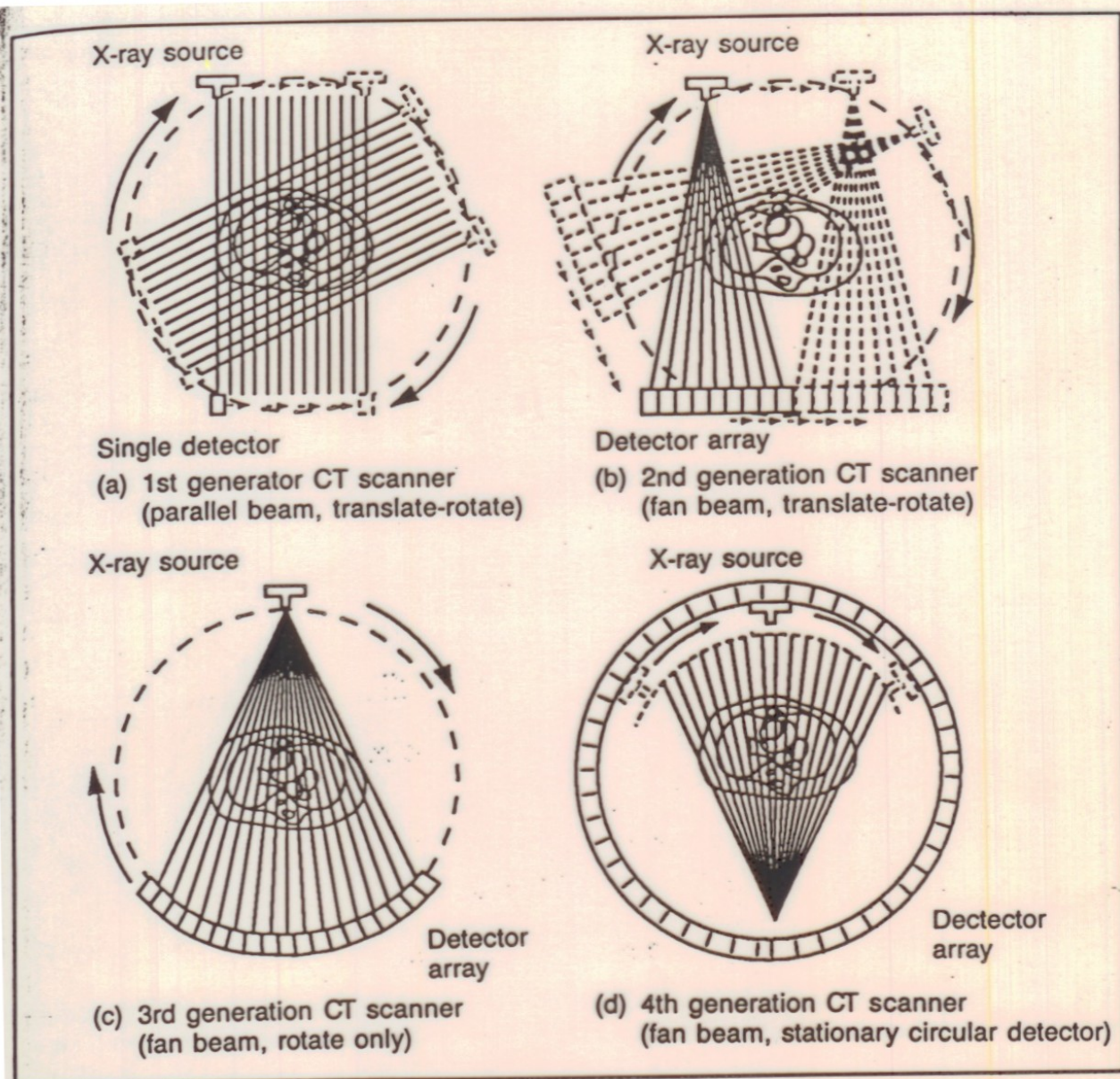
- Idea: obracanie „wachlarza” wiązek prom. X wokół pacjenta.
 - obrazy są „zamazane”.
 - konieczność dokonania rekonstrukcji z projekcji
- Dokonuje się matematycznej rekonstrukcji obrazu na podstawie osłabień (ang. *attenuation*) promieniowania mierzonych przy różnych kątach projekcji. => można oglądać przekroje („plastry”, *cross-sections*).
- Konwencjonalne sposoby cięć; płaszczyzny:
 - koronalna,
 - sagitalna (strzałkowa).

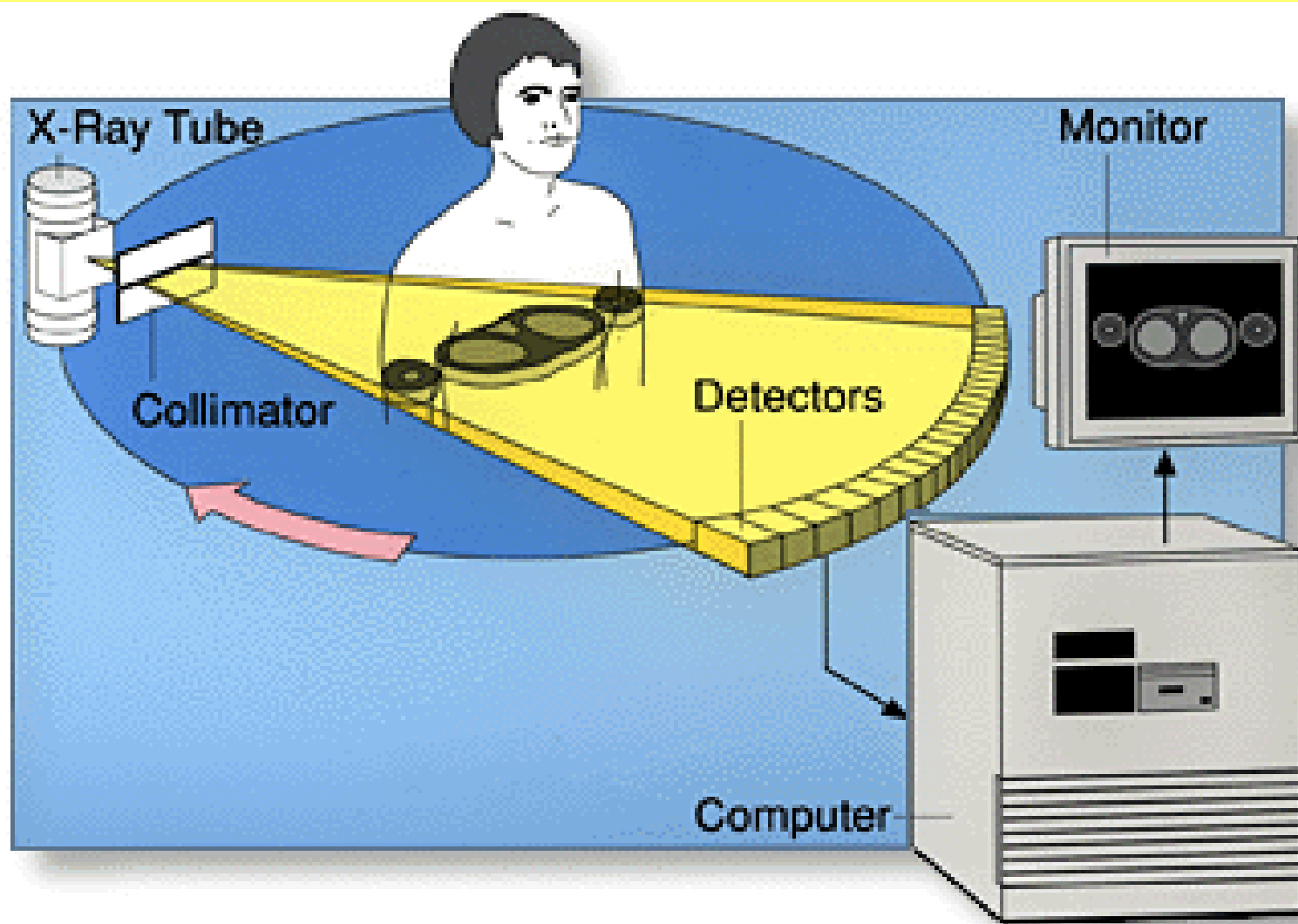
Geneza i historia tomografii

- Tomografia osiowa (*axial*): Takahashi 1957 (przedtem pewne próby analogowe)
- Późne lata 60-te: Cormack dokonuje rekonstrukcji „fantomu” (phantom, widma, modelu, znanego kształtu) z użyciem promieniowania X (technika nadal używana do kalibracji)
- Wczesne lata 70-te: Hounsfield (EMI, Londyn), pierwszy komercyjny CT
 - [Hounsfield, G.N., Computerized transverse axial scanning (tomography) – Part I. Description of the System. Br. J. Radiol. 1973, no. 46, pp. 1016.]
- Cormack & Hounsfield: Nobel w medycynie (1979)
- W dalszych latach powstaje mnóstwo wariantów, np. tomografia emisyjna (izotopy)



Cztery generacje tomografów





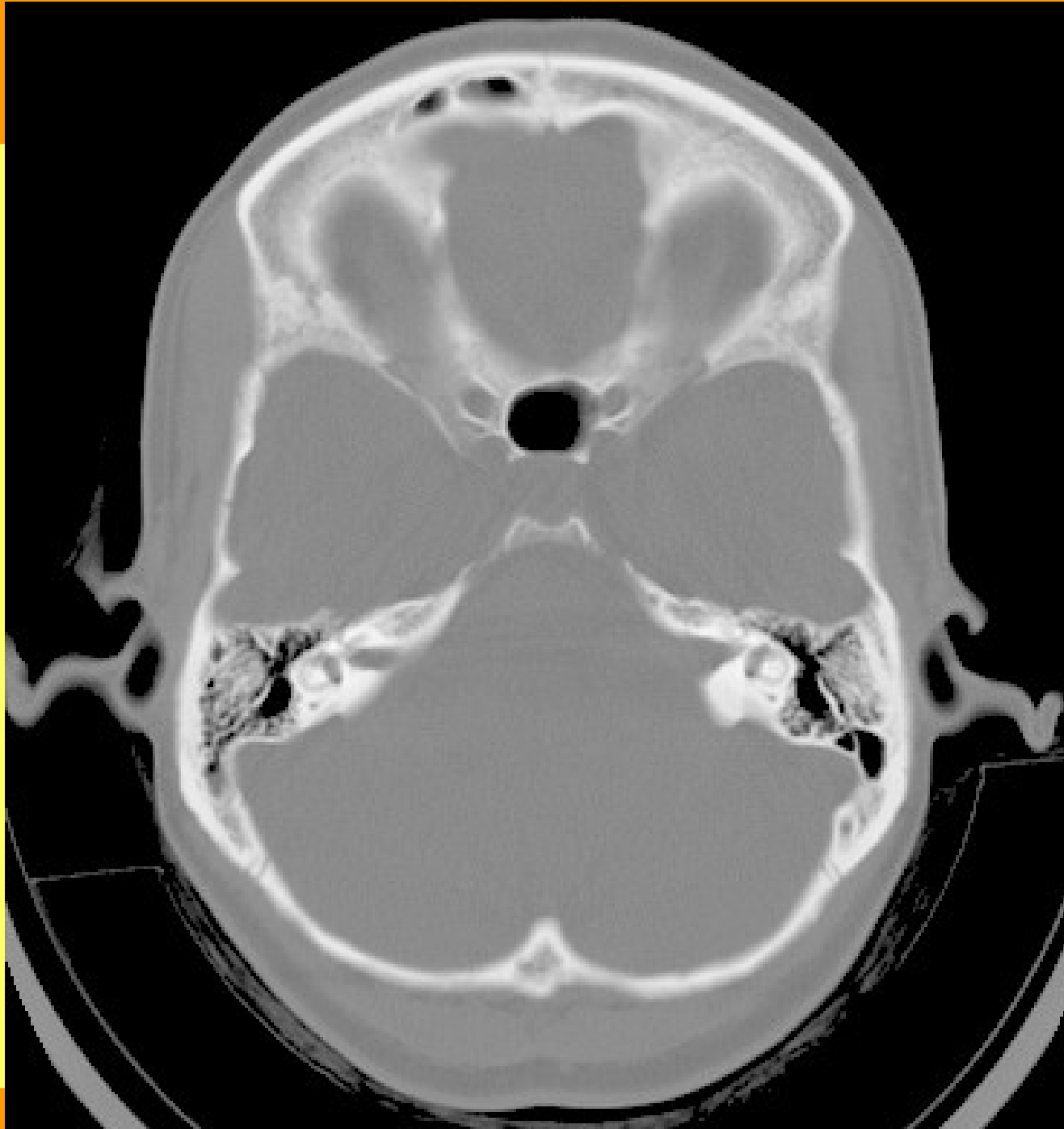
(Siemens)

Problem

- Jak dokonać rekonstrukcji obrazu 2D z wielu projekcji 1D?
- Matematyczne rozwiązanie problemu: Radon 1917

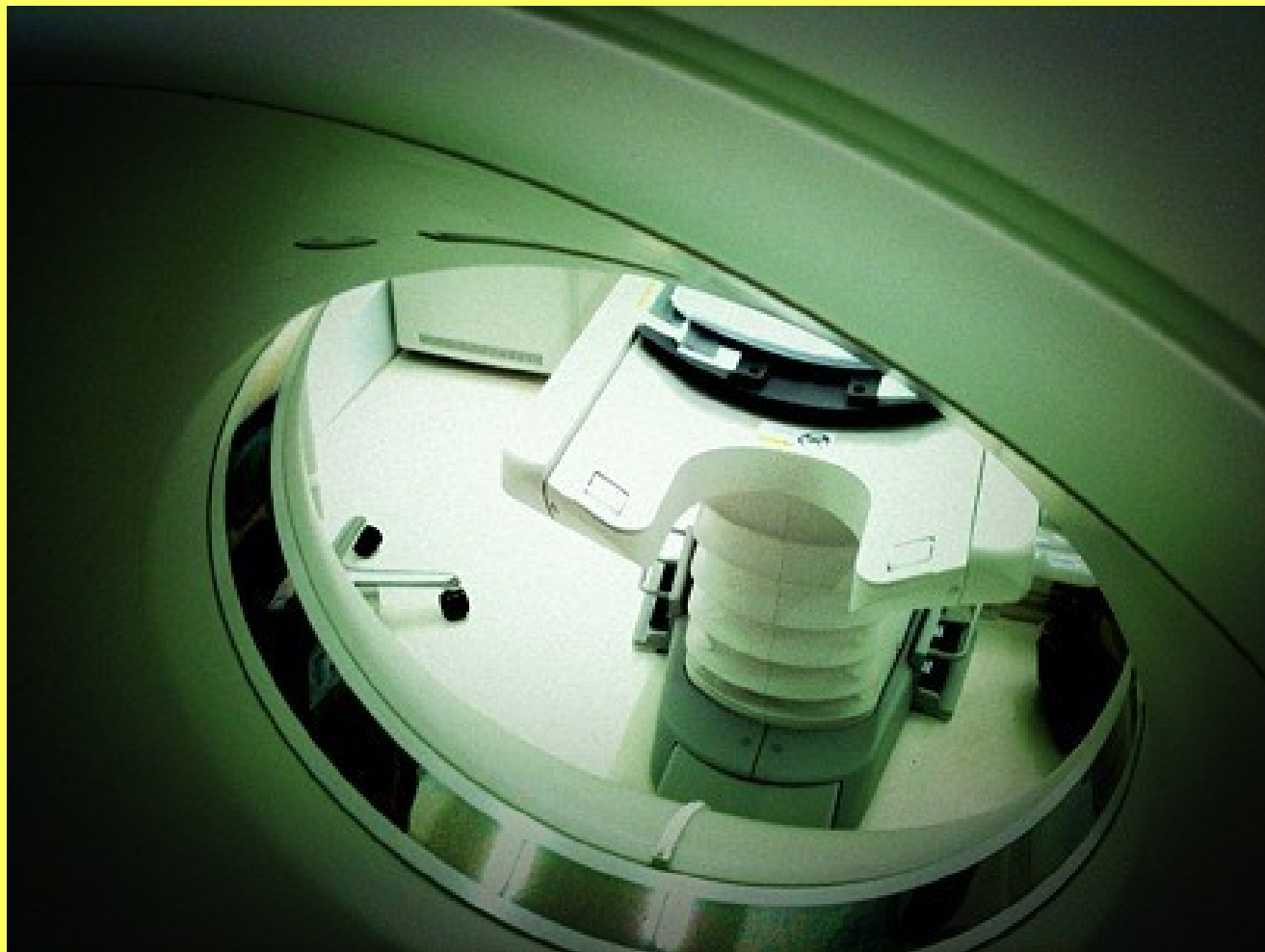
Zdolność rozdzielcza metody

- 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.
- Stąd (czasami) konieczność podawania środków cieniujących ($\Rightarrow$ wzmocnienie kontrastu)
- Problemy: kontrast podany do naczynia prawie natychmiast przedostaje się do przestrzeni pozanaczyniowej (50% w ciągu pierwszych kilku sekund!).



Typowy aparat TK

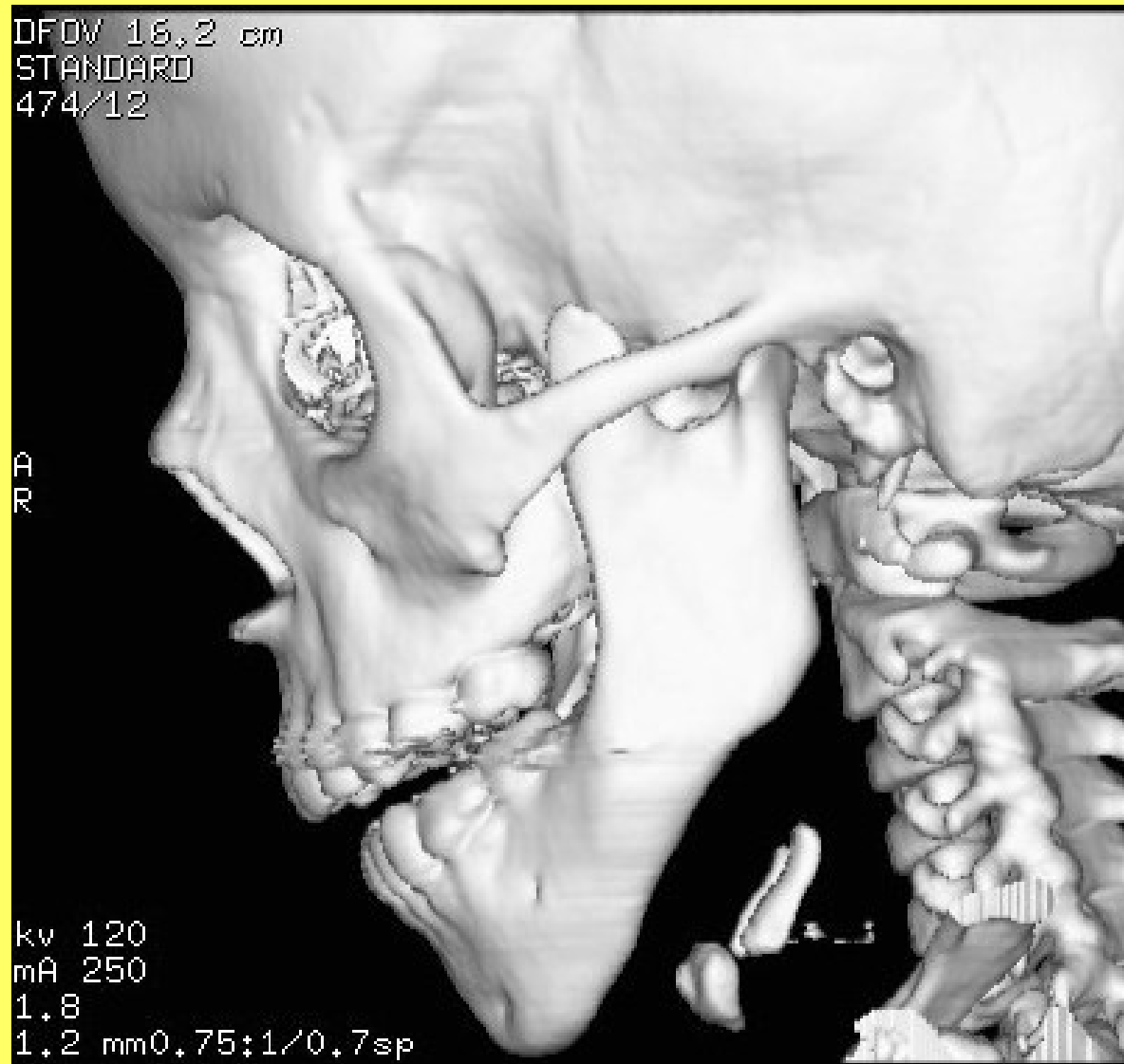




Mobilny TK



Rekonstrukcja 3D



Problemy techniczne

- Polichromatyczność rzeczywistej wiązki promieniowania
- Brak idealnej równoległości wiązki
- Wzajemny wpływ sąsiednich punktów obiektu na natężenie promieniowania.

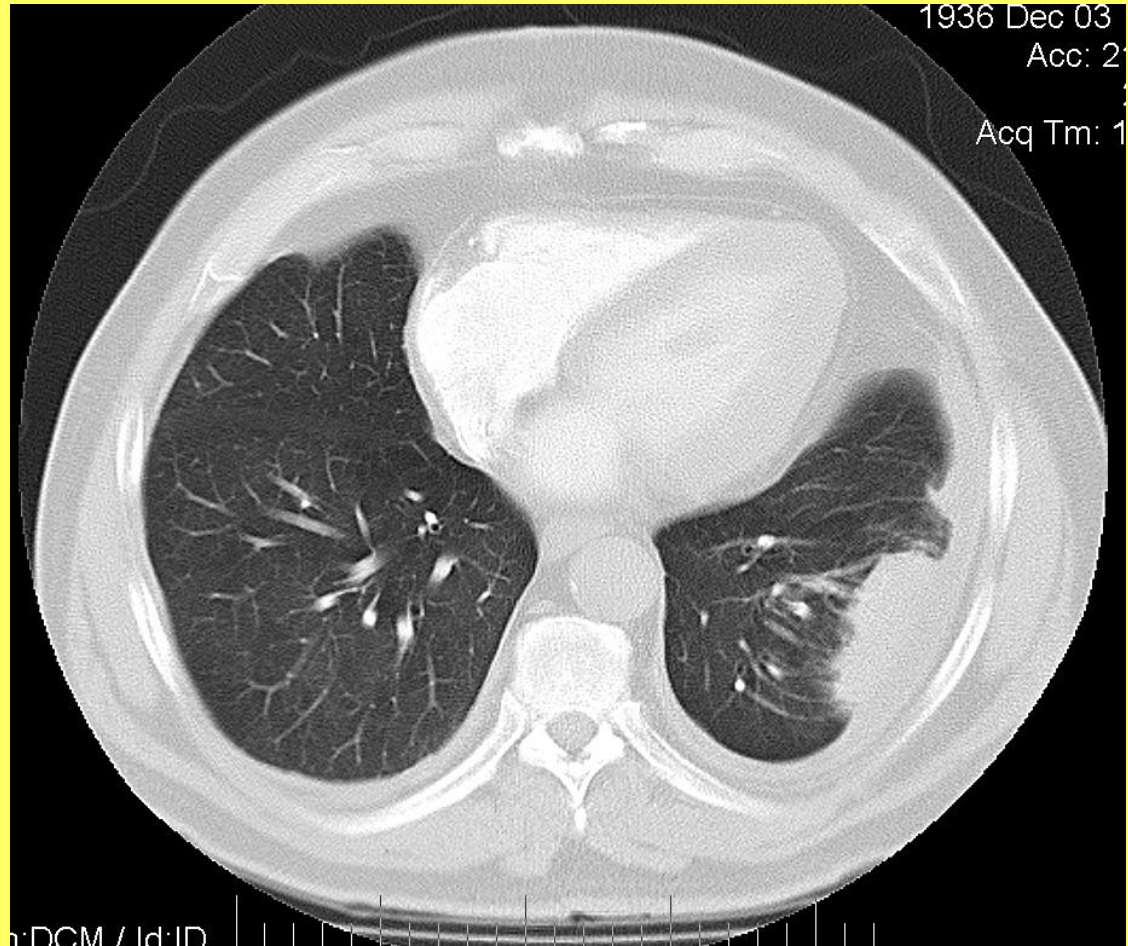
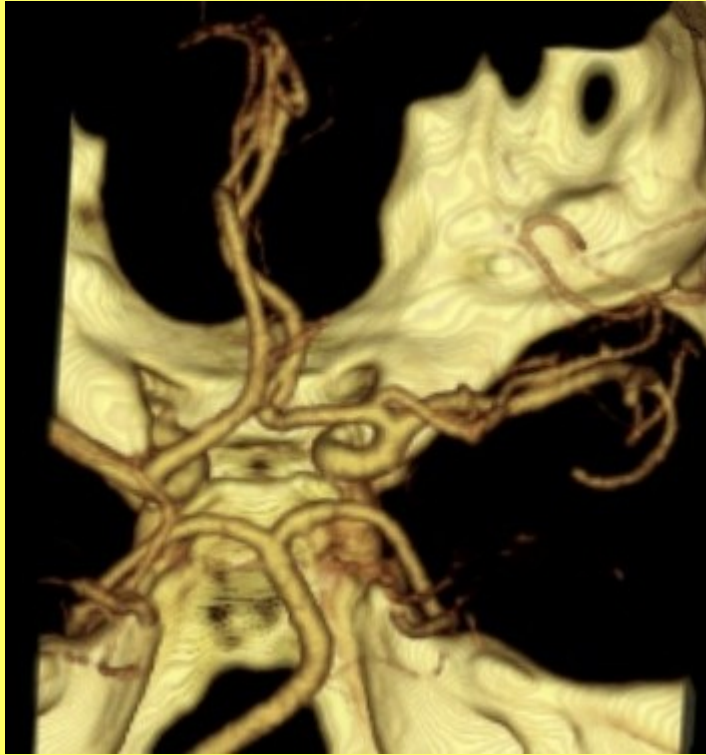
Obecne możliwości techniczne metody

- Przykładowe parametry aparatury
 - ok. 1.2 mm przy 0.5% różnicy gęstości optycznej i dawce pochłoniętej 1 rada.
 - Rozdzielczość liniowa: $\sim 1\text{mm}$
 - Rozdzielczość kontrastowa: $\sim 0.2\%$
 - W praktyce: ok. 3mm.
- Duży postęp w ostatnich latach: jakość obrazu, oprogramowanie, etc.)
- „skan” (warstwa) w czasie poniżej 1 sekundy.
- Cyfrowa obróbka zrekonstruowanego obrazu, np.:
 - zooming
 - subtrakcja

Warianty i rozszerzenia TK

- Już w 1982 [Short] w Rochester: skaner czasu rzeczywistego (*real-time 3D CT scanner*)
- Badania **dynamiczne (funkcjonalne)**
 - np. efekt wprowadzania dożylnego środka cieniującego
 - np. obserwacja tzw. krzywej przyrostu współczynnika osłabienia liniowego dla wybranego regionu mózgu; pozwala wykryć obszary gorszego ukrwienia (np. niektóre guzy OUN).
- Badanie „spiralne” (***spiral CT, Volumen Scanning***); lata 90: jednoczesny ruch obrotowy układu lampa-detektory i przesuwu wzdłużnego stołu; eliminuje efekt pomijania warstw pomiędzy skanami.
- Możliwość oglądania cięć „wirtualnych”, tj. obliczonych z innych cięć, przebiegających zasadniczo w dowolny sposób.
- rekonstrukcja obrazów 3D

Angiogramy KT



Podsumowanie: Istotne cechy TK

- Choć TK to poważny postęp w stosunku do diagnostyki rentgenowskiej, to nadal jest to obrazowanie z wykorzystaniem promieni X
- Różnicowane są głównie: tkanka kostna i tkanki miękkie.
- Obrazowanie innych struktur często wymaga podania pacjentowi kontrastu. TK staje się wtedy badaniem „trochę” inwazyjnym.

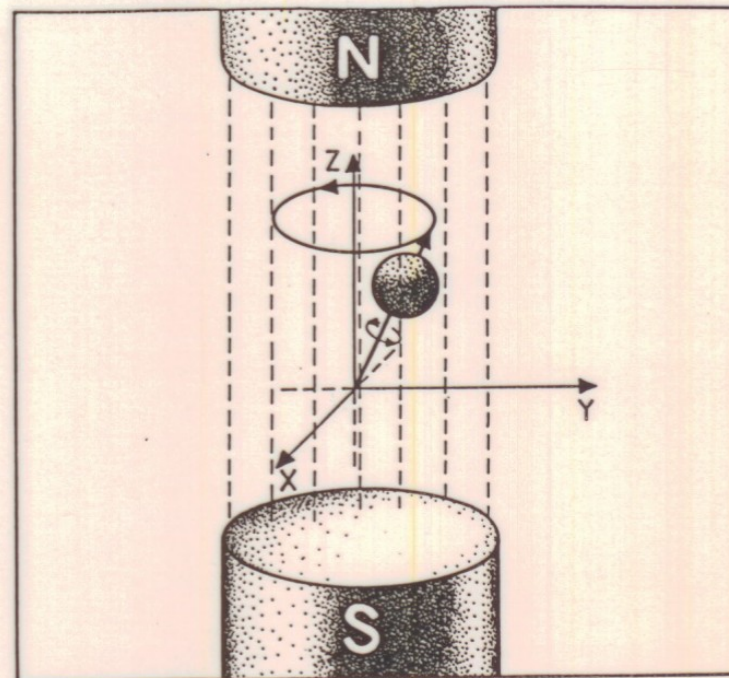
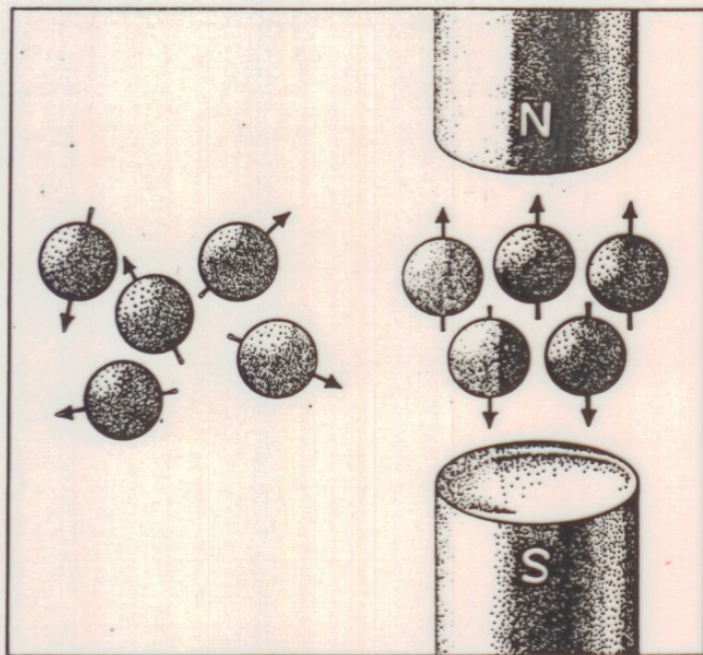
Tomografia magnetycznego rezonansu jądrowego

Tomografia magnetycznego rezonansu jądrowego

- Nazwy:
 - NMR (*Nuclear Magnetic Resonance*)
 - MRI (*Magnetic Resonance Imaging*)
 - MRT (*Magnetic Resonance Tomography*)
 - Obrazowanie/tomografia rezonansu magnetycznego
- W porównaniu z TK: możliwość nieinwazyjnej analizy chemicznej ciała.
- Idea: Użycie magnetycznego pola gradientowego w celu umiejscowienia rezonujących protonów, na podstawie zmiany ich częstotliwości rezonansowej [Lauterbur, 1973].
- Jest to badanie **emisyjne**.

Protony

- Przedmiotem badania MRI są **protony**
- Dokładniej: jądra atomów wodoru
 - choć protony obecne są też w innych jądrach atomowych, w jądrach wodoru mamy go najwięcej, ponad 70% we wszystkich tkankach organizmu.
 - proton w jądrze atomu wodoru jest słabo „związany” (w porównaniu z innymi cząsteczkami)
- Proton ma spin (moment pędu) protonu (+ moment magnetyczny)
- W sytuacji „spoczynkowej” spiny poszczególnych protonów są nieuporządkowane (losowe kierunki i zwroty) i stale się (losowo) zmieniają
- W obecności **[silnego] pola magnetycznego** spiny protonów układają się wzdłuż linii pola.
- Wektor momentu pędu protonu zakreśla w przestrzeni okrąg poruszając się po bocznej powierzchni stożka, którego wierzchołek stanowi jądro atomu $\Rightarrow$ *precesja*.



Precesja

- Częstotliwość ruchu precesyjnego określona jest wzorem Larmora:

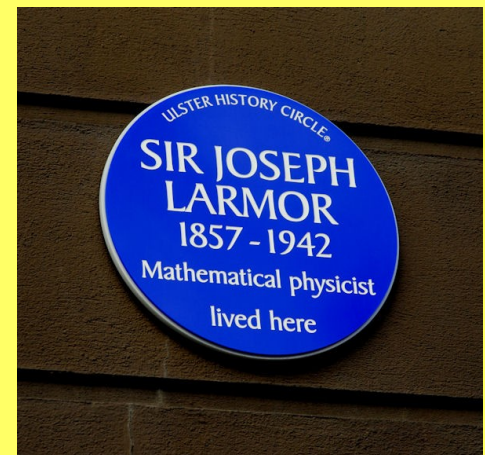
$$f_{\omega} = \frac{1}{2\pi} \gamma B_0$$

gdzie: γ - współczynnik żyromagnetyczny

- B_0 – indukcja pola magnetycznego; np.
 - ziemskie pole magnetyczne: 0.00005T
 - MRI: 0.15..3.0T

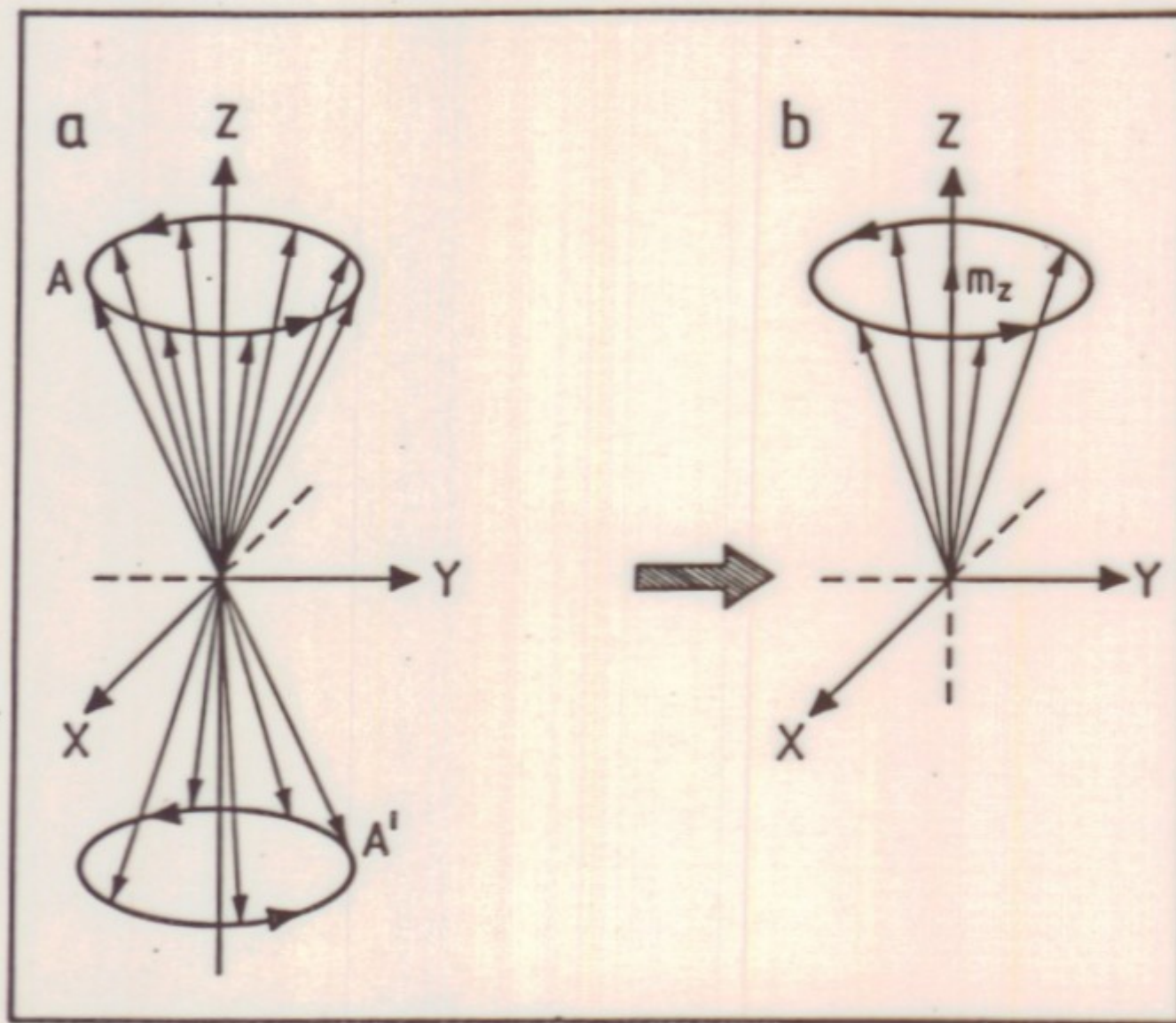
- Dla protonów:

$$f_{\omega} [MHz] = 42.6 \times B_0 [T]$$



Odpowiedź badanego materiału

- W wyniku (częściowego lub pełnego) uporządkowania spinów pojawia się wektor namagnesowania próbki
- Dochodzi do uzgodnienia częstotliwości ruchu precesyjnego, ale nie fazy.

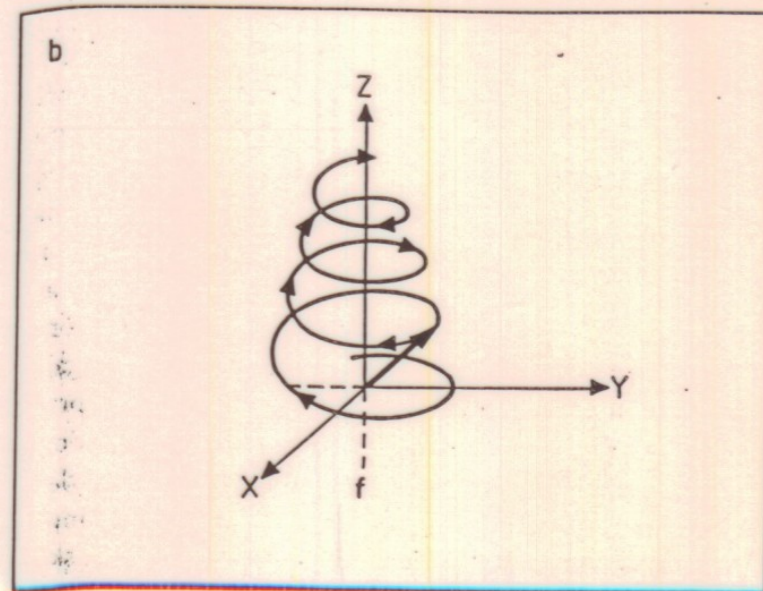
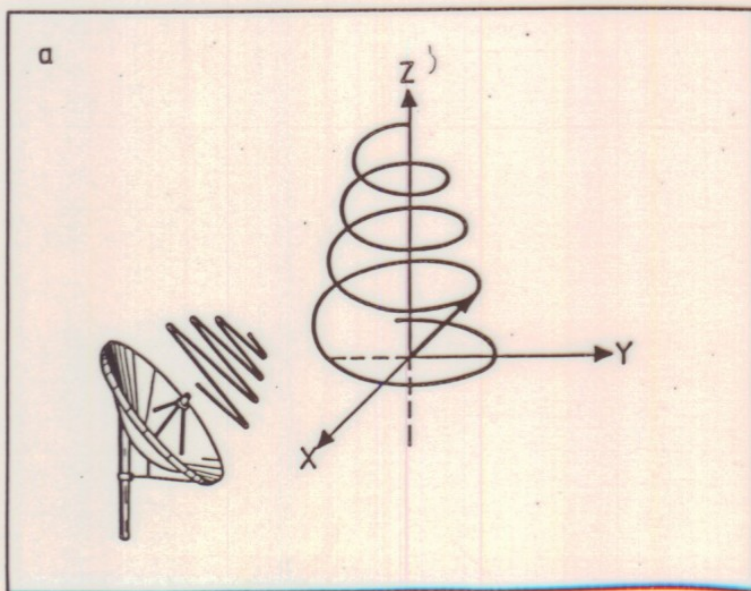


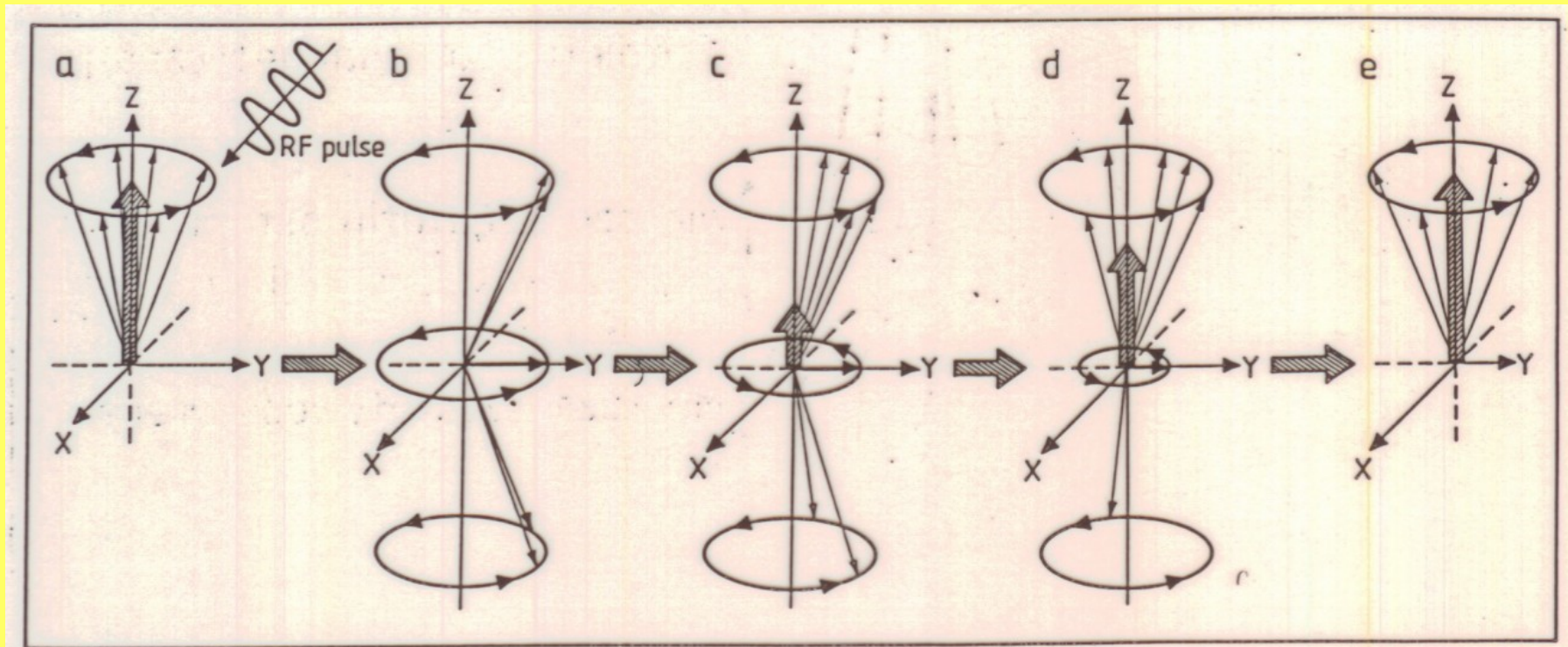
Impulsy RF

- Przy użyciu specjalnej cewki wysyłamy fale radiowe (*radio frequency, RF impulse*) w kierunku badanego obiektu
 - Zakres częstotliwości radiowych: kilka ... kilkadziesiąt MHz,
 - Impuls RF jest emitowany przez specjalną cewkę.
 - RF to fala elektromagnetyczna
- Protony pochłaniają energię fali RF i wpadają w **rezonans**
- W konsekwencji pojawia się dodatkowe zmienne pole magnetyczne prostopadłe do głównego.
- Zależnie od natężenia sygnału oraz czasu jego trwania spiny protonów odchylają się o pewien kąt
- Impuls powodujący odchylenie o α nazywa się *impulsem α* .
- Precyzyjniej: Występują dwa zjawiska:
 - odchylenie
 - przechodzenie na wyższy poziom energetyczny (zmiana zwrotu o 180°).

Odpowiedź

- Po zakończeniu nadawania impulsu RF protony wracają do stanu początkowego, wypromieniowując energię, którą pozyskały, w postaci sygnału swobodnej relaksacji (FID, *free induction decay*).
- FID odbierany jest przez antenę (dodatkową lub tę samą cewkę która wyemitowała RF).
- Charakterystyka sygnału FID zależy od gęstości rezonujących protonów, czyli od charakterystyki ośrodka (fizycznej, chemicznej, ruchu).





Dwa typy relaksacji (FID)

Relaksacja = zanikanie sygnału po odjęciu „wymuszenia”

- spin-siatka (relaksacja podłużna, stała czasowa T1); Powrót protonów do stanu równowagi; przebieg wykładniczy.

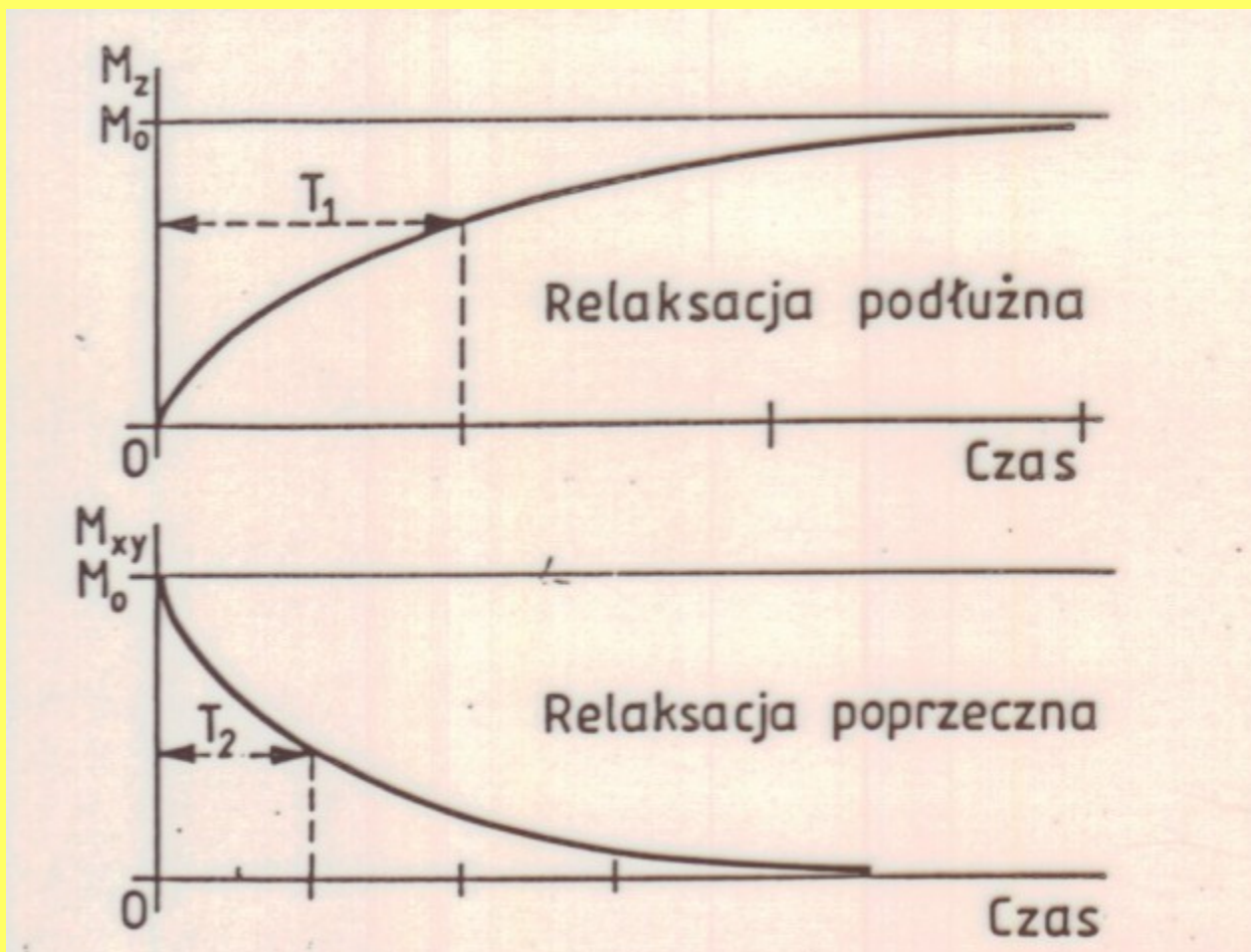
$$M_z = M_0 \exp\left(1 - \frac{t}{T_1}\right)$$

czyli: T1 to czas, po jakim wektor Mz osiąga 63% uprzedniej wartości.

- spin-spin (relaksacja poprzeczna, stała czasowa T2); Wynikają z *wzajemnego* oddziaływania momentów magnetycznych sąsiednich protonów. Synchroniczność ruchu protonów zanika ze stałą czasową T2.

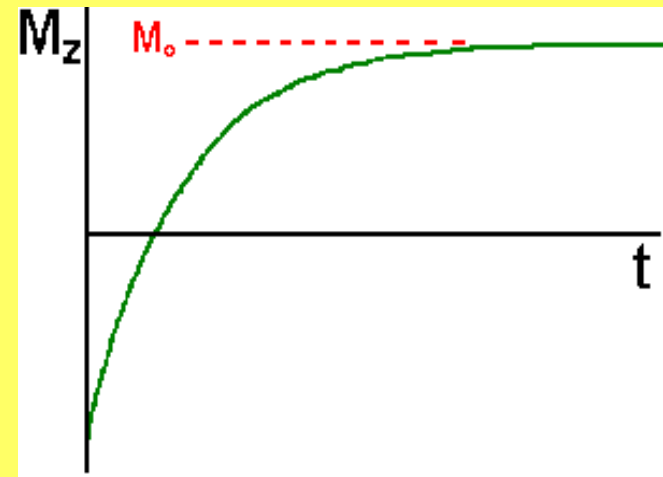
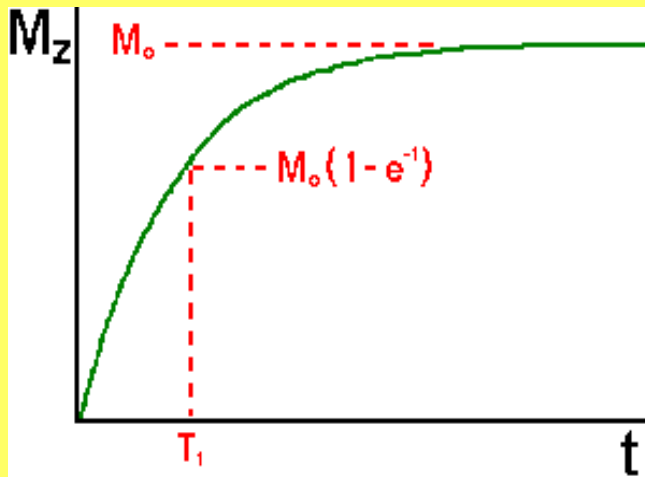
$$M_{xy} = M_0 \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right)$$

czyli: T2 to czas, po jakim wektor Mz spada o 36%.



T1 (impuls 90°)

T1 (impuls 180°)



Stałe relaksacji T1 i T2

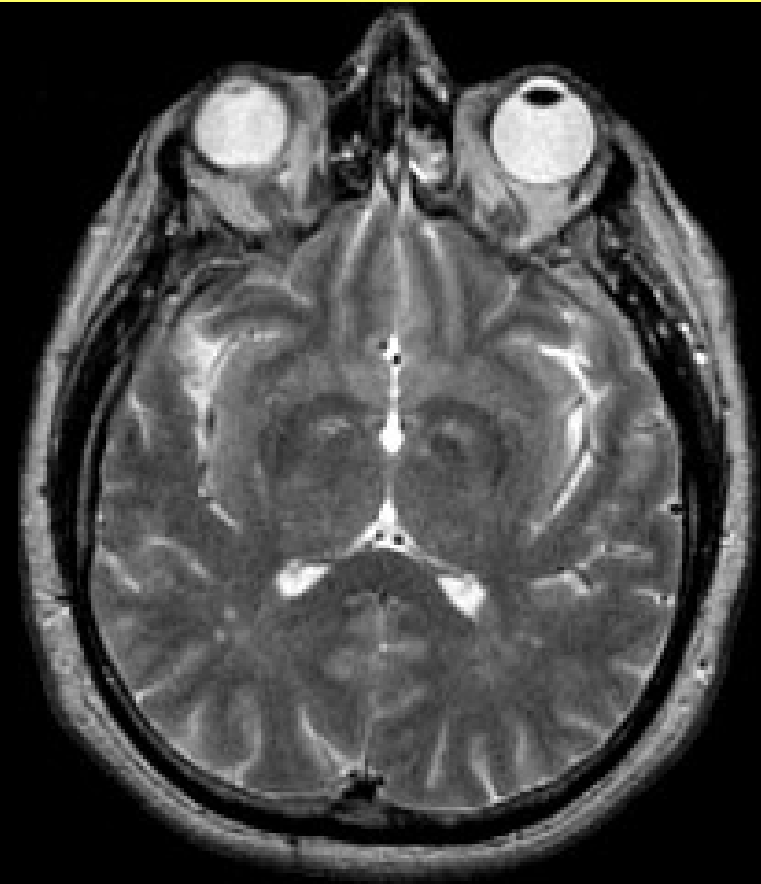
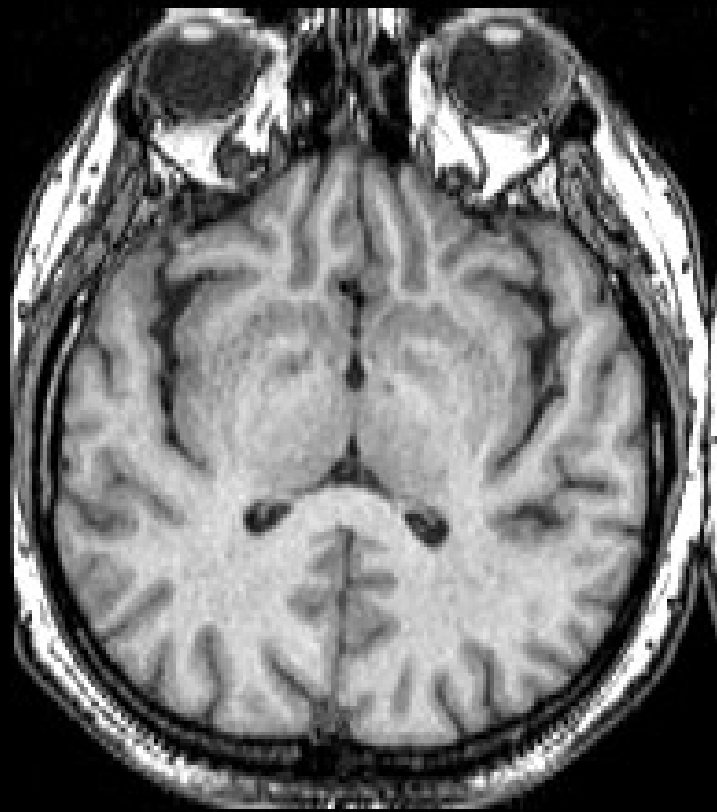
Czasy T1 i T2 są bezpośrednio powiązane z właściwościami fizykochemicznymi tkanek.

- T1: Tym większy, im większa zawartość wody, a mała liczba makrocząsteczek biologicznych w badanym środowisku.
- T2: Im bardziej przypadkowe ruchy cząsteczek, tym dłuższy, dla (np. woda); krótki dla np. tkanka tłuszczowa. (ruchliwość cząsteczek osłabia ich wzajemne oddziaływania).
- Czyli: T1 i T2 zależą od powinowactwa cząsteczki wody do struktur komórkowych.
- Nie zależą od siebie; z reguły $T2 < T1$.
- W organizmie: dwa typy protonów wody: wolne i wchodzące w skład makromolekuł.
- Zmiany fizjologiczne i patologiczne $\Rightarrow$ zmiany ilości wody oraz zmiany jej wiązania z innymi cząsteczkami $\Rightarrow$ zmiany T1 lub T2 lub obu (z reguły większe $\Rightarrow$ jaśniejsze)

Przykład

T1

T2

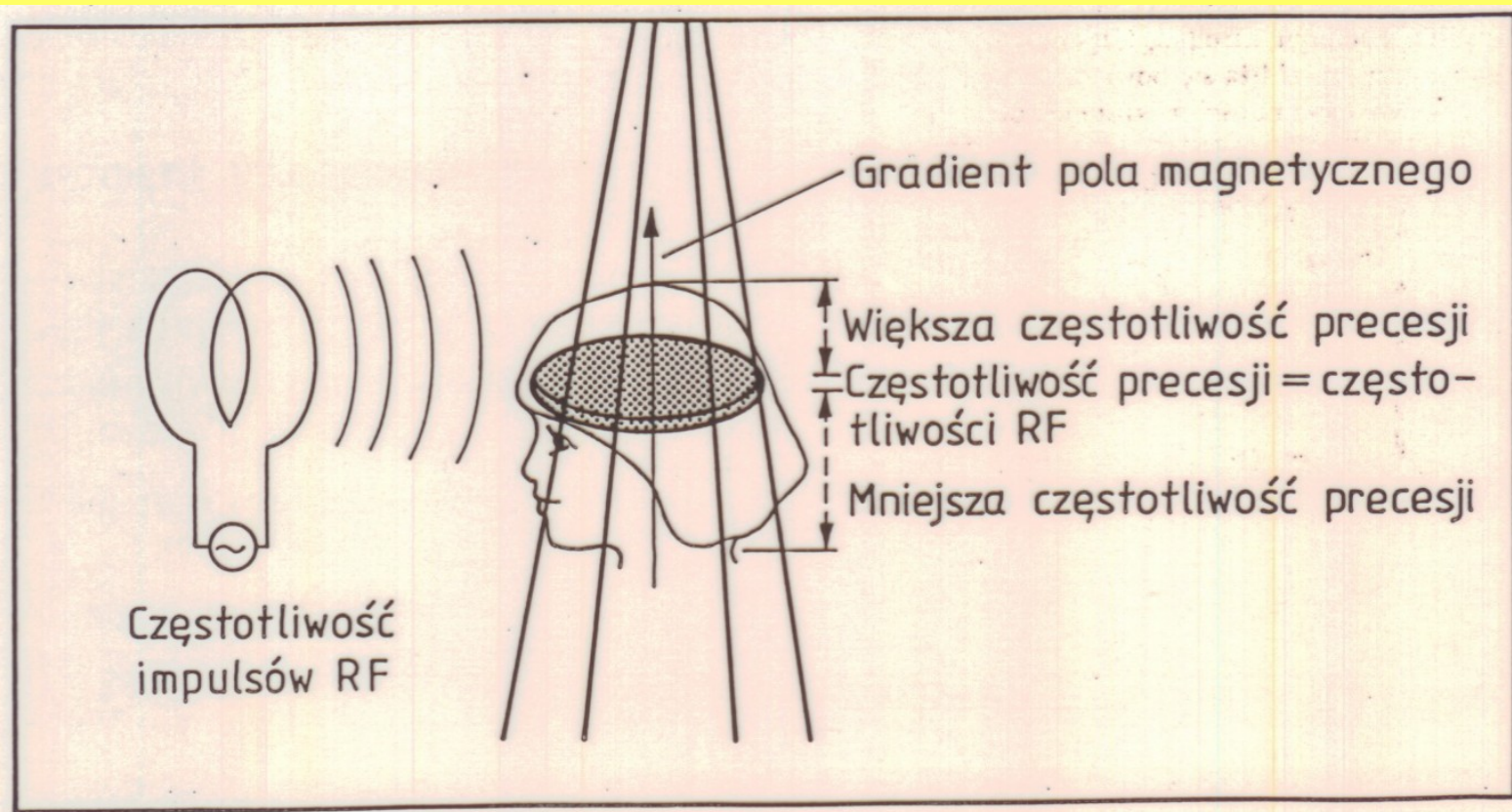


Jak dowiedzieć się, skąd pochodzi sygnał FID?

- Gdyby na powyższym poprzestać, protony „gadałyby jeden przez drugiego” i nie dało by się takiego sygnału przeanalizować.
- Czyli znów pytanie: jak dokonać **rekonstrukcji** obrazu?
- Wprowadzenie 3 dodatkowych cewek, tzw. gradientowych, skojarzonych z osiami X, Y i Z.
- Generują pole stałe w czasie, ale o **indukcji zmieniającej się liniowo w badanej przestrzeni** (czyli **pole gradientowe**; tzw. readout (odczytujący) gradient).
 - Tzw. **slice selection gradient**
- Zgodnie z wz. Larmora, protony w różnych miejscach będą wymagały RF o różnej częstotliwości rezonansowej
- Stąd: RF nadawany jest we względnie szerokim paśmie.

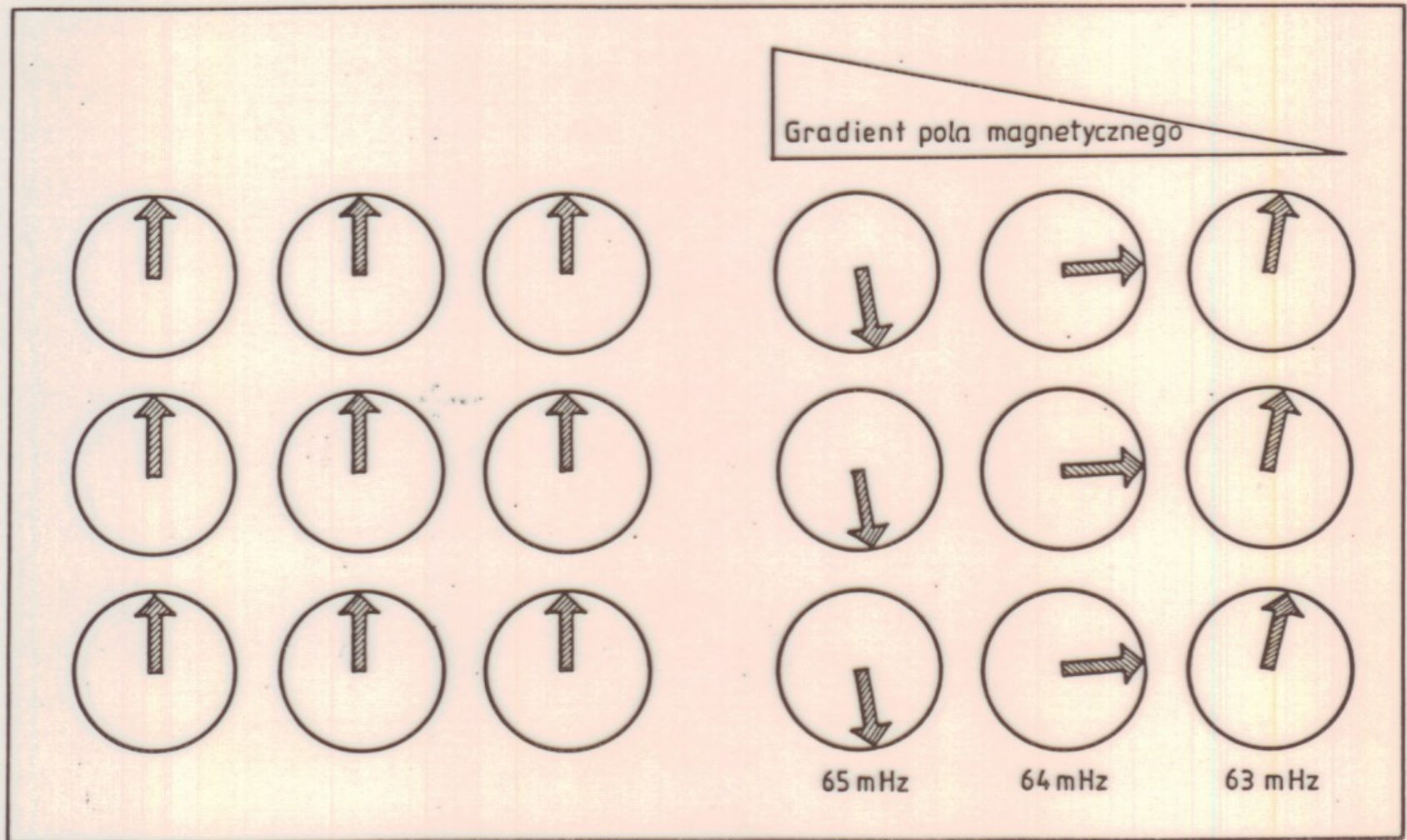
Odpowiedź

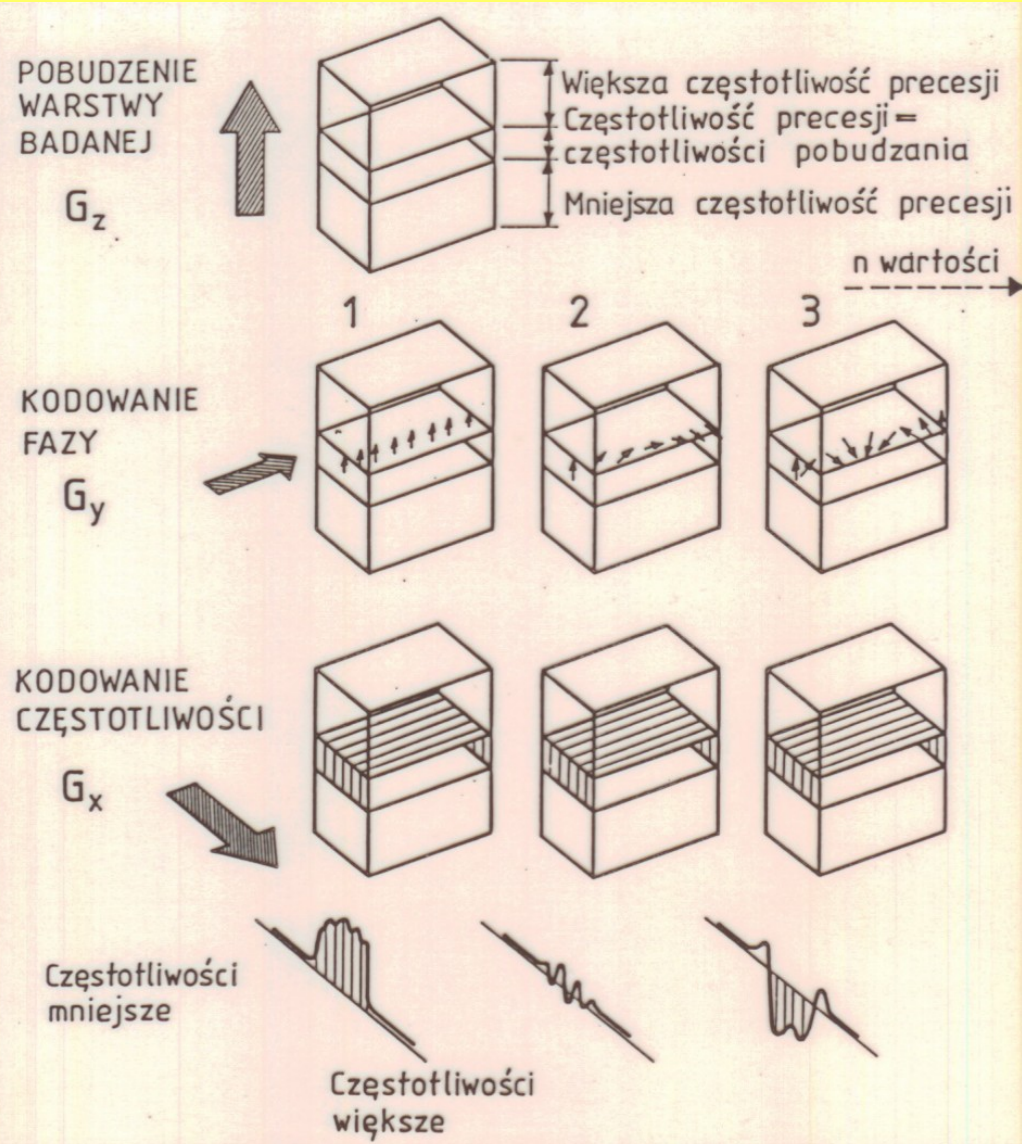
- Odpowiadają (FIDem) tylko protony w warstwie materiału badanego której częstotliwość rezonansowa odpowiada częstotliwości sygnału.
- Mamy zatem informację o tym, z której warstwy pochodzi sygnał (pozycja na osi Z)

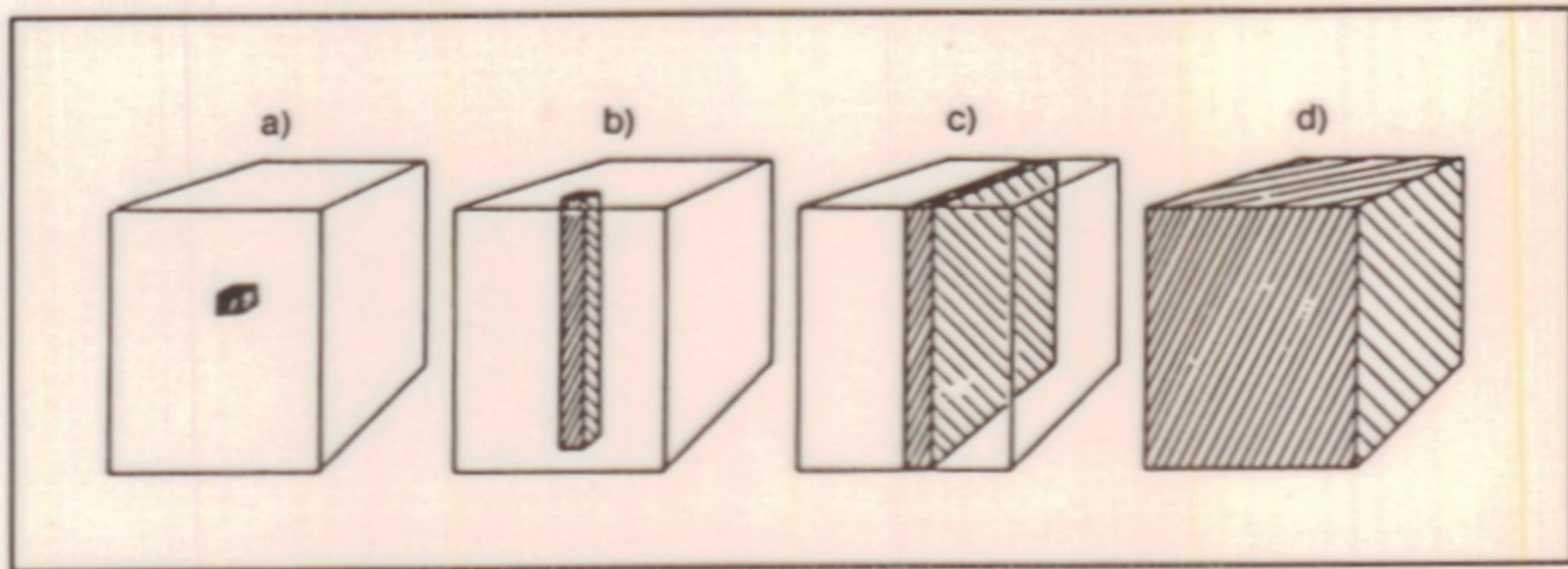


Co z pozostałymi wymiarami?

- Przygotowawczy *phase encoding gradient impuls*, na osi Y
- Włączany na chwilę powoduje przesunięcie precesji **w fazie**







Charakterystyka procesu

- Wieloaspektowe wykorzystanie FFT
- *Multislice imaging*:
 - Przed akwizycją kolejnego obrazu trzeba odczekać aż magnetyzacja spadnie do pewnego minimalnego poziomu.
 - Idea: wykorzystać ten czas na przeprowadzenie sekwencji w innej warstwie na osi Z (*multisclice*).

Praktyka

- Wiele zależy od doboru parametrów sekwencji
 - Badanie MRI jest wysoce parametryzowalne
- Obrazów MRI nie warto zazwyczaj poddawać dalej jakiemuś wyrafinowanemu przetwarzaniu, bo to samo (lub więcej) można osiągnąć samym obrazowaniem.
- Zatem: Obrazy MRI są w pewnym sensie same w sobie „wielomodalne”, tj. jeden punkt może być opisany wieloma parametrami.

Sekwencje impulsów

W praktyce nie stosuje się pojedynczych impulsów lecz ich sekwencje. Jest to podstawowy sposób sterowania pracą MRI.

Parametry określające sekwencje:

- TR – czas repetycji (sygnału 90° ; bo taki (lub mniejszy) musi być zawsze obecny w sekwencji, jako że zmian pola magnetycznego wzdłuż osi Z nie da się rejestrować)
- TE – time to echo

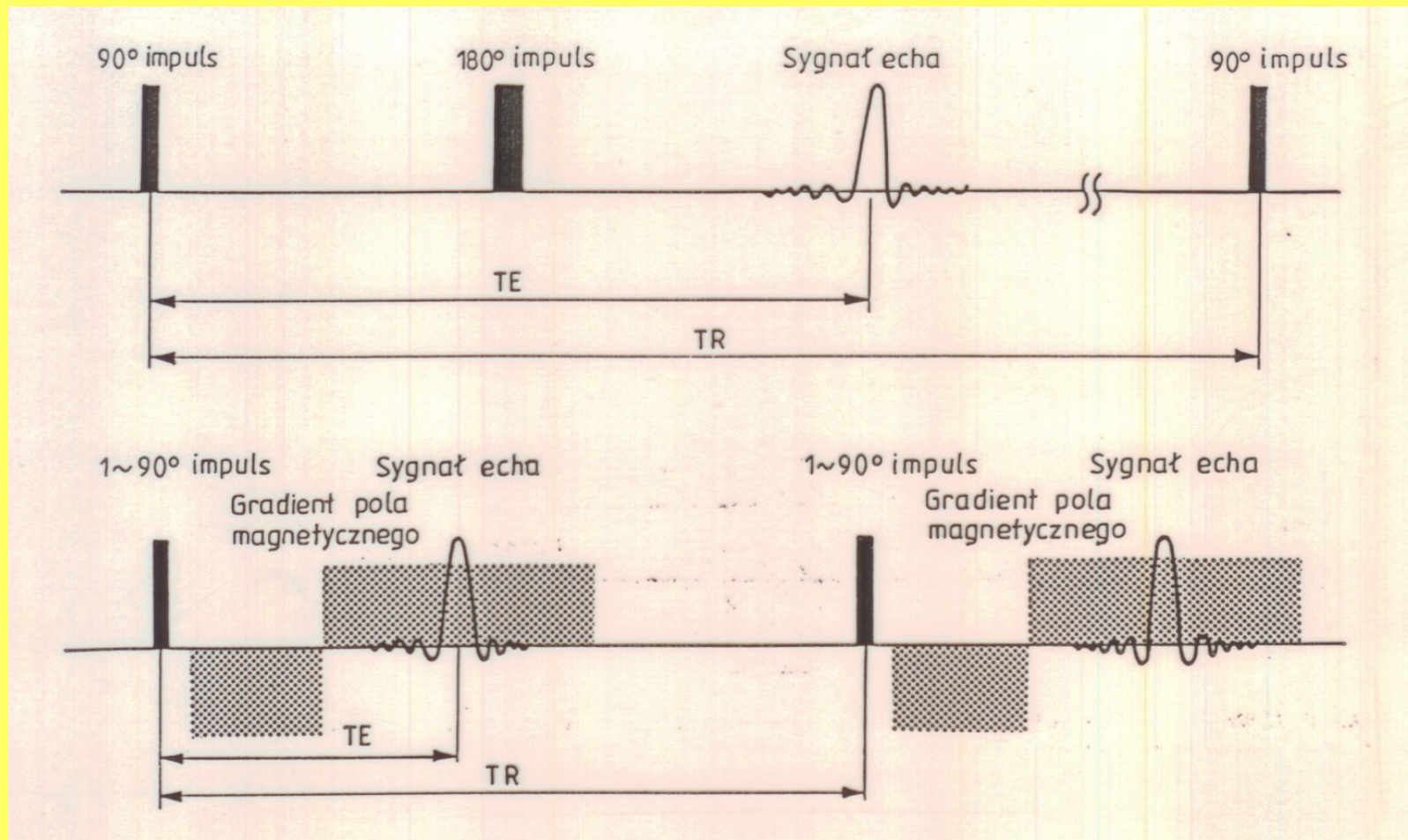
Dobierając T1 i T2 można lepiej wyodrębnić poszukiwane struktury w obrazie.

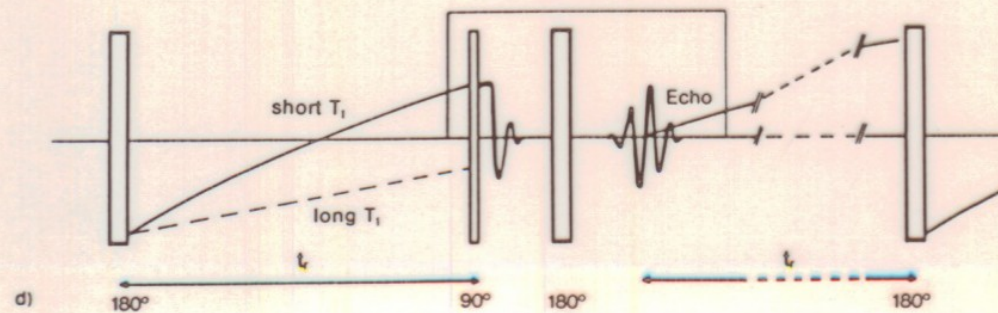
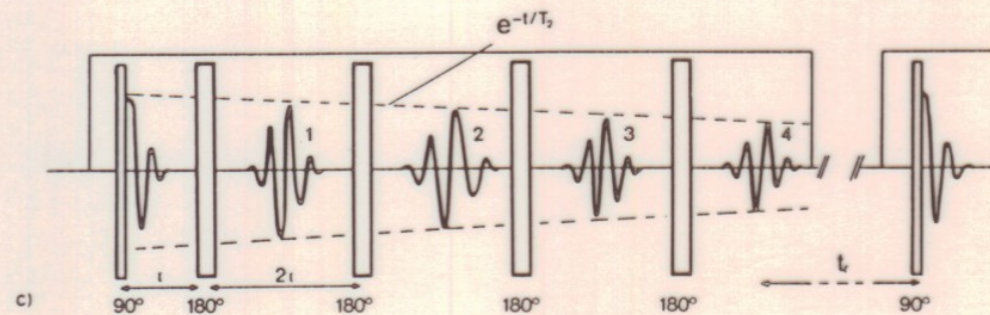
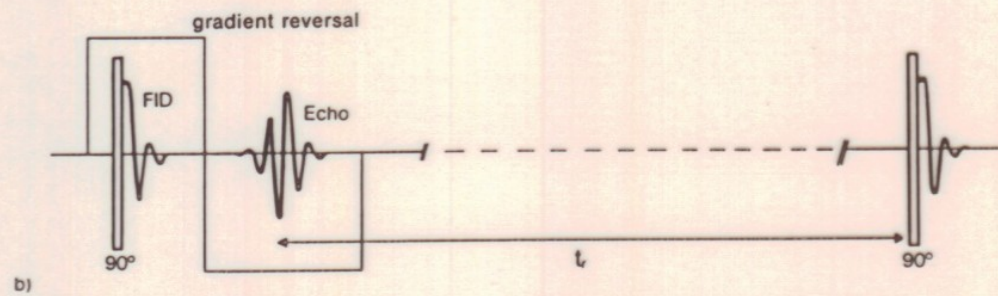
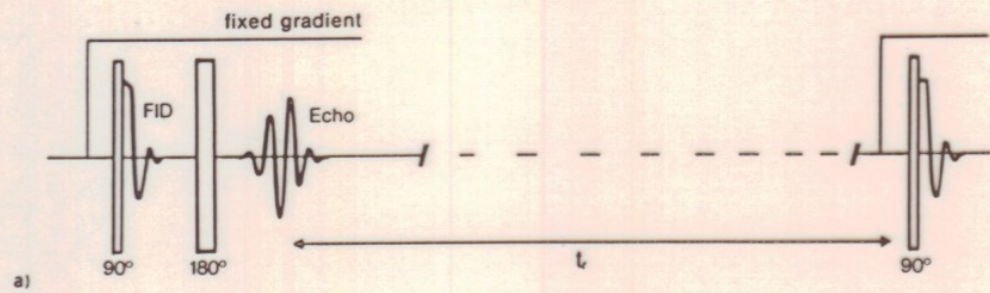
- Krótki TR i TE: obraz z przewagą T1
- Długi TR i TE: obraz z przewagą T2

Typowe sekwencje stosowane w praktyce:

- Sekwencja echa spinowego (SE) (Para impulsów 90° i 180°)
- Sekwencja echa gradientowego
- Sekwencja multiecho
- Sekwencja zaniku inwersji (*inversion recovery*)

Wybrane sekwencje





Parametry techniczne

... decydujące o charakterze otrzymanego obrazu:

- wielkość pola magnetycznego
- częstotliwość impulsu (zakłócającego), tzw. czas repetycji.
- liczba uśrednień, z których powstaje obraz.
- rozdzielczość w warstwie
- grubość warstwy
- odległość między warstwami

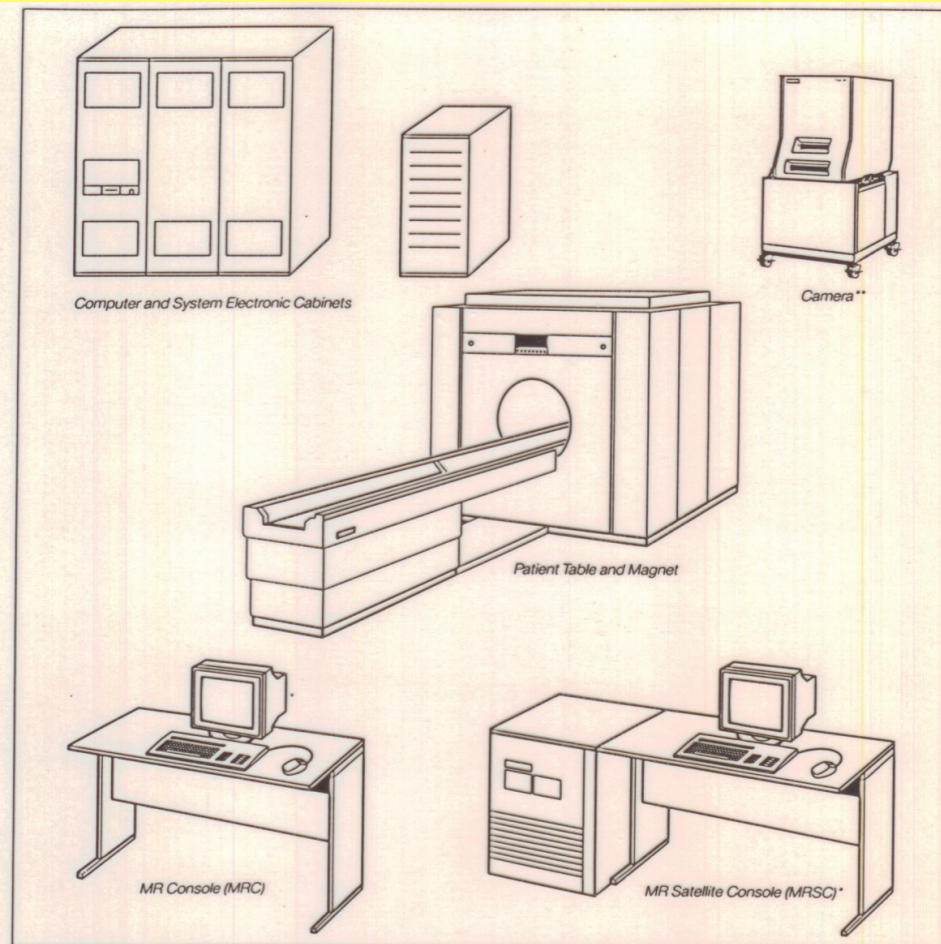
Przetargi pomiędzy parametrami:

- zwiększenie rozdzielczości => zmniejszenie voxela => gorszy stosunek S/N
- pogrubienie warstwy => lepszy S/N, ale efekt nakładania się warstw

Techniczna realizacja tomografii MRI

Przykładowy tomograf MRI

- MAGNETOM Impact (SIEMENS)
 - Whole Body MR Imaging System



Podstawowe komponenty

- magnes nadprzewodzący niobowo-tytanowy
 - chłodzony dwustopniowo ciekłym helem (1250l), temp. 4.2K (-269C)
 - działa 24h/dobę
 - utrzymywany stały prąd ok.. 500-600A
 - średnica 90cm, dł. 190cm, masa ok. 5t
 - dziennie odparowuje ok. 0.1% dziennie, konieczność uzupełniania 500l co pół roku
- nadajnik fal radiowych ~42MHz, max. 10kW; filtry dolnoprzepustowe; + anteny (na zewnątrz magnesu)
- różne cewki do poszczególnych badań
- moduł sterowania: cewkami gradientowymi, magnesem, nadajnikiem
- „zmotoryzowany” stół diagnostyczny
- kamera (naświetlarka)
- kamery telewizji przemysłowej do nadzorowania trudno dostępnych elementów
- konsole sterujące

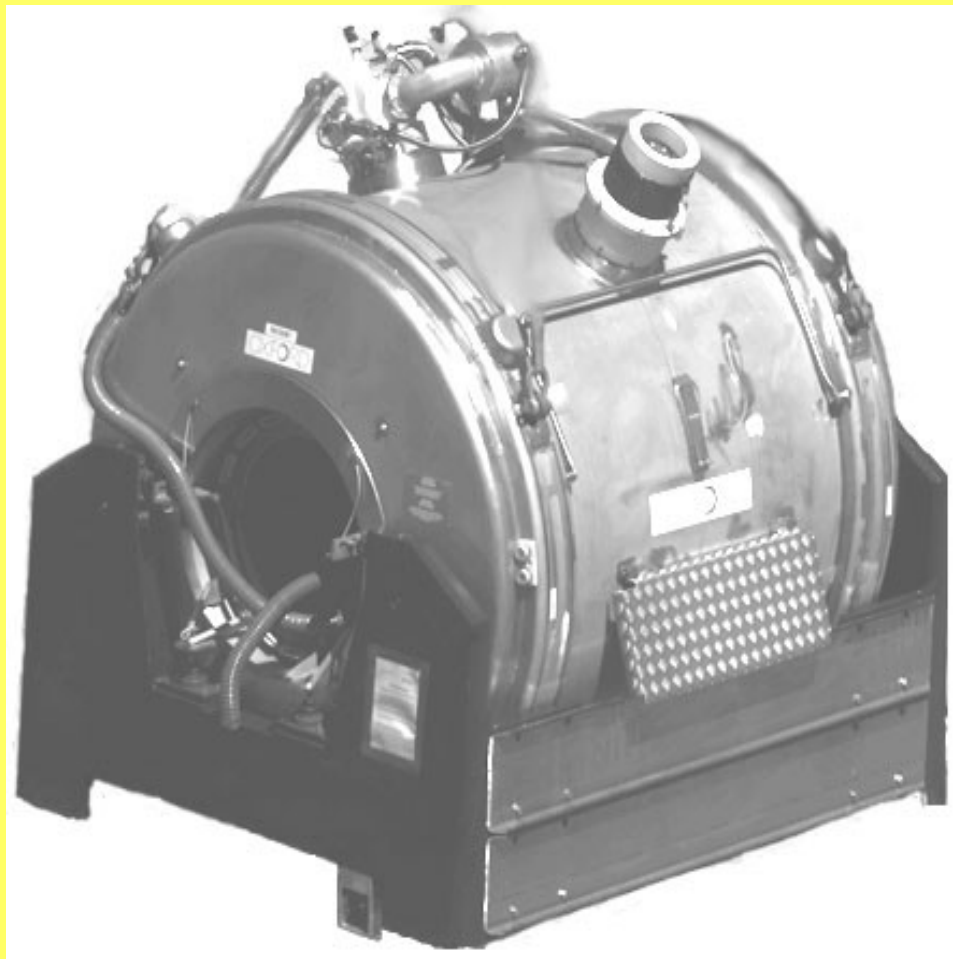
Wygląd (inny model tom. MRI)



Estetyczne MRI :)



Magnes nadprzewodzący



Cewka radiowa (RF)



Cewka gradientowego pola magnetycznego



Mobilny skaner MRI



Wymagania i możliwości techniczne

- Wymagana wysoka jednorodność pola magnetycznego ($<3\text{ppm}$)
- Minimalna grubość warstwy: $\sim 1\text{mm}$
- Płaszczyzny cięć: sagitalna, strzałkowa, koronalna, etc.
- Możliwość jednoczesnego monitorowania pulsu, EKG, respiracji; przycisk wezwania pielęgniarki dla pacjenta; komunikacja interkomem z operatorem; interfejs dla „muzyki w tle” (!)

Właściwości

- indukcja pola magnetycznego: $\sim 1\text{T}$
- pole „odczuwalne” przy odl. 1..2m (zależnie od kierunku);
- bezpieczne dla stymulatorów (*pacemaker*) jest 0.5mT, odległość ok. 2m

Izolacja

- Fal radiowych (izolacja dwukierunkowa): folia miedziana
- Pola magnetycznego (jednokierunkowa):
 - pola magnetycznego zasadniczo nie da się izolować, stąd:
 - kompensowanie nadprzewodzącymi przeciwcewkami

Oprogramowanie

- Głównie wizualizacja, bez przetwarzania
- Specyficzny kursor pokazujący płaszczyznę cięcia (przesuwanie, obracanie)
- Możliwość wyświetlania dynamicznego, „obiegania” oglądanego obiektu wokół
- Predefiniowane sekwencje „cięć”, z ustalonymi T1 i T2 (kilkaset sekwencji), w tym:
 - sekwencje zgrubne (na początku badania)
 - sekwencje szczegółowe (np. 60 warstw na 4cm)
- Wizualizacja przestrzenna (badania angiograficzne)

Wykorzystanie

- Tomograf MRI zazwyczaj obsługuje technik diagnostyk
 - decyduje m.in.. które przekroje zachować na dysku/załączyć do dokumentacji
 - natychmiastowa konsultacja lekarza tylko w przypadku stwierdzenia nieoczekiwanych zmian
 - diagnozowanie: lekarze radiolodzy
- Wykorzystanie: diagnostyka:
 - OUN (w tym rdzeń kręgowy)
 - układu kostnego
 - układu naczyniowego
 - stosuje się środki cieniujące (nie tylko dla badań układu naczyniowego, także np. dla badania unaczynienia guzów)
- 20..30 badań/dobę; 2 zmiany => ok. 5000 badań/rok
- Koszty:
 - 3 mln PLN (1992)
 - setki tys. zł rocznie za gotowość serwisową (nie licząc materiałów i robocizny)

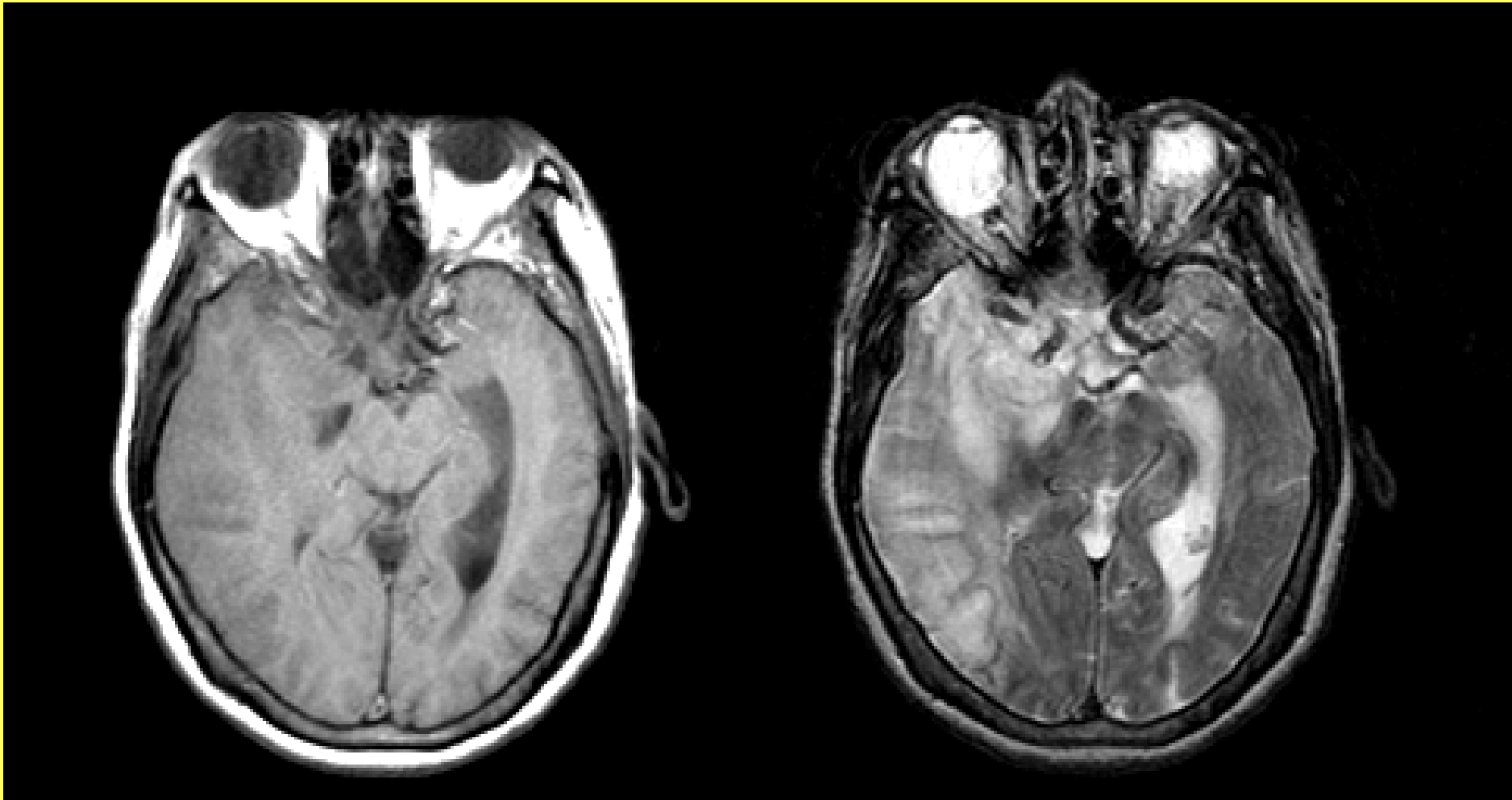
Uzyskiwane obrazy

- Obrazują strukturę **fizykochemiczną próbki.**
- W najprostszym ujęciu: obraz jest dwukanałowy (czasy T1 i T2 dla każdego pixela/voxela)
- Więcej: manipulując charakterystyką sygnałów RF oraz ich sekwencji można „wyciągnąć” różną informację o badanym materiale

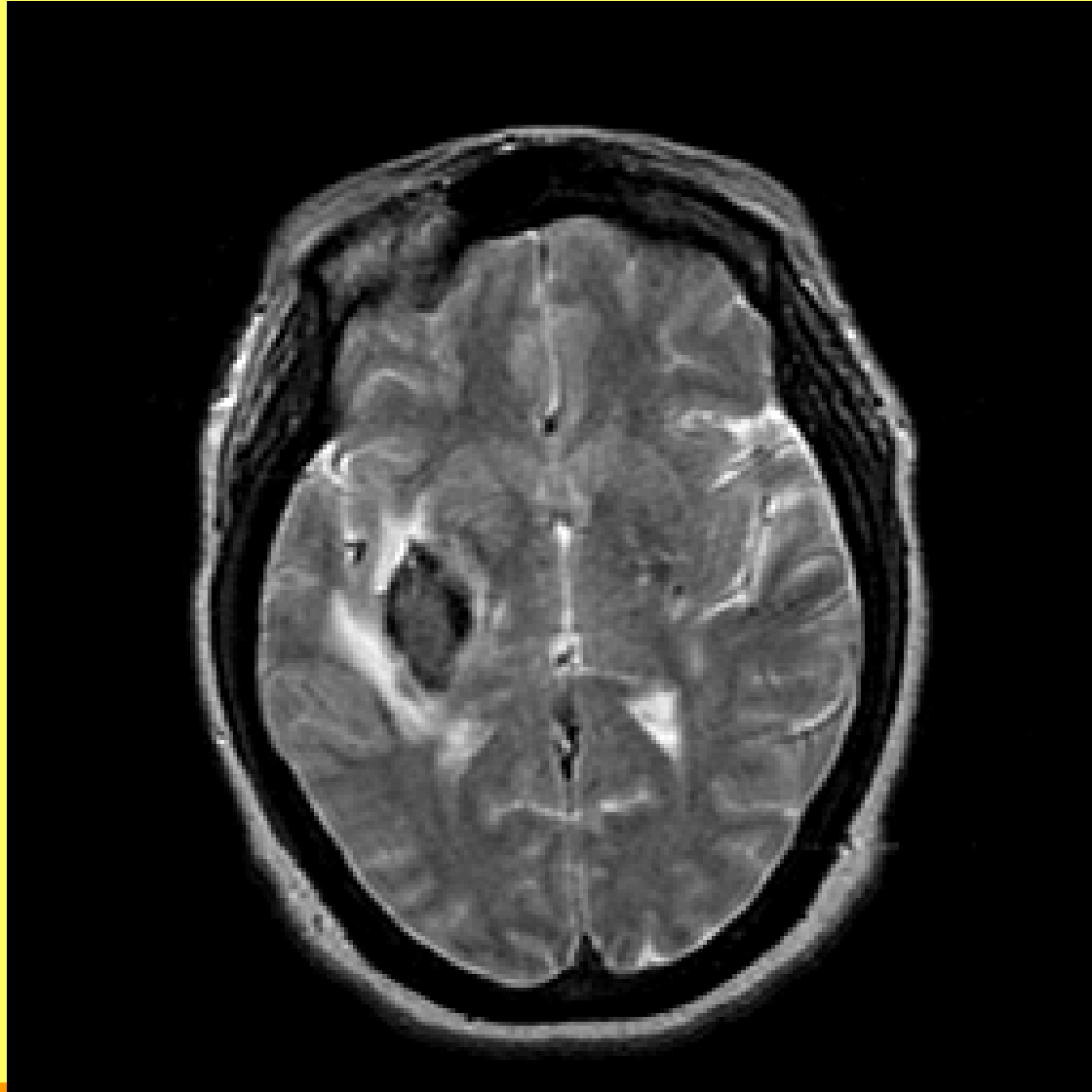
Przykład: wylew

T1

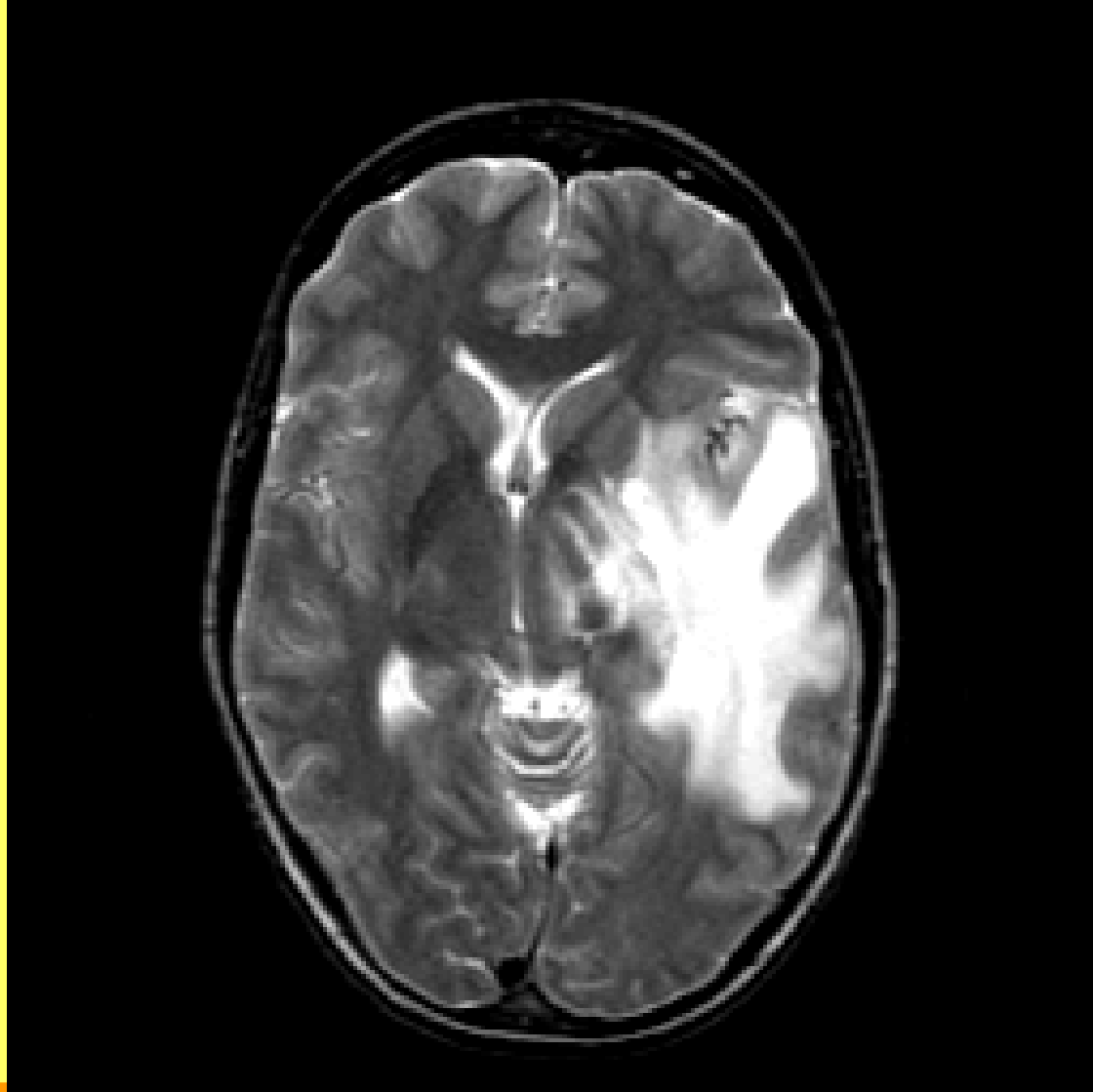
T2



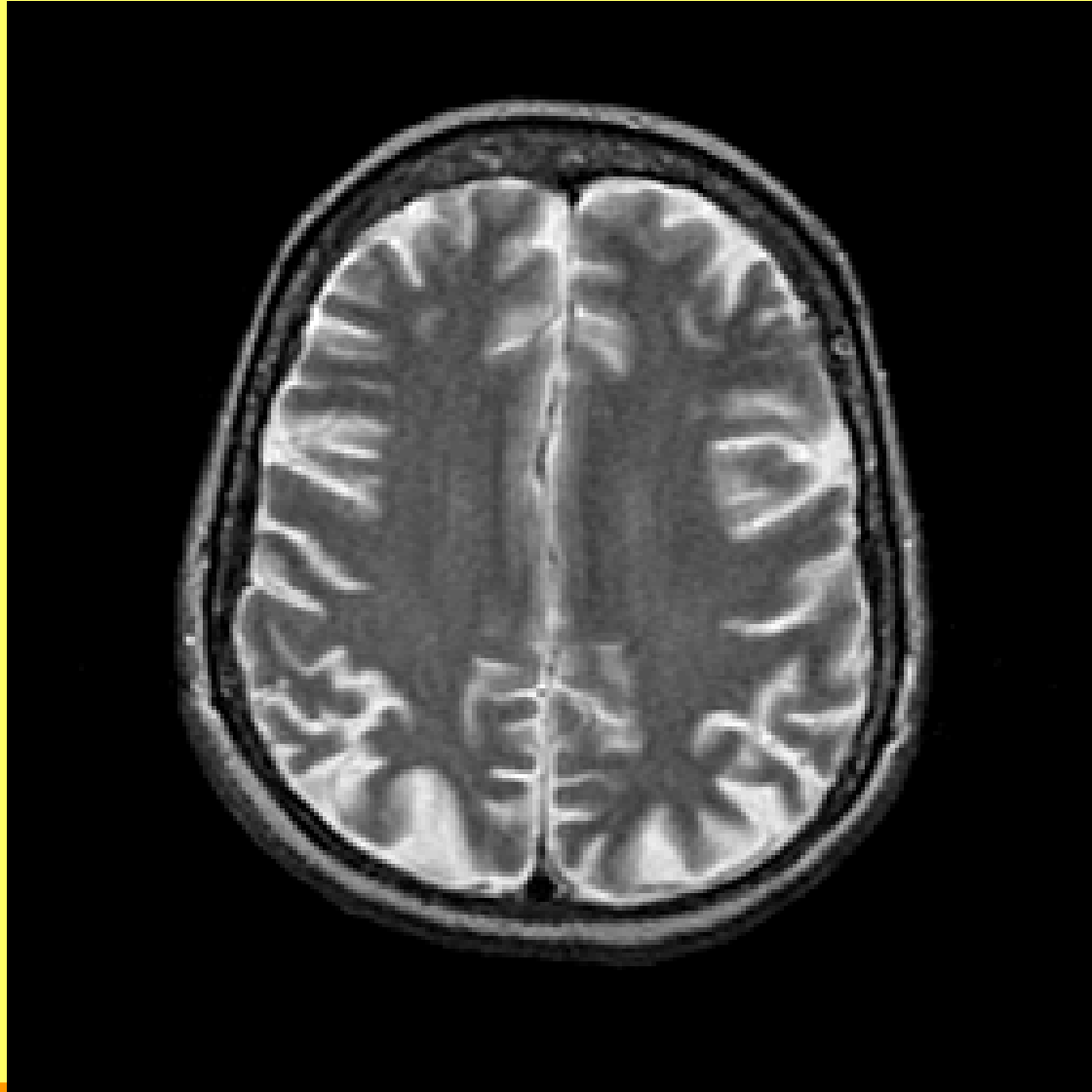
Przykład: krwiałak



Przykład: nowotwór



Przykład: choroba Alzheimera



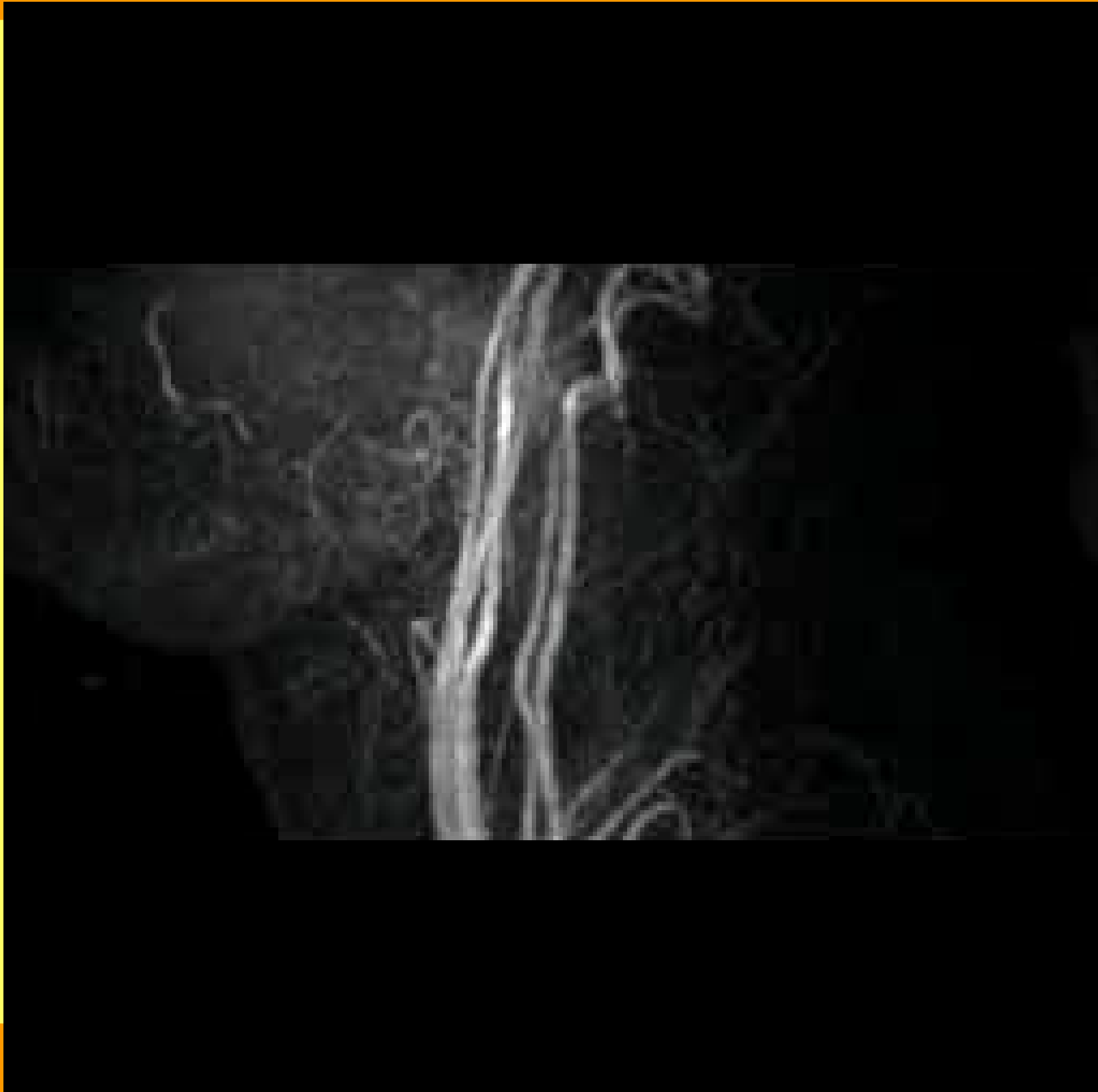
Przykład: stwardnienie rozsiane

T1

T2



Rekonstrukcja 3D, angiografia, tętnice szyjne



Więcej obrazów

- The Whole Brain Atlas:
<http://www.med.harvard.edu/AANLIB/home.html>

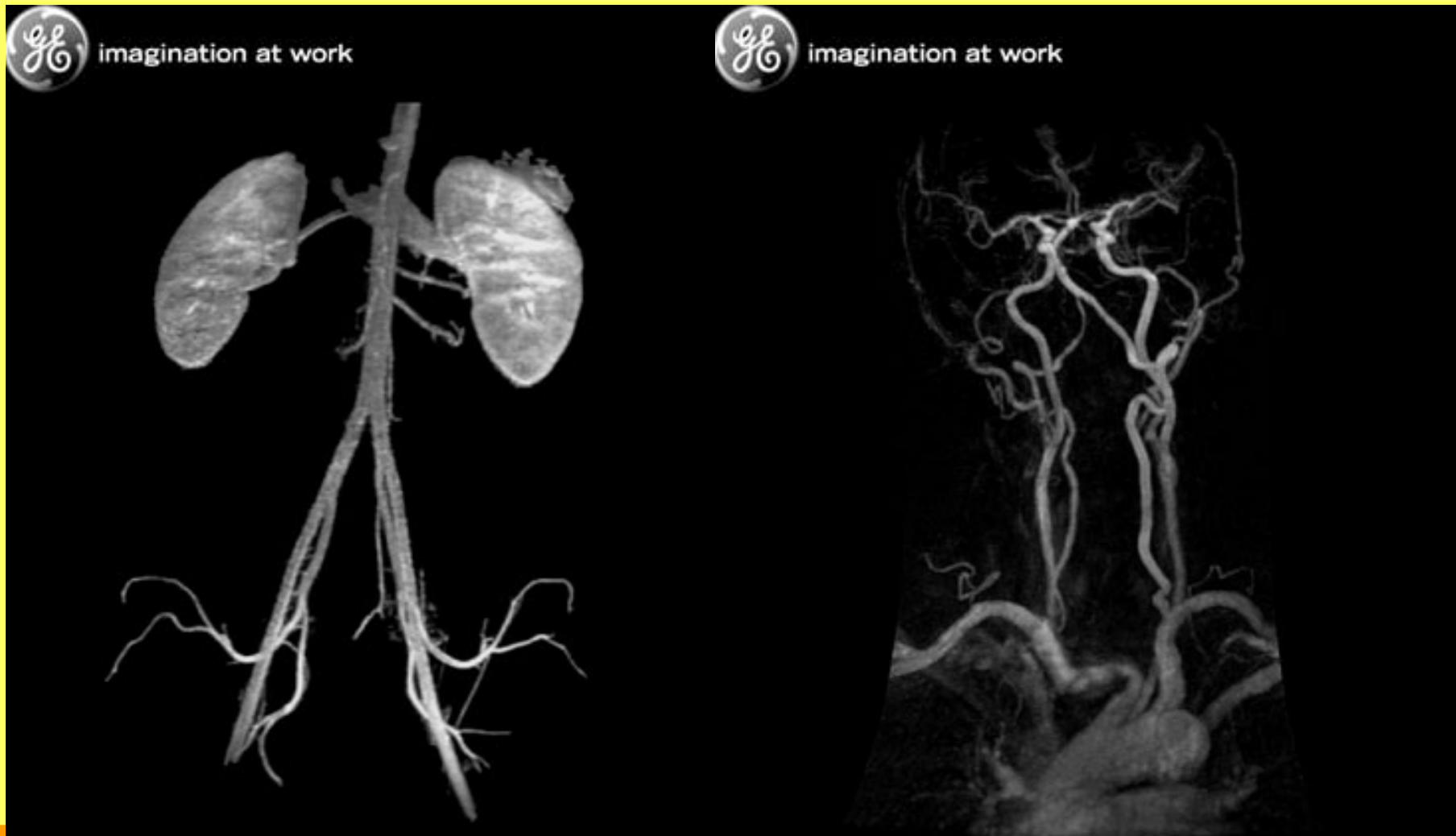
Typy tomografów MRI

Typy:

- *open field* < 1T
- *high field* 1..2 T
- *very high field* > 2T



Very high field MRI (GE Excite, 3T)



Very high field MRI (GE Excite, 3T)

Bark

Nadgarstek



Z punktu widzenia pacjenta

- Wbrew pozorom MRI może być (było) badaniem stresującym dla pacjenta:
 - typowy czas badania: kilka min. do ½h , nawet 1h
 - hałas, przy długim badaniu lokalne podwyższenie temperatury o 1..1.5°C, duszno, „słyszeć prąd” (nagłe zmiany pola magnetycznego, gwałtowne zmiany prądu) konieczność unieruchomienia, w niektórych badaniach konieczność wstrzymania oddechu na kilkadziesiąt sek.
 - 5-10% pacjentów ciężko przechodzi badanie
- środki zaradcze: => nauszniki;
- nowsze modele: magnes „otwarty”
- przeciwwskazania:
 - endoprotezy metalowe (teraz stosuje się głównie ceramiczne)
 - stymulatory serca
 - plomby amalgamatowe - OK

Ultrasonografia

Wprowadzenie

- Ultrasonografia, US, USG: ultradźwiękowe obrazy tomograficzne
- Bardzo popularna i wszechstronna, tania
- Stosowane w badaniach (m.in.): wątroby, pęcherzyka żółciowego i przewodów żółciowych, trzustki, śledziony, przewodu pokarmowego, naczyń krwionośnych jamy brzusznej, nerek, przestrzeni zaotrzewnowej, pęcherza moczowego, gruczołu krokowego, serca, sutka, mięśni i ścięgien, ginekologia, położnictwo
- Ogólna idea (techniczna realizacja tomografii w tej technice diagnostycznej):
 - pomiar czasu pomiędzy wyemitowaniem impulsu a powrotem fali odbitej => obliczenie odległości od przeszkody.

Historia USG: Medycyna

Protoplasta (w pewnym sensie): SONAR - *Sound Navigation and Ranging*
(dźwiękowa nawigacja i pomiar dystansu)

- 1942 - Karl T. Dussik po raz pierwszy użył reflektoskopu do wykrywania guzów mózgu.
- 1951 - pierwszy skaner obrazujący badane organy tzw. prezentacji dwuwymiarowej z modulacją jasności tzw. B-mode.
- 1954 - I. Edler i H. Hertz zbudowali pierwszy kardiologiczny skaner ultradźwiękowy pracujący w trybie M-mode , umożliwiając zobrazowanie ruchu zastawek serca.
- 1955 - S. Satomura i Y. Nimura przeprowadzili pierwszą analizę ruchu zastawek serca z wykorzystaniem efektu Dopplera.

Ultradźwięki

- Fale mechaniczne: wymagają elastycznego ośrodka do rozprzestrzeniania się
 - w wodzie i tkankach miękkich przeważają fale podłużne
 - w tkankach twardych (np. kości pojawiają się także fale poprzeczne)
- Częstotliwości stosowane w diag. medycznej: 1..18 MHz
 - Przetarg: niższe częstotliwości docierają do głębszych warstw ciała, ale dają gorszą rozdzielczość
- Prędkość rozchodzenia średnio ok. 1540 m/s
 - wątroba 1550 m/s
 - krew 1570 m/s
 - śledziona 1578 m/s
 - mięśnie wzdłuż włókien 1592 m/s
 - mięśnie w poprzek włókien 1610 m/s
- O prędkości decyduje *oporność akustyczna ośrodka*
 - powietrze 0.0004 kg/m²s
 - woda 1.48 kg/m²s
 - kości czaszki 48×10^{-6} kg/m²s

Oddziaływanie z tkankami

1) Odbicia

W prostym przypadku (dla fali padającej prostopadle do granicy dwóch ośrodków) część odbita od granicy dwóch ośrodków to:

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \frac{(z_1 - z_2)^2}{(z_1 + z_2)^2}$$

gdzie: z_1, z_2 – oporności akustyczne ośrodków

- dla tkanek miękkich R małe (bo $z_1 - z_2$ małe)
- dla granicy tkanka miękka – powietrze $R = 0.9989$, bo miękka $z = 10 + 6$, powietrze $z = 427 \text{ kg/m}^2\text{s}$
- Konsekwencje:
 - konieczność używania żeli
 - jelita i płuca uniemożliwiają obserwacje tkanek znajdujących się za nimi
 - podobnie „cień akustyczny” za tkanką kostną

Szczególne przypadki:

- Całkowite wewnętrzne odbicie (R zmienia się wraz ze zmianą kąta padania)
- Załamanie

Oddziaływanie z tkankami

2) Rozproszenie (opór akustyczny), absorpcja, tłumienie

- zachodzi, gdy przeszkoda mniejsza od długości fali
- występuje często w badaniach; wiele tkanek stanowi „matrycę” ośrodków rozpraszających
- istotne z diagnostycznego punktu widzenia: tkanki patologiczne mają inny charakter rozproszenia (opór akustyczny jest w znacznej mierze zdeterminowany kolagenem)

$$A=A_0 e^{-\alpha x}$$

- gdzie: A – amplituda, x – odległość od źródła, α – współczynnik absorpcji amplitudy
- Duże w tkankach (energia fali jest przekształcana w ciepło).
- Pojęcie grubości (warstwy) połówkowej: grubość tkanki powodująca spadek natężenia wiązki o połowę (-3dB)
- Rośnie wraz ze wzrostem częstotliwości

Wytwarzanie ultradźwięków

Wykorzystanie zjawiska piezoelektryczności:

- Zjawisko piezoelektryczne:
Wytwarzanie potencjału elektrycznego przy mechanicznym oddziaływaniu na kryształ
- Odwrotne zjawisko piezoelektryczne:
Bezpośrednie przekształcenie potencjału elektrycznego w drgania mechaniczne

Wytwarzanie ultradźwięków

Przetworniki

- dysk z materiału piezoelektrycznego o średnicy 1-2 cm (lub wiele elementów)
- piezoelektryki: materiały krystaliczne: kwarc (klasyczny), wypierany przez syntetyki: tytanian baru, cyrkonian ołowiu, tytanian ołowiu.
- rolę elektrod pełnią metalizowane powierzchnie piezoelektryka
- odgrywa jednocześnie rolę nadajnika i odbiornika
- grubość równa połowie długości fali w tym materiale (piezoelektryku) przy częstotliwości, w której zaplanowano pracę urządzenia $\Rightarrow$ rezonans (największe zmiany grubości przetwornika)
- za przetwornikiem: gruba warstwa materiału tłumiącego: umożliwia emitowanie bardzo krótkich impulsów, co polepsza zdolność rozdzielczą osiową całego systemu
- przed przetwornikiem: warstwa dopasowująca (umożliwia dopasowanie i przekazanie fali do ciała pacjenta, grubość z reguły $\lambda/4$).

Ogniskowanie wiązki

Stosuje się w celu

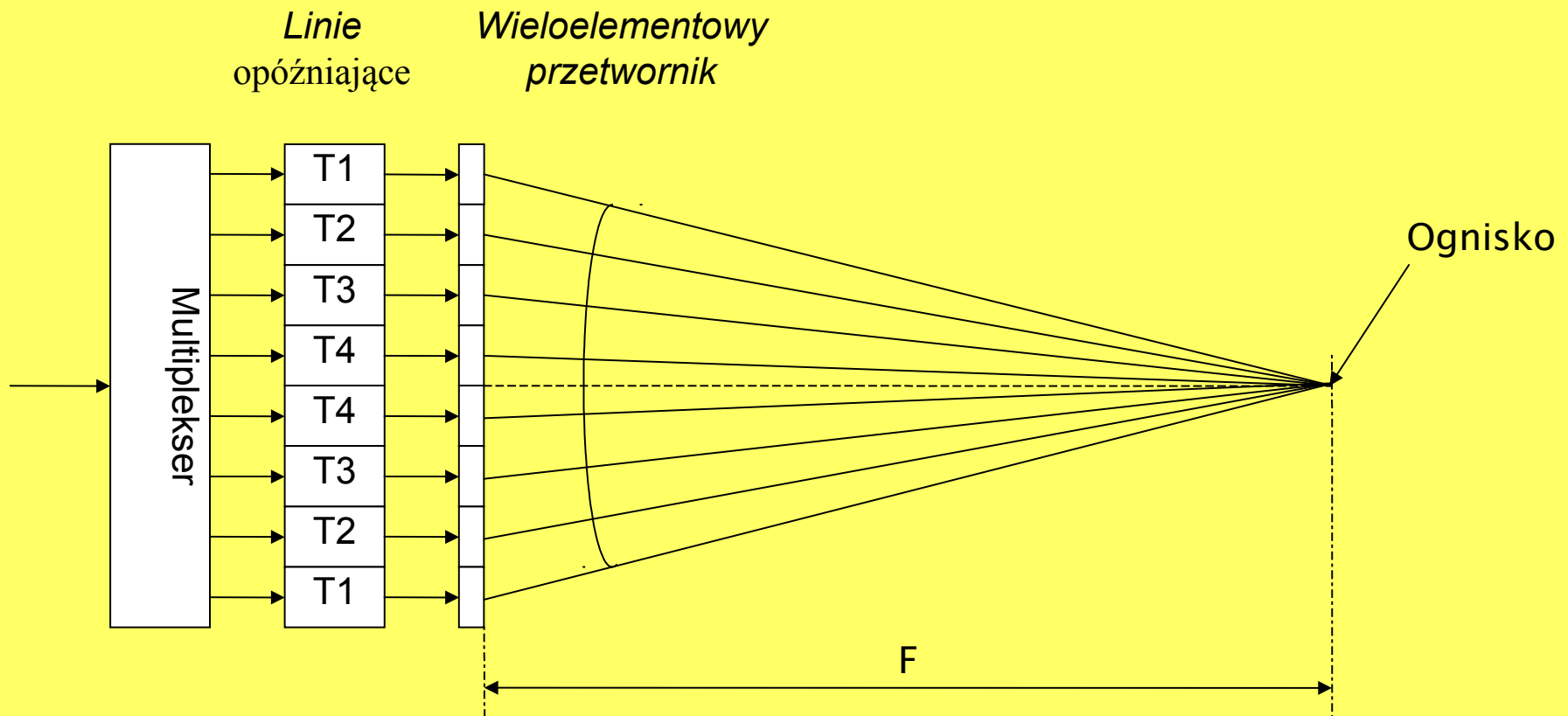
- polepszenia jakości odwzorowania w tzw. polu bliskim (wynika ze specyfiki rozchodzenia się fal generowanych przez przetwornik)
- polepszenia kątowej zdolności rozdzielczej

Techniki ogniskowania:

- **mechaniczne**: za pomocą soczewek i zwierciadeł akustycznych
 - wada: powoduje ogniskowanie wiązki w jednym punkcie, podczas gdy w diagnostyce pożądana jest możliwość obserwacji większych obiektów $\Rightarrow$ pożądane ogniskowanie w całym polu widzenia
 - stosowane w starszych generacjach urządzeń
- **elektroniczne** (dla przetworników wieloelementowych) umożliwia zmianę ogniskowej w obrębie całego pola widzenia
 - przetworniki w kształcie koncentrycznych pierścieni (lub uszeregowane liniowo)
 - linie opóźniające nadawanie i odbiór impulsów $\Rightarrow$ umożliwia zmianę ogniskowej
 - nowsze generacje

Elektroniczne ogniskowanie wiązki

- Tzw. *phased array*



Zdolność rozdzielcza

- **Osiowa** zdolność rozdzielcza:
 - dotyczy rozróżniania dwóch punktów leżących na osi wiązki (odwrotność najmniejszej odległości dwóch punktów widzianych jeszcze oddzielnie)
 - zależy od długości trwania impulsu ultradźwiękowego (im krótszy, tym większa; tłumienie!) oraz od częstotliwości (im wyższa, tym większa)
- Zdolność rozdzielczość **boczna** (kątowna)
 - zależy od szerokości wiązki ultradźwiękowej (dla przetwornika ogniskującego najlepsza w rejonie ogniska)
- Sumarycznie obie rozdzielczości przedstawia się jako tzw. komórkę zdolności rozdzielczej

Skutki uboczne

- Efekty termiczne
- Kawitacje (ruchy submikroskopowych pęcherzyków powietrza w cieczy w polu akustycznym)
 - uszkodzanie struktur komórkowych
 - utrudnianie przepływu krwi
 - utrudnianie transportu (przepuszczalności) błon komórkowych
- Szczególne zagrożenie: okres prenatalny (głównie uszkodzenia OUN)

Typy aparatów USG

- okulistyczne
- dopplerowskie
- kardiologiczne
- położnicze
- naczyń obwodowych
- duża szybkość badania: duża: 50-70 pacjentów w czasie 8h pracy

F8

C9-4/Abd Renal

FR 28Hz

RS

Z 1.1

2D

77%

C 50

P Low

Res

M3

0

5

X

RT KIDNEY LONG



Routine
Har-high
97
Gn 10
C6 / M7
P5 / E3
SRI II 5



Voluson
E8

CRL 6.51cm
GA 12w6d 71.8%

GELMAN, FIVE SMOOTH STONES _SQUIRREL_

101987

1/1/2013 F

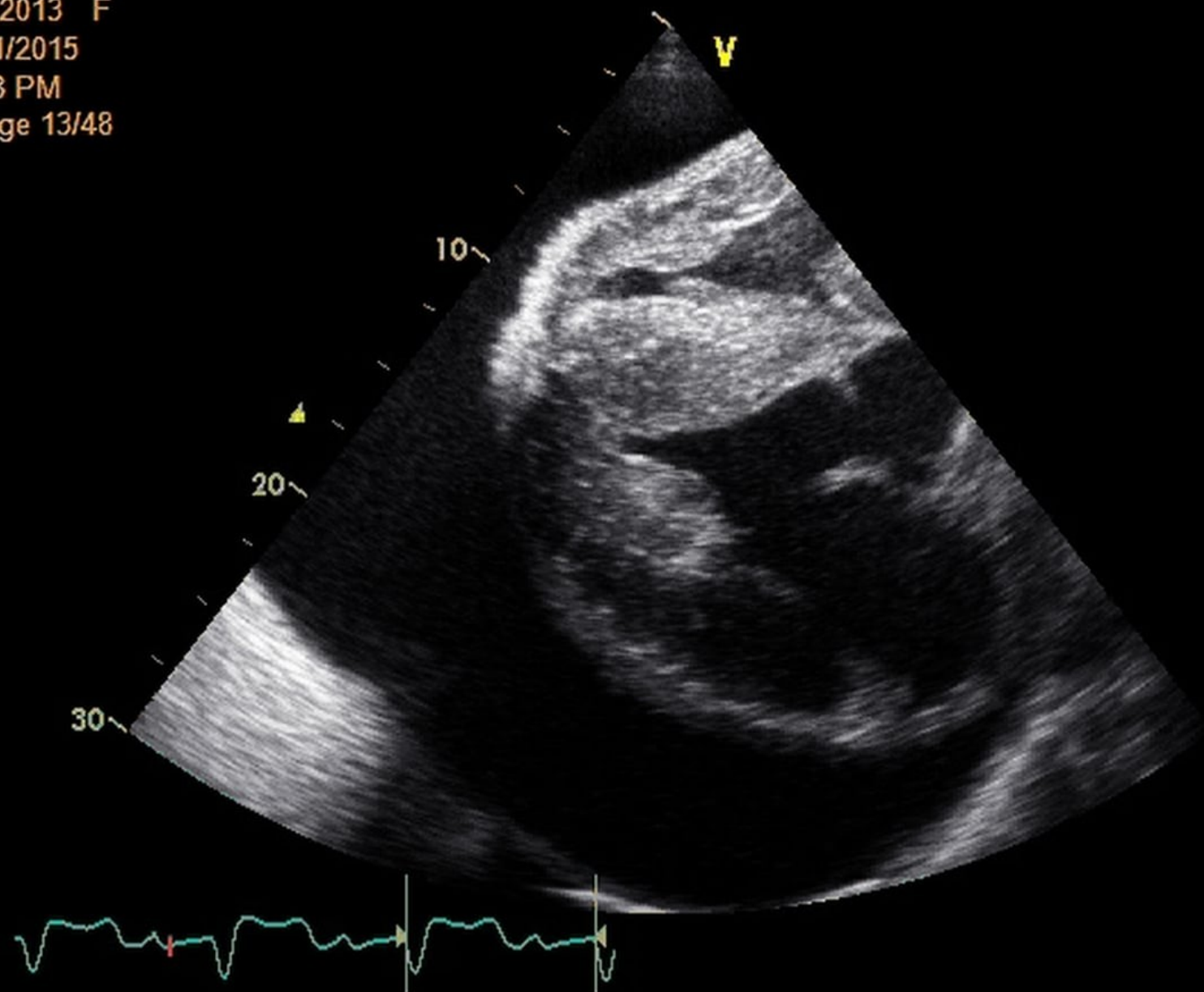
8/21/2015

5:58 PM

Image 13/48

New Bolton Center

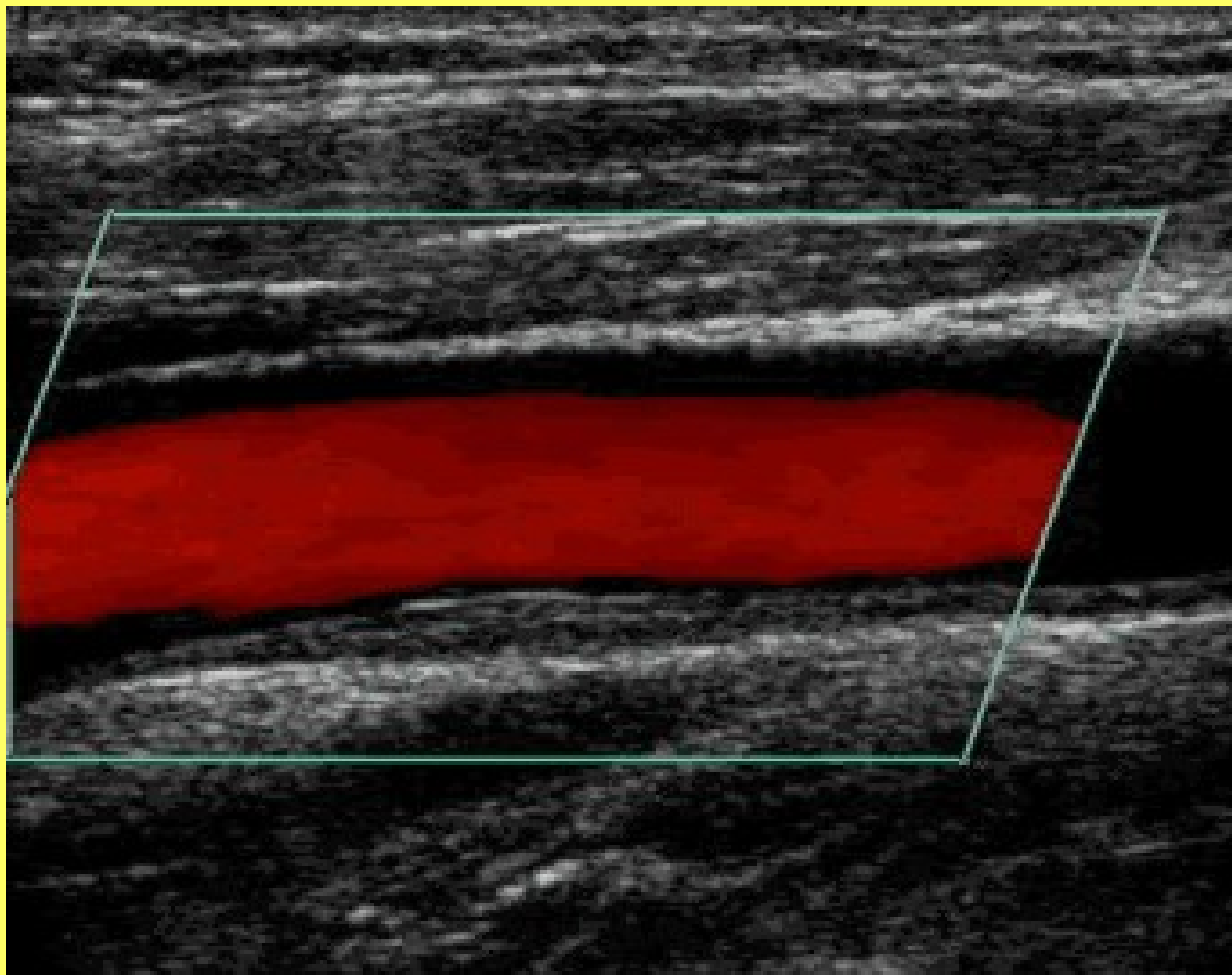
Zoom 100%



97
HR

97 BPM

USG + dopler



Przykład: USG + doppler



fetal blood vessels depicted by
color doppler

11:18:46 am

4V2

H4.0MHz

120mm

Abdomen

65dB

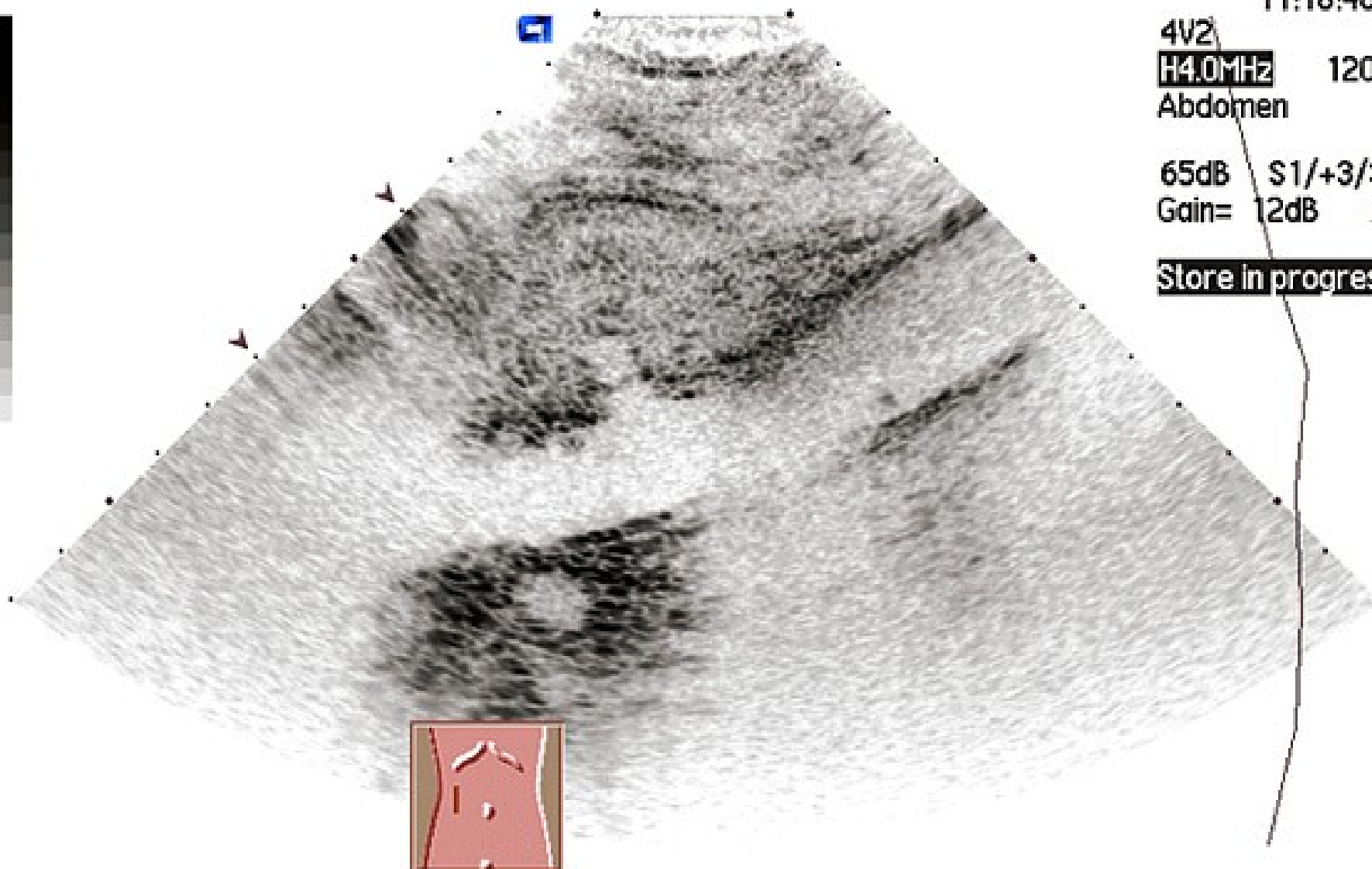
S1/+3/3/ 2

Gain=

12dB

$\Delta=2$

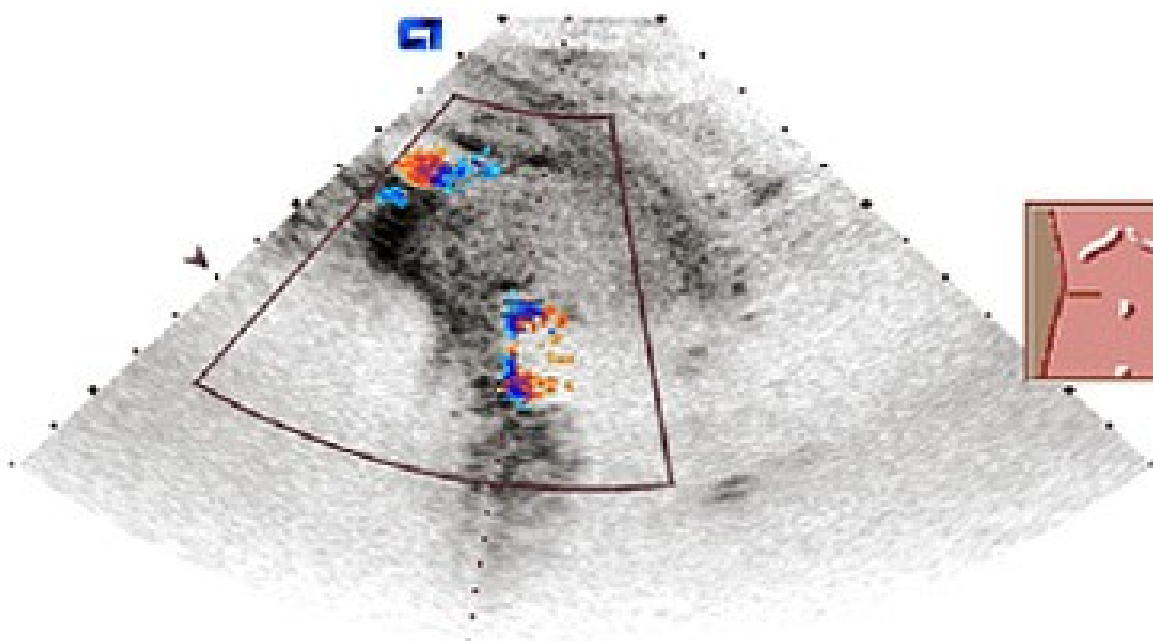
Store in progress



.075



.075



11:16:12 am

4V2

H4.0MHz

120mm

Abdomen

S1/-1/ 2/V:2

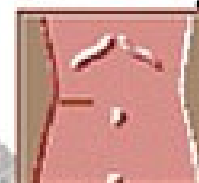
/2

CD:4.0MHz

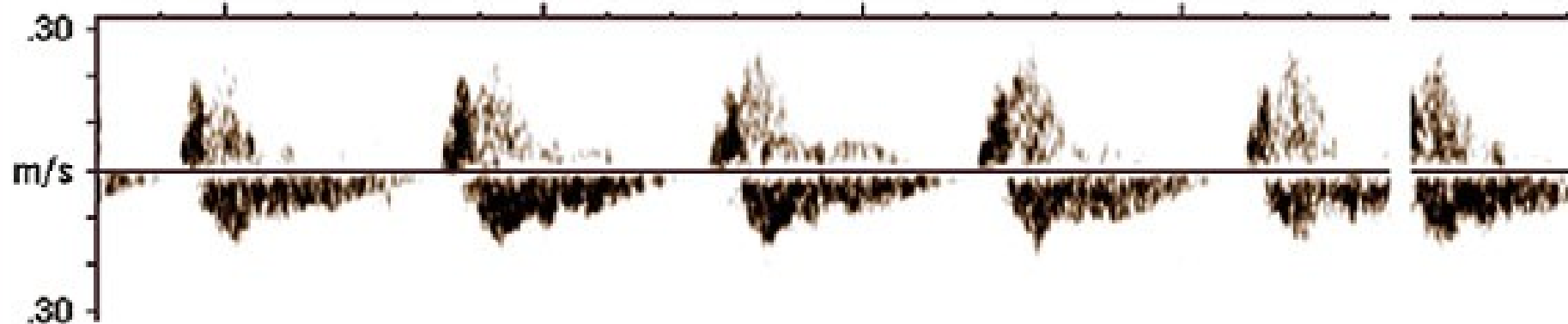
D Gain = 33

Core in progress

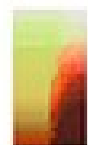
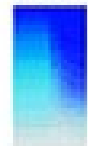
Sweep=50mm/s



PW:2.5MHz



.60



.60



FLOW OF FLUID
WITHIN PERICARDIAL
SAC

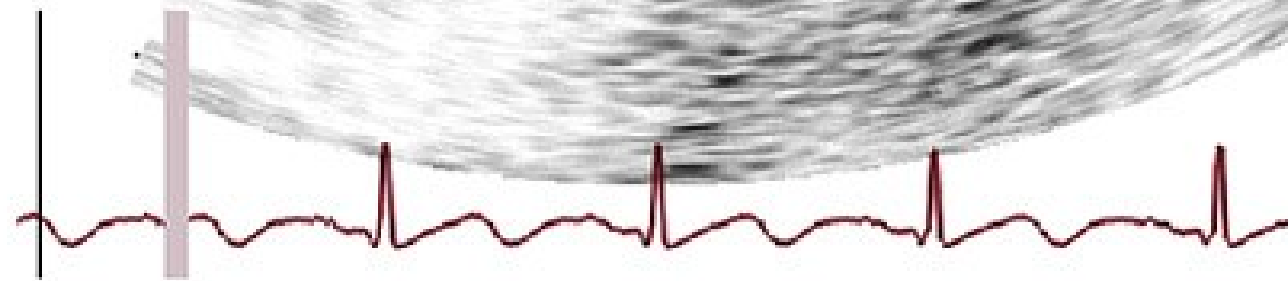
LAD STEN

LV

3V2c #132
H3.5MHz R21mm
Adult Heart

S1/ 0/ 0/VV:1
1/2 CD:2.0MHz
CD Gain = 57

Store in progress
0:28:15
HR= 78bpm



.48 50dB 3 ·/+1/0/ 2

PW Depth= 70mm

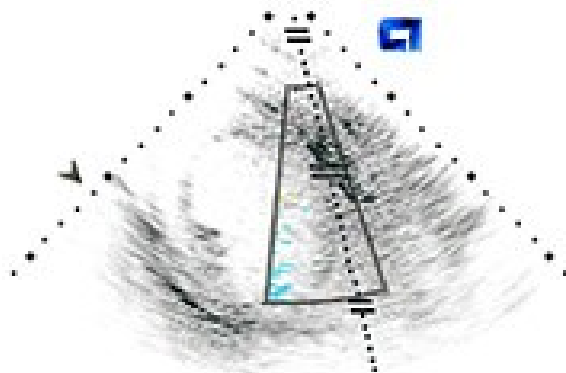
PW Gate= 5.0mm

PW Gain= -3dB



.48

V = 3.23m/s STEN
PG = 41.8mmHg



3V2c

H3.5MHz 160mm

Adult Heart

Store in progress



0:27:29

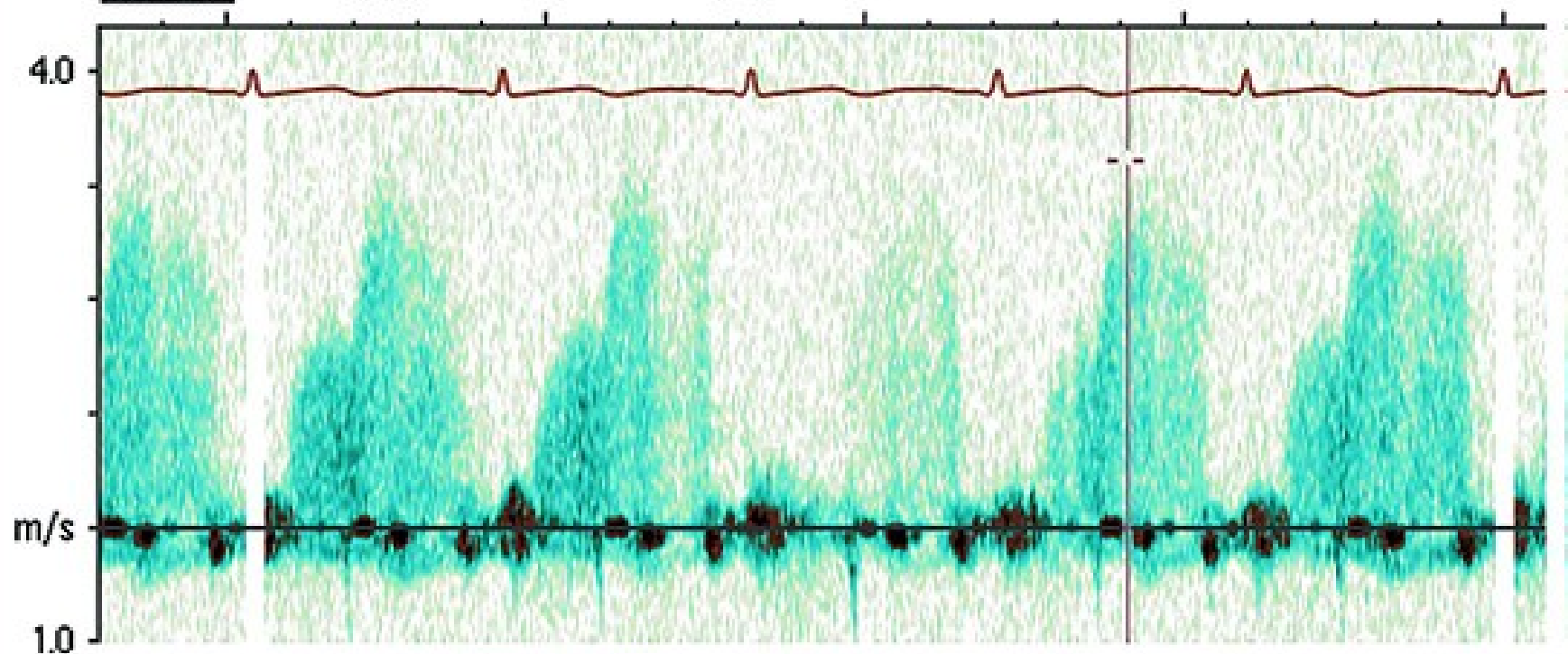
HR= 76bpm

Sweep=50mm/s

PW:2MHz

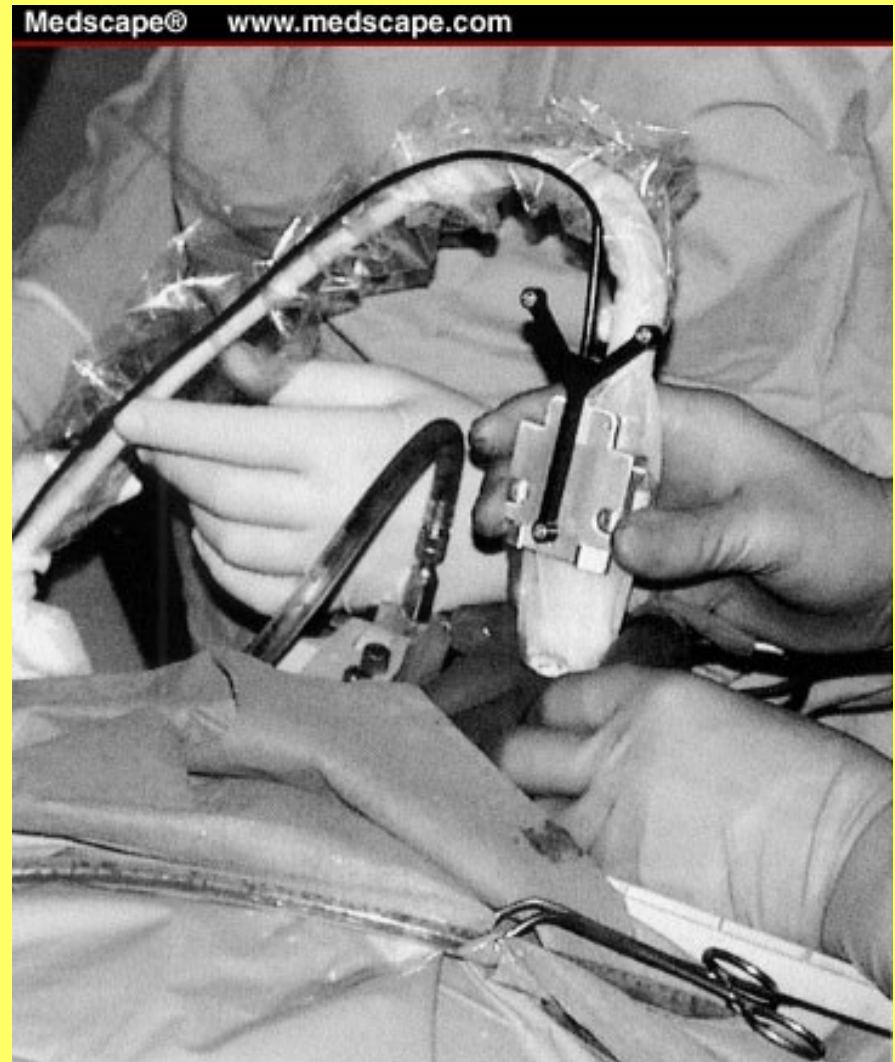
$\theta=27^\circ$

HPRF



USG śródoperacyjny

- intraoperative USG



Inne zastosowania ultradźwięków w medycynie

- Profilaktyka
 - Usuwanie kamienia nazębnego
- Leczenie
 - Focused Ultrasound Surgery: ogniskowane wiązki ultradźwięków do zwalczania nowotworów i cyst
 - Kruszenie kamieni nerkowych
 - Usuwanie katarakty

Zestawienie właściwości różnych technik obrazowania medycznego

Cecha	US	KT	MR
Promieniowanie	niejonizujące	jonizujące	fale radiowe
Płaszczyzna	dowolna	poprzeczna	dowolna
Czas badania	15 min.	30 min.	60 min.
Grubość warstwy	centymetry	milimetry	centymetry
Pole	b. małe (wada)	duże	małe lub duże
Obraz	dynamiczny	statyczny	statyczny
Metoda analizy	echogeniczność	pomiar osłabiania	pomiar gęstości i czasów relaksacji
Zdolność rozdzielcza			
geometryczna	średnia (niska)	b. dobra	dobra
kontrastu	średnia (niska)	dobra	b.dobre
Środki cieniujące	brak	jodowe	paramagnetyczne
Aparat	przewoźny	nieruchomy	nieruchomy
Główne wskazania	badanie płodu, serca i jamy brzusznej	badanie mózgowia	badanie mózgowia, rdzenia kręgowego i serca
Zakres	j. brzuszna	całe ciało	całe ciało
Koszt badania	1	2	3
Diagnostyka obrazowa			138

Inne techniki obrazowania medycznego

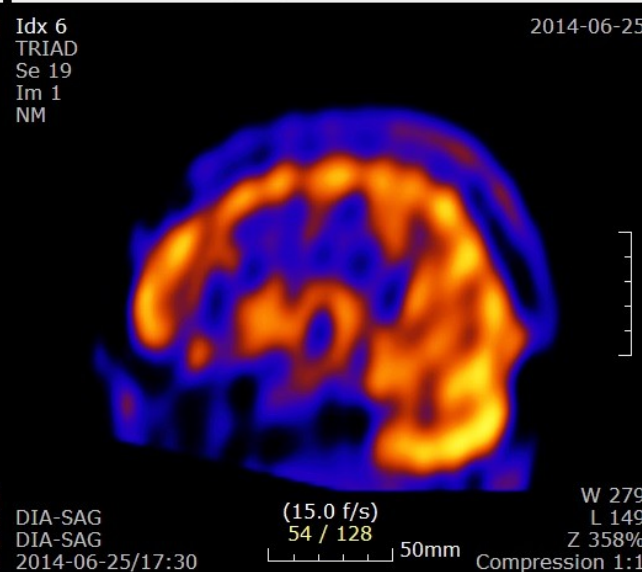
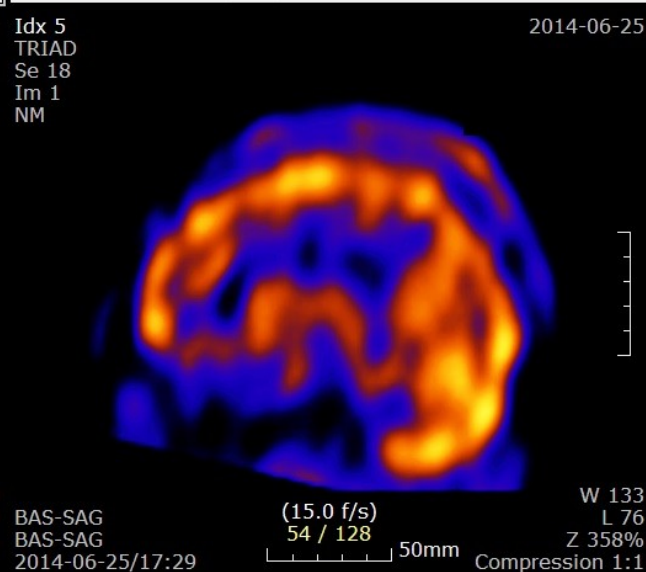
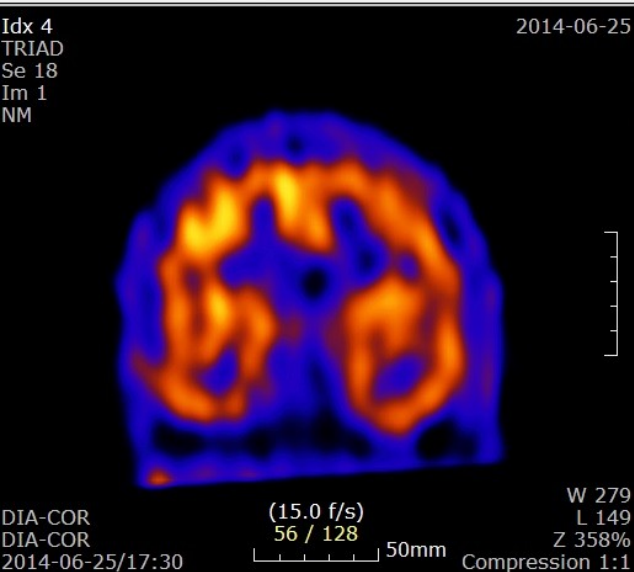
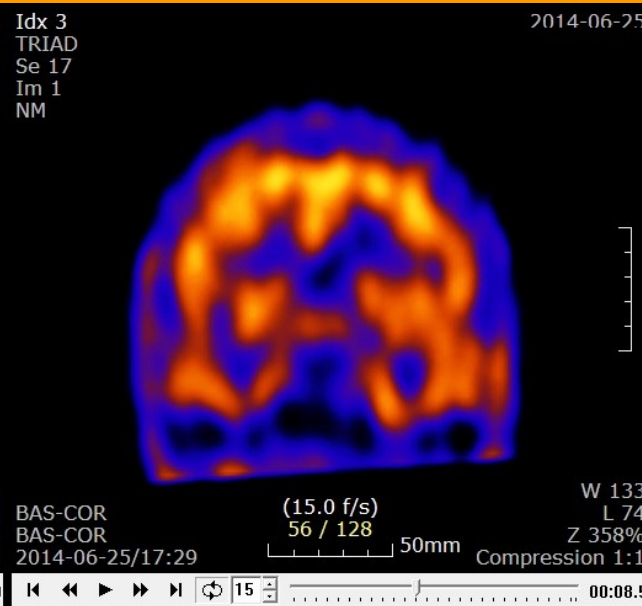
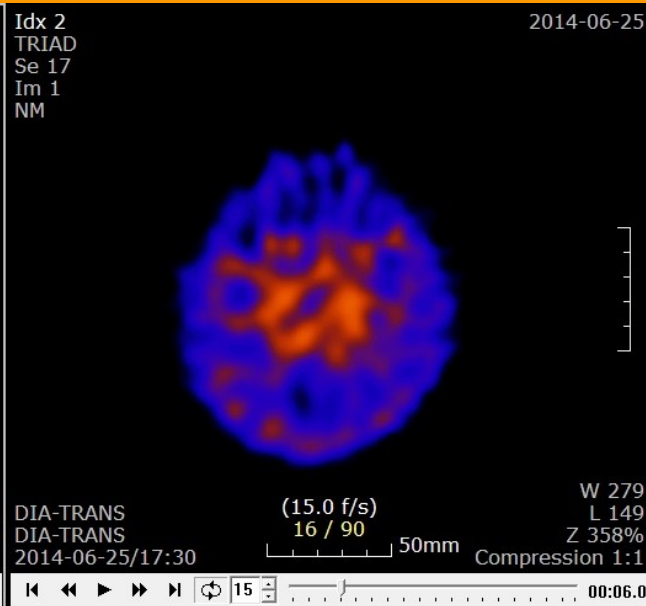
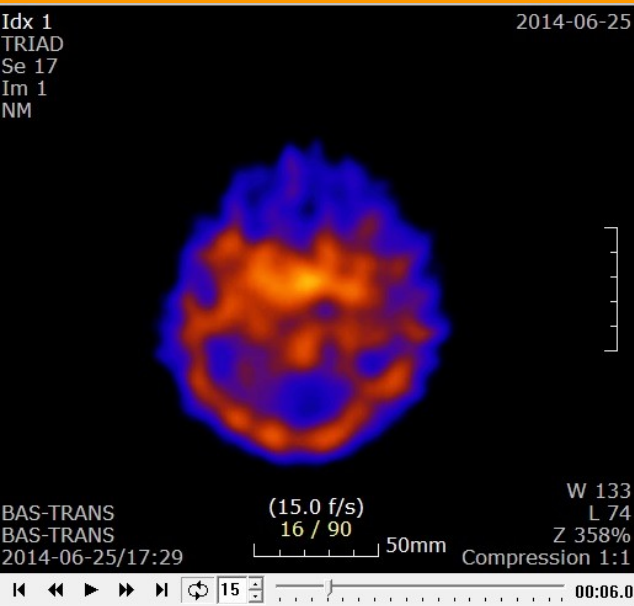
Medycyna nuklearna

- ***Nuclear medicine imaging***
- Izotop radioaktywny jest „przyłączany” do składnika aktywnego biologicznie i iniekcja do krwiobiegu.
- Składnik gromadzi się w specyficznych organach/składnikach ciała, tj. tam, gdzie jest przechowywany lub przetwarzany.
- Izotop promieniuje lokalnie i jest wykrywany specjalizowanym detektorem.
- Pomiar mają charakter cyfrowy/dyskretny, stąd używa się komputerów do ich zbierania. Detekcja może być „planarna” (tak jak w standard X), lub „tomograficzna” (nowsze aparaty).
- Patologie odzwierciedlają się stężeniami izotopu odbiegającymi od normy (np. ogniska nowotworów).
- Można używać wielu obrazów do otrzymania informacji dynamicznej, np. prędkości gromadzenia się i ubywania izotopu do/z poszczególnych organów.

Tomografia emisyjna pojedynczego fotonu

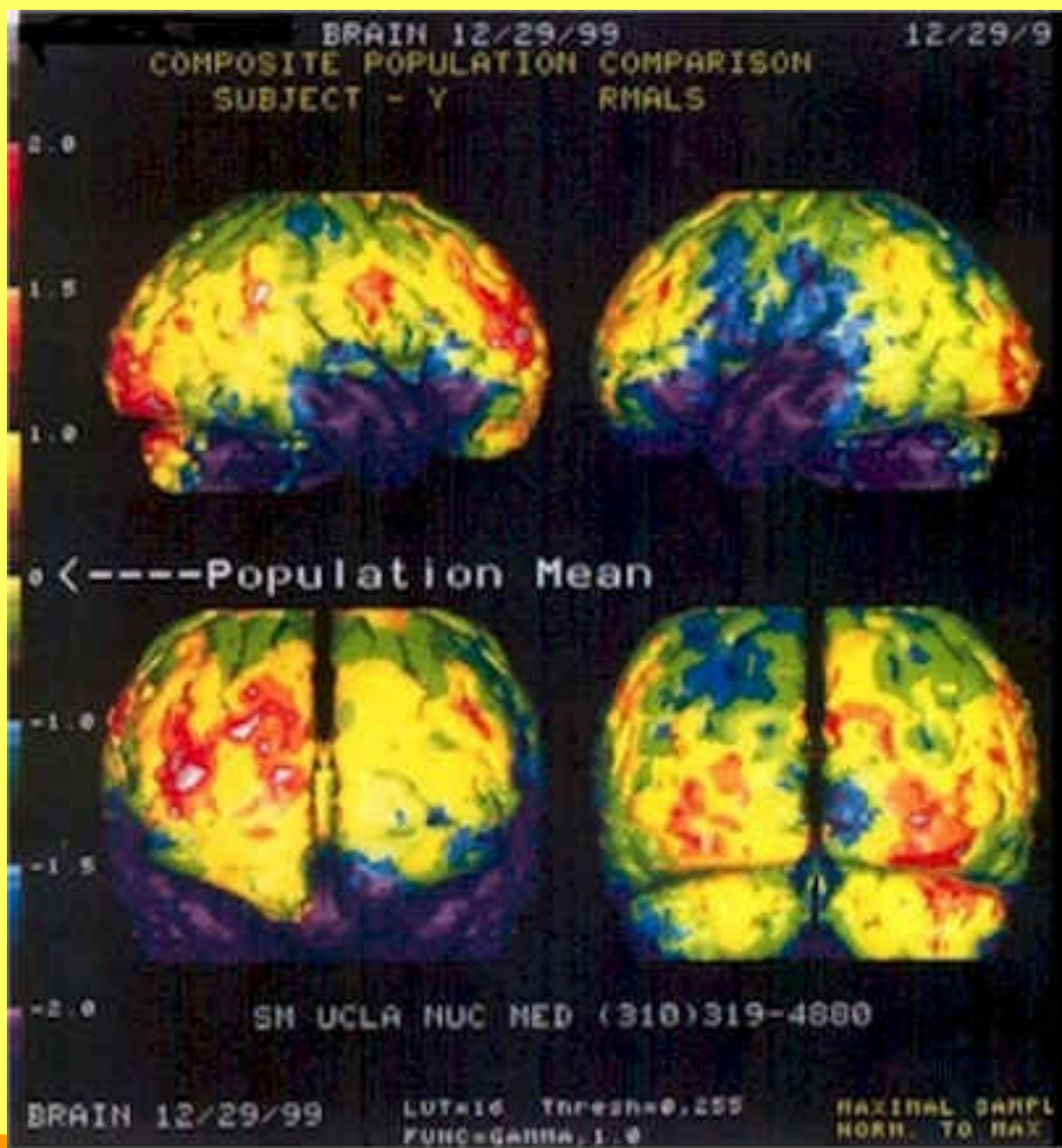
- **SPECT = *single positron emission computer tomography***
- Następca scyntygrafii (scyntygrafia + tomograficzność)
- Diagnostyka czynnościowych zmian OUN
- Analizie podlega promieniowanie gamma wysyłane przez radioizotop uprzednio wprowadzony do organizmu
 - technetium-99m
 - iodine-123
- Gamma-kamera na ruchomym ramieniu pozwalającym na rotacyjny ruch wokół badanego organu
- Zastosowanie:
 - ocena rozkładu radiofarmaceutyku w układzie kostnym
 - ocena regionalnych zaburzeń w ukrwieniu OUN (diagnostyka padaczki, chorób zwyrodnieniowych (np. Alzheimer), chorób naczyniowych i innych)



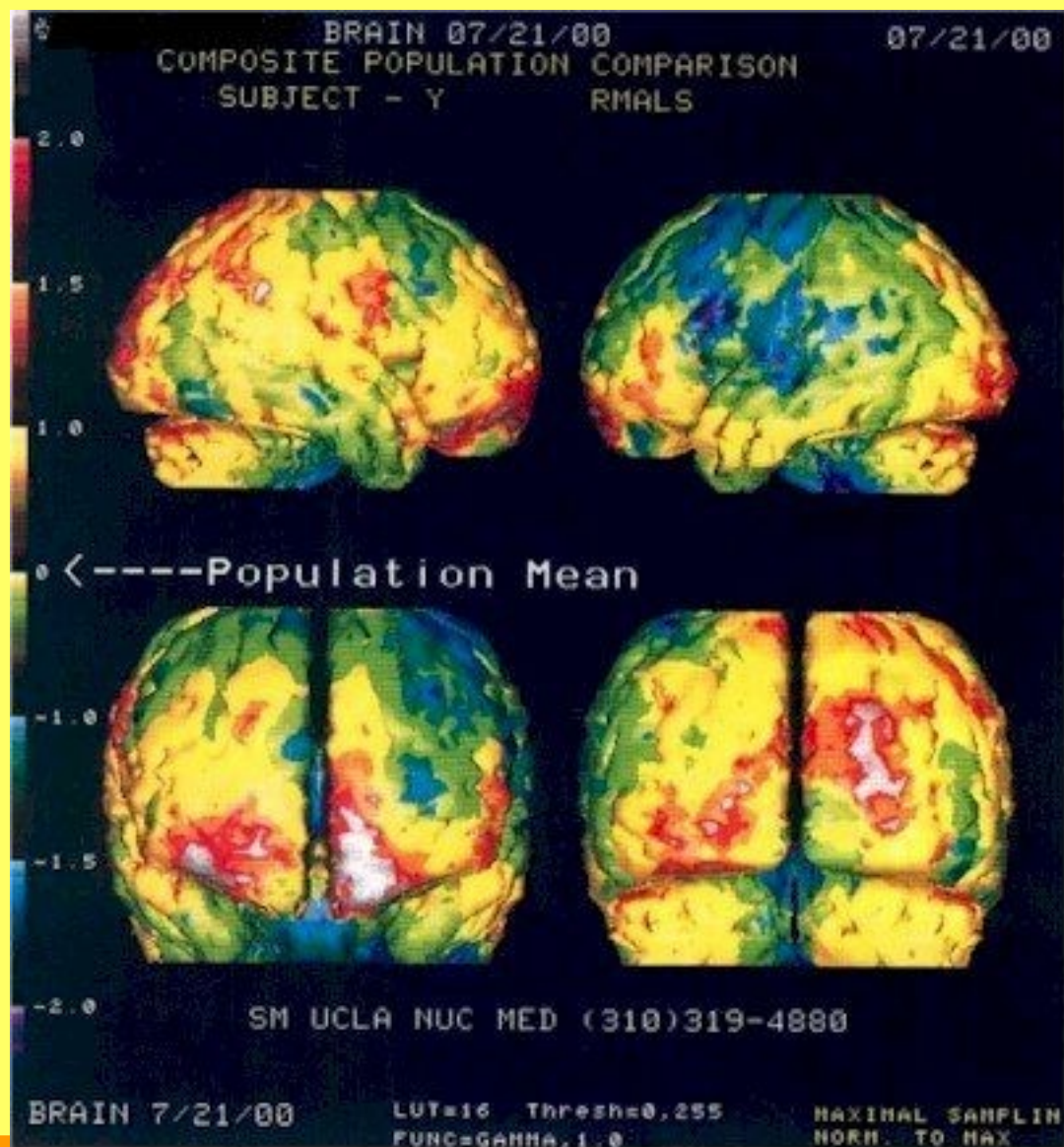


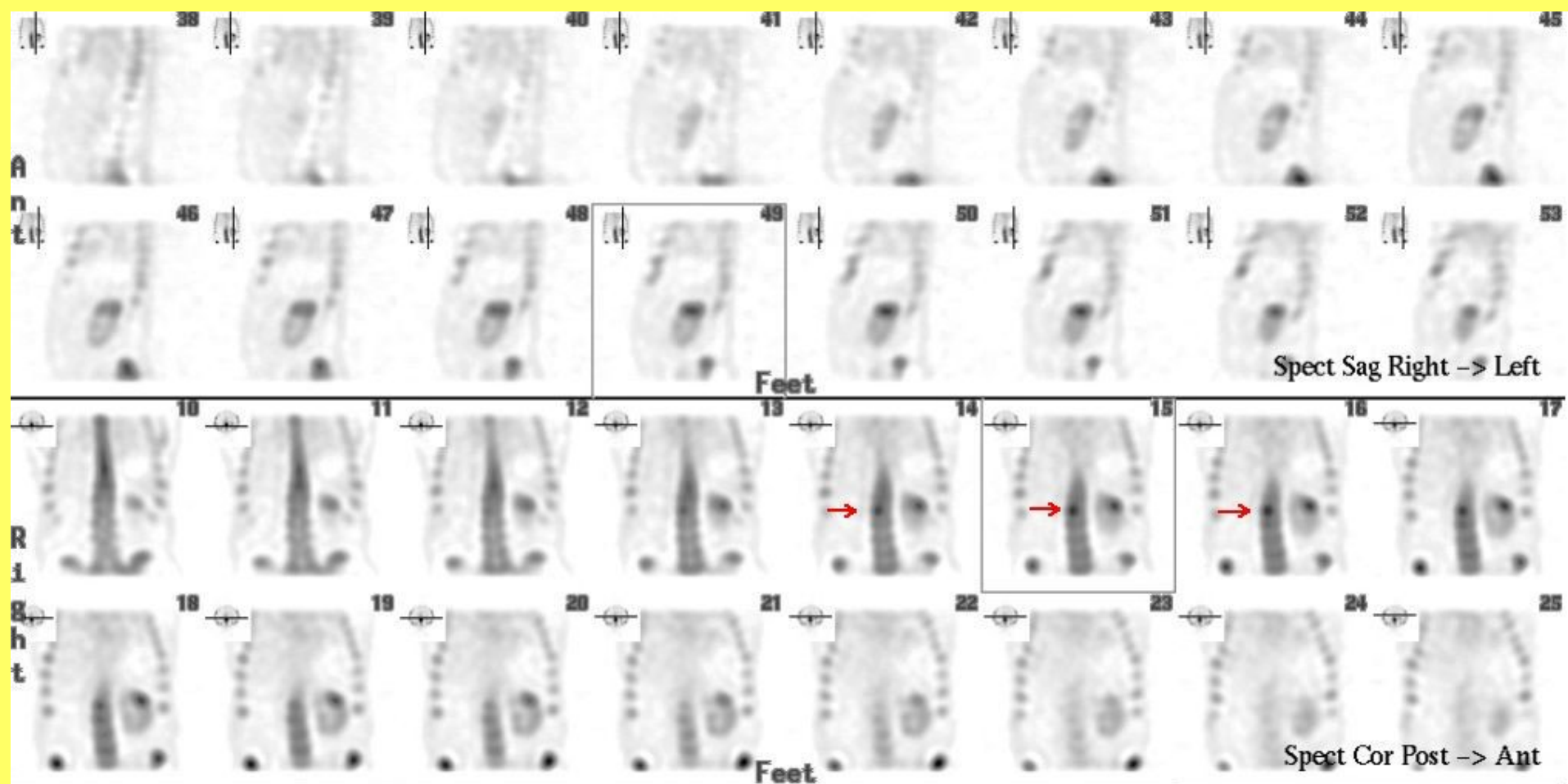
Przykładowy obraz SPECT

(Ukrwienie mózgu
przed i po
pewnym
leczeniu)



Przykładowy obraz SPECT





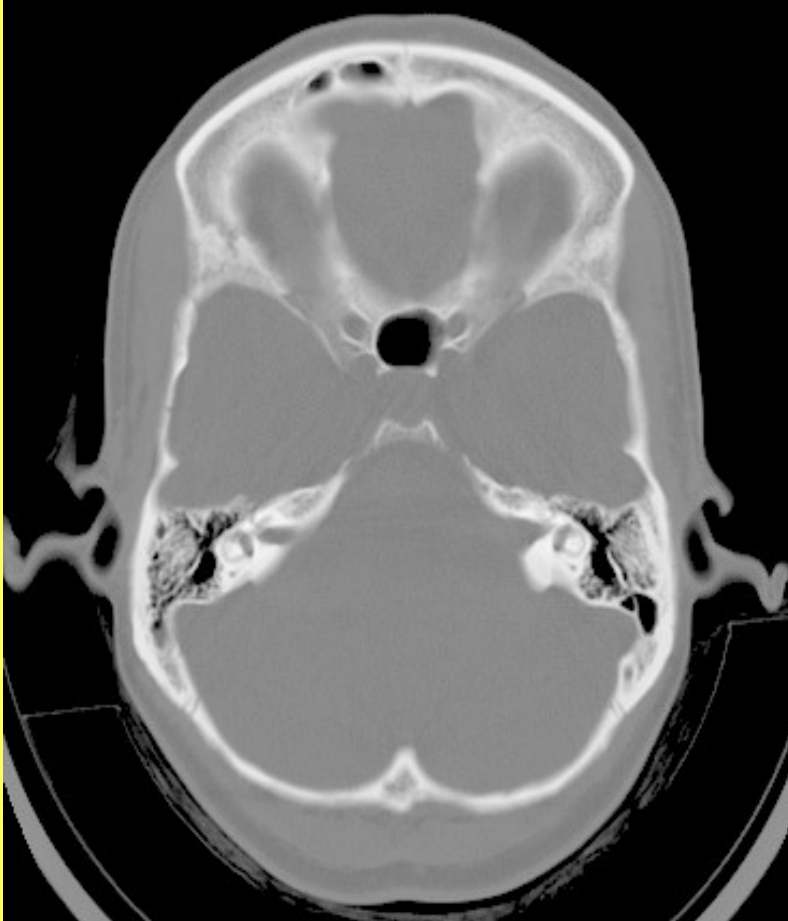
Jednoczesne obrazowanie w wielu modalnościach

- **Multiple Modalities Imaging**
- Synergia różnych technik obrazowania, np. CT+MRI, MRI+medycyna nuklearna
- Problem: **korejestracja przestrzenna** danych z różnych badań (nie wykonywanych równocześnie)
 - niezbędne: „image warping”: elastyczne rozciąganie i ściskanie obrazów
- Pole do popisu dla technik przetwarzania i analizy obrazu
- Przykład (następne slajdy):
 - planowanie dostępu operacyjnego przy operacjach nowotworów OUN
 - planowanie operacji w podstawie czaszki (dużo krytycznych struktur, nerwów i naczyń krwionośnych; możliwe skutki uboczne: ślepota, utrata słuchu, niezdolność przełykania, etc.)

Przykład

CT

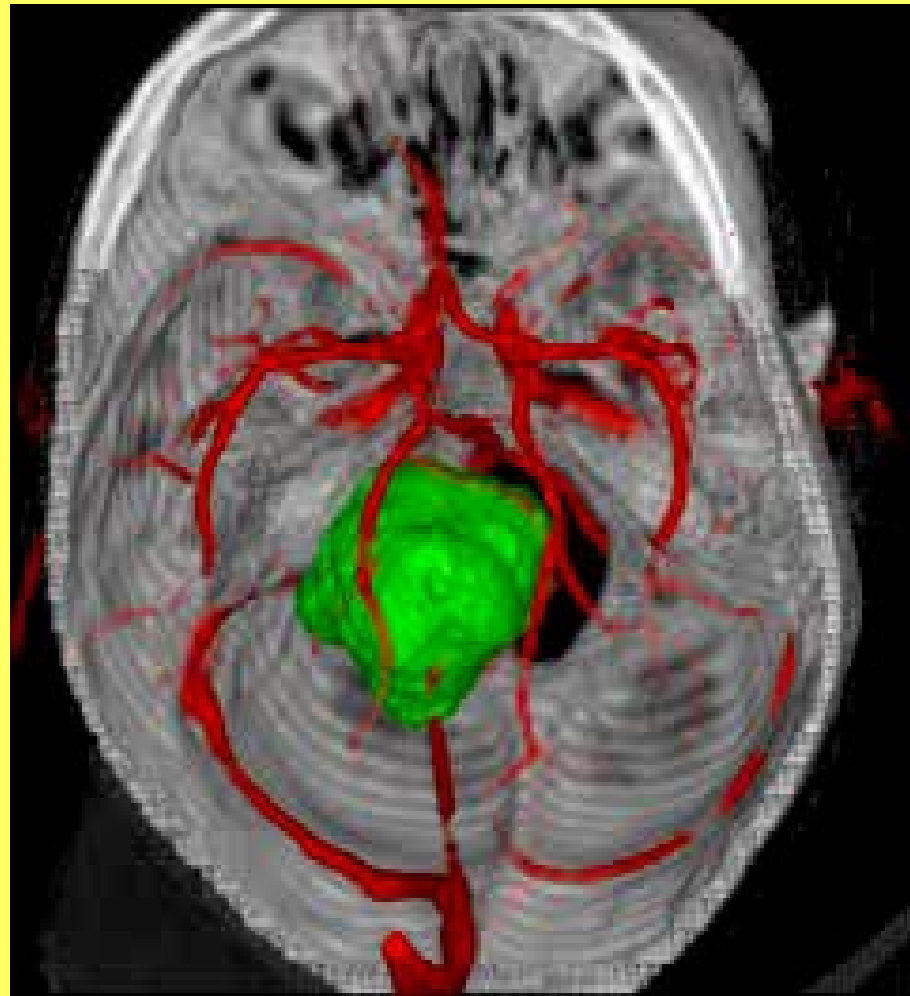
MR



Przykład: fuzja



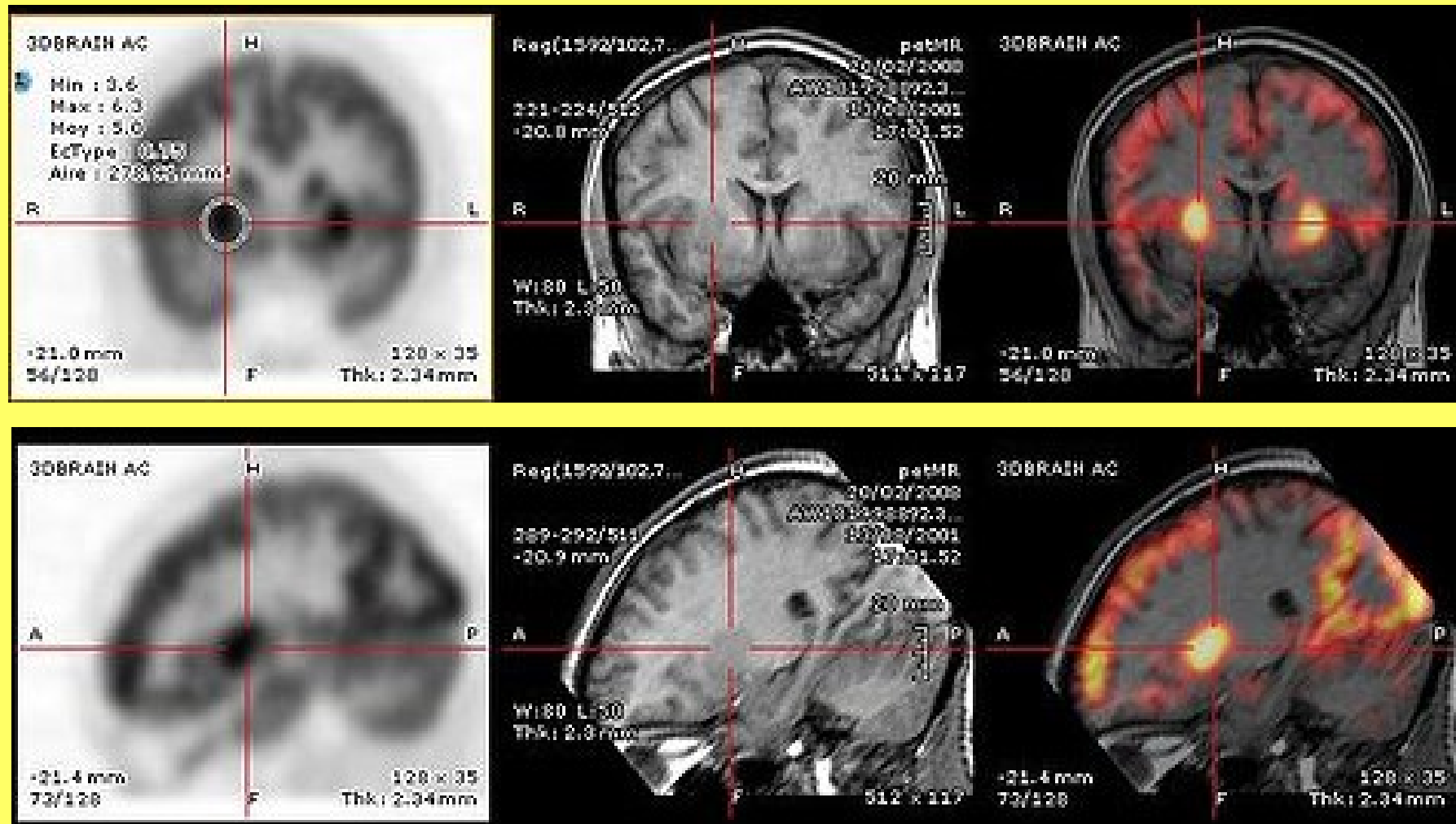
Przykład: + jeszcze angiografia



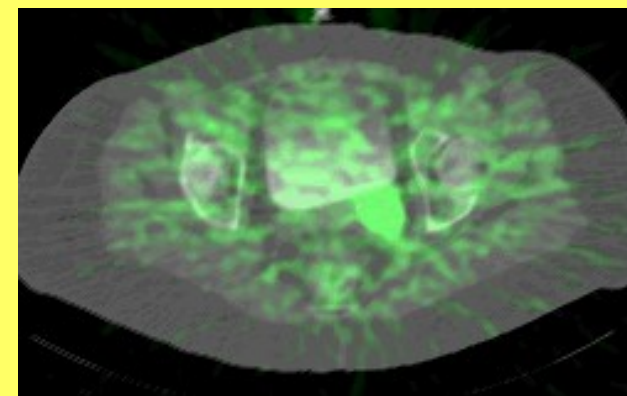
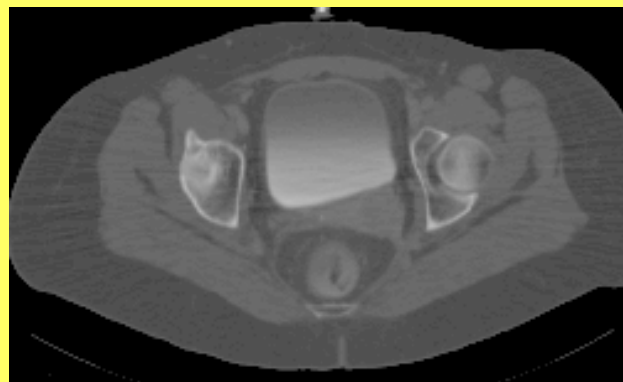
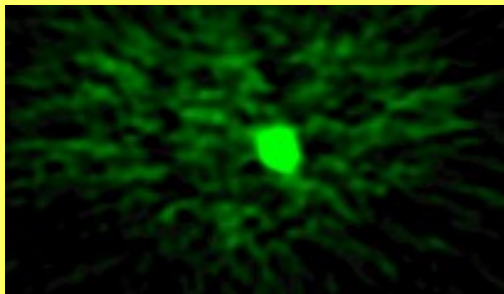
Planowanie dostępu operacyjnego z użyciem modeli 3D (stereowizja)



Fuzja PET i MRI



Inny przykład: SPECT



Obrazowanie czynnościowe

Obrazowanie czynnościowe

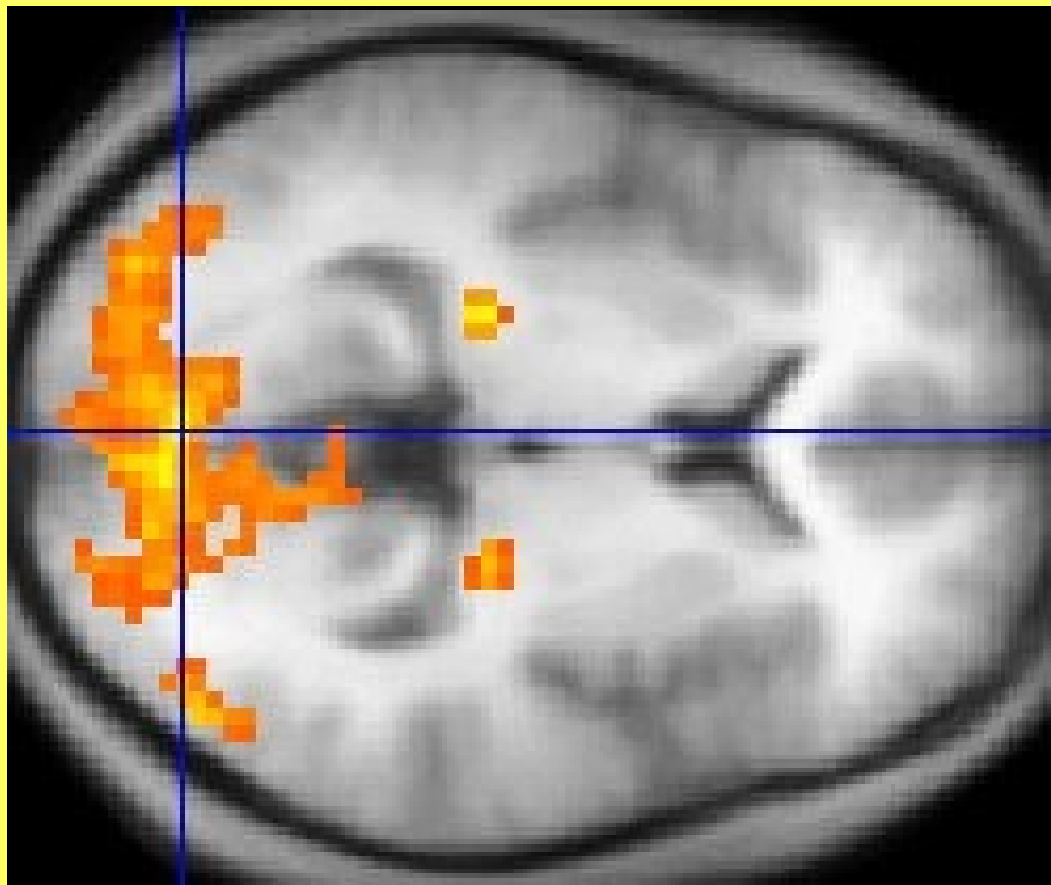
- *Functional CT, Functional MRI*
- Badanie funkcjonowania organu, a nie tylko jego stanu statycznego.
- Detekcja lub pomiar zmian w
 - metabolizmie,
 - przepływie krwi,
 - lokalnego składu chemicznego,
 - absorpcji.

Obrazowanie czynnościowe mózgu

- Przesłanka: zmiany w ukrwieniu struktur mózgowych (tzw. hemodynamika) są ściśle związane z aktywnością neuronów.
 - Neurony nie mają wewnętrznych rezerw energetycznych (np. w postaci cukru czy tlenu).
- Ukrwienie opóźnione o około 1-5 sekund.

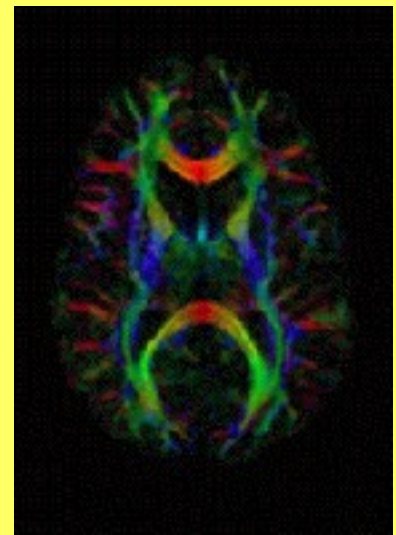
Przykład

- Obraz fMRI nałożony na uśredniony (po wielu pacjentach statyczny) obraz mózgu)



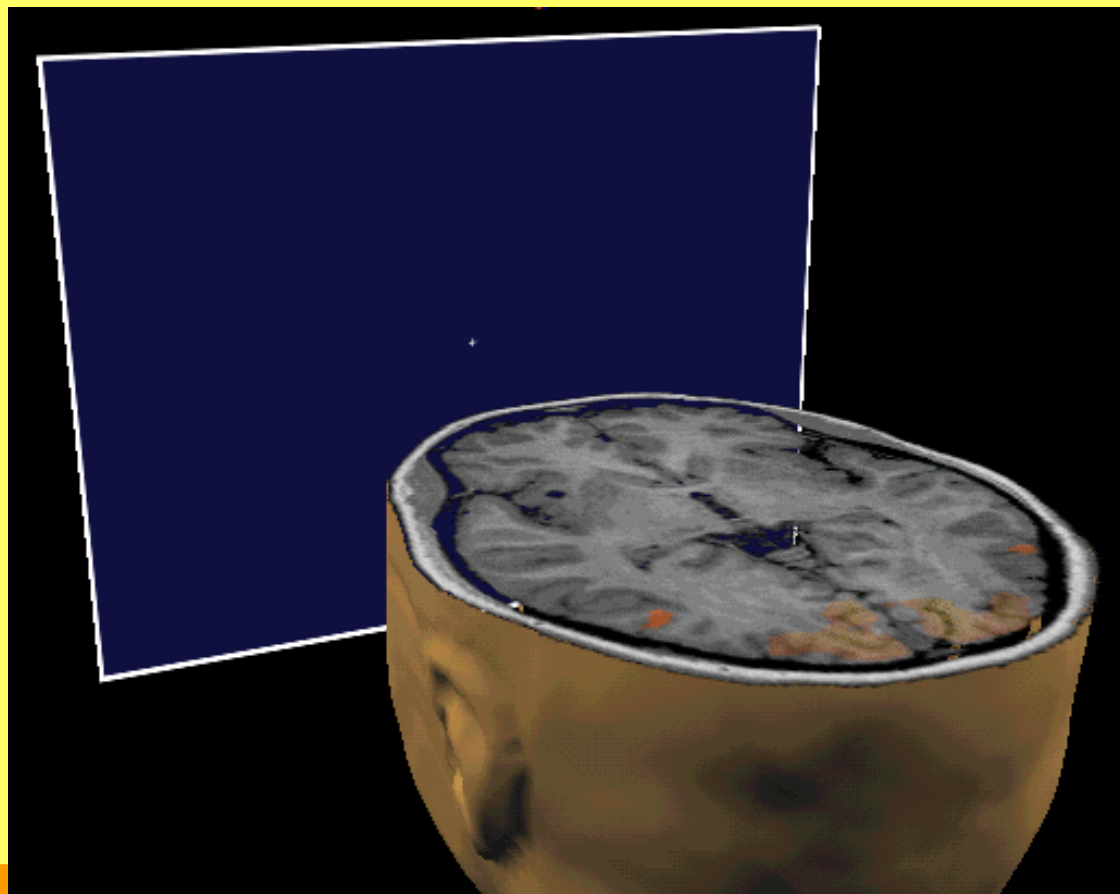
Rodzaje fMRI

- Blood-oxygen-level dependent (BOLD) contrast (1990-1992):
 - Różnicowe wykrywanie utlenionej i nieutlenionej hemoglobiny (utleniona jest diamagnetykiem, nieutleniona jest paramagnetykiem)
- Perfusion/diffusion imaging
- Diffusion tensor imaging (DWI)



FMRI: przykład

- Wizualizacja reakcji na bodźce wzrokowe



Charakterystyka badania fMRI

- Czas trwania: 15min – 2h
- Prezentacja bodźców wzrokowych i dźwiękowych, filmów, zapachów.
- Także: zadania logiczne (np. tzw. n-back)
- W niektórych eksperymentach badani wykonują pewne akcje (zazwyczaj naciskając przyciski),

FMRI: Przykład

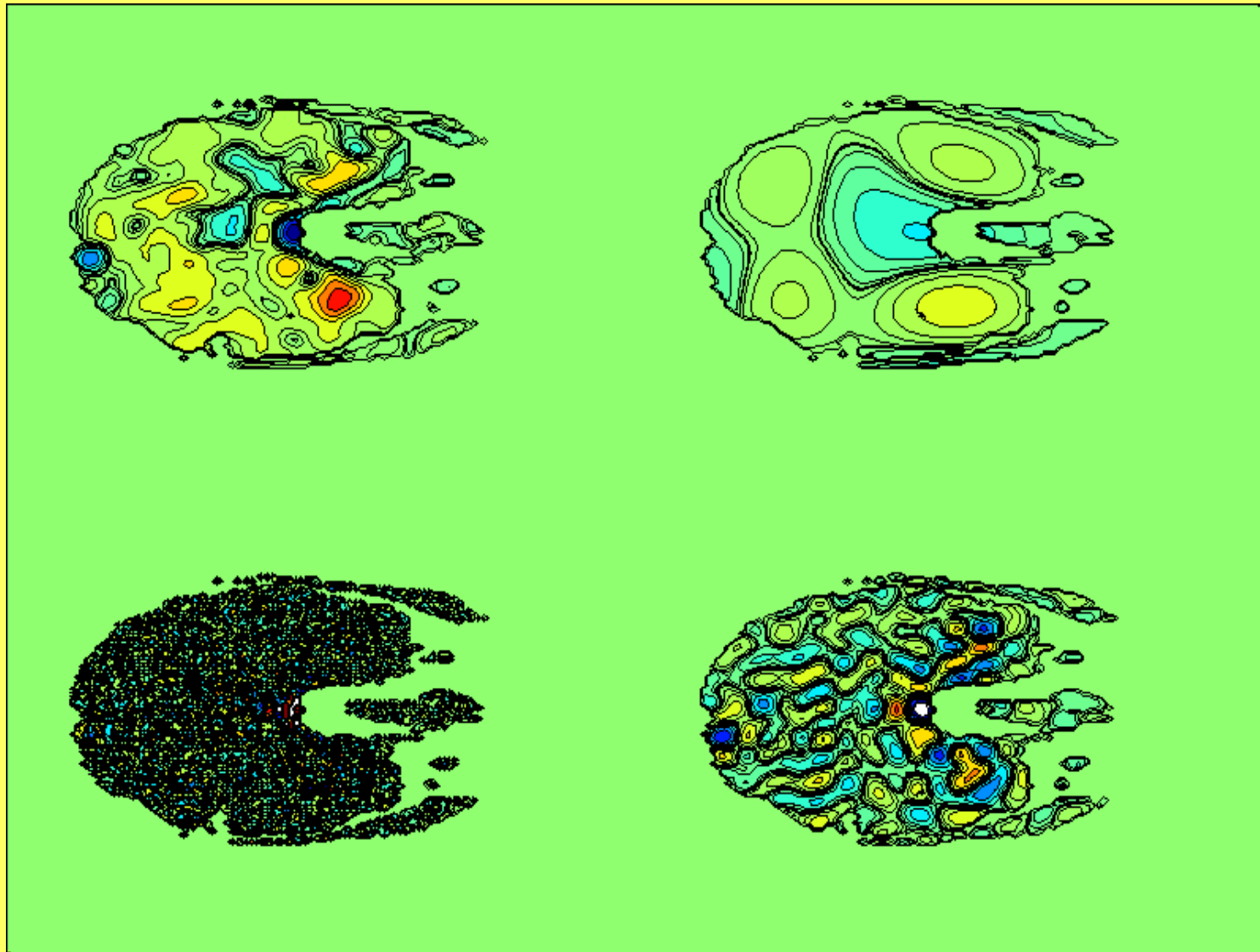
Film pokazuje dynamikę zmian na różnych poziomach szczegółowości.

- Obraz w lewym górnym narożniku: obraz wygładzony filtrem Gaussowskim
- Pozostałe obrazy: rekonstrukcje transformaty falkowej (ang. wavelet transform) dla różnych stopni szczegółowości (rozdzielczości)
- Taka wizualizacja umożliwia badanie aktywności neuronalnej na różnych poziomach organizacji: od kolumn neuronalnych, przez płaty, aż do całych półkul.

Na podstawie:

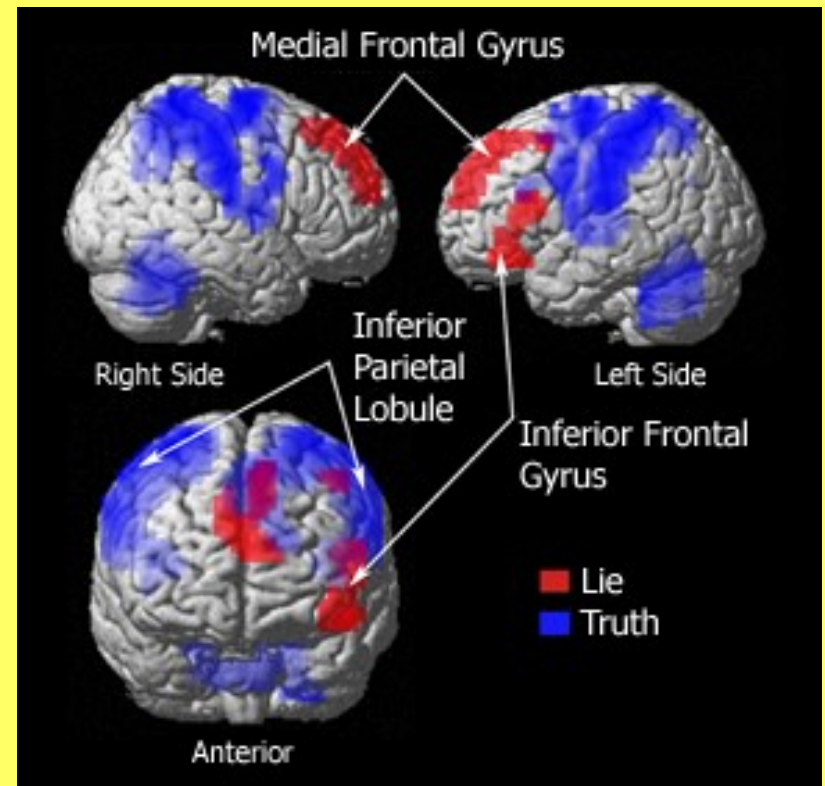
fMRI Analysis Using Wavelet Decomposition
Breakspear, Das, Williams School of Physics, University of
Sydney

FMRI: Przykład



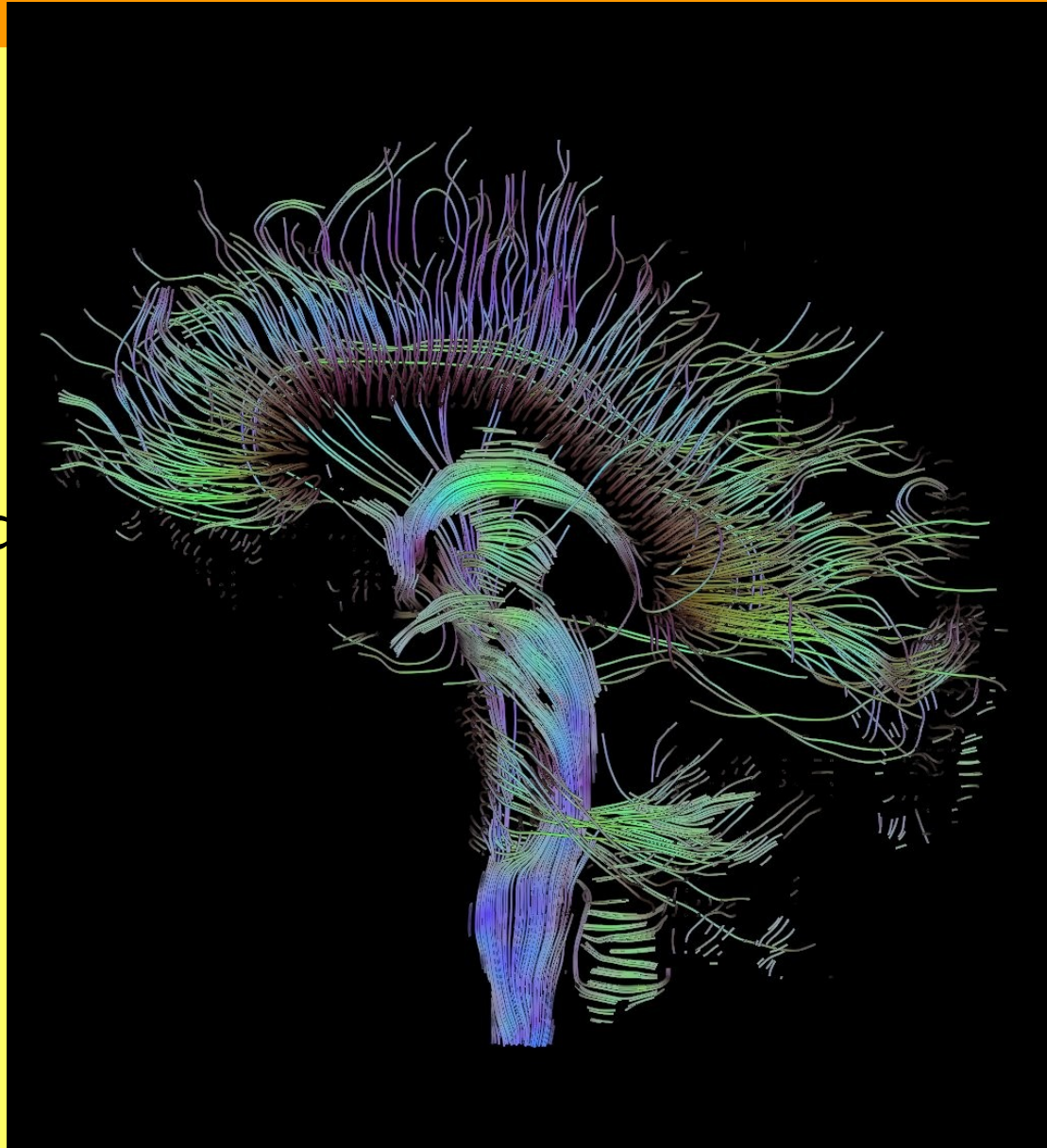
Uwagi

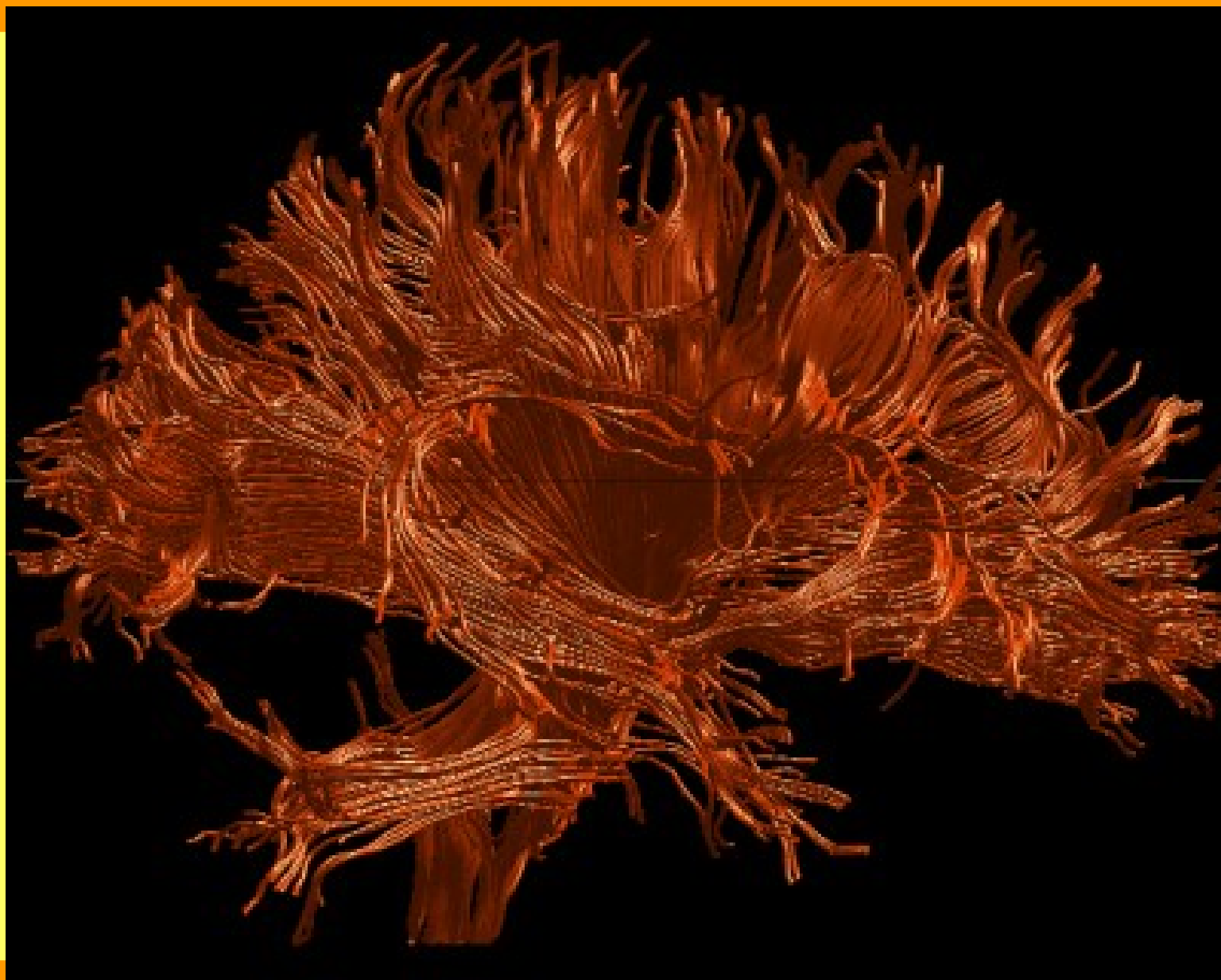
- Inne zastosowania: detektory kłamstw
 - <http://www.noliemri.com/>

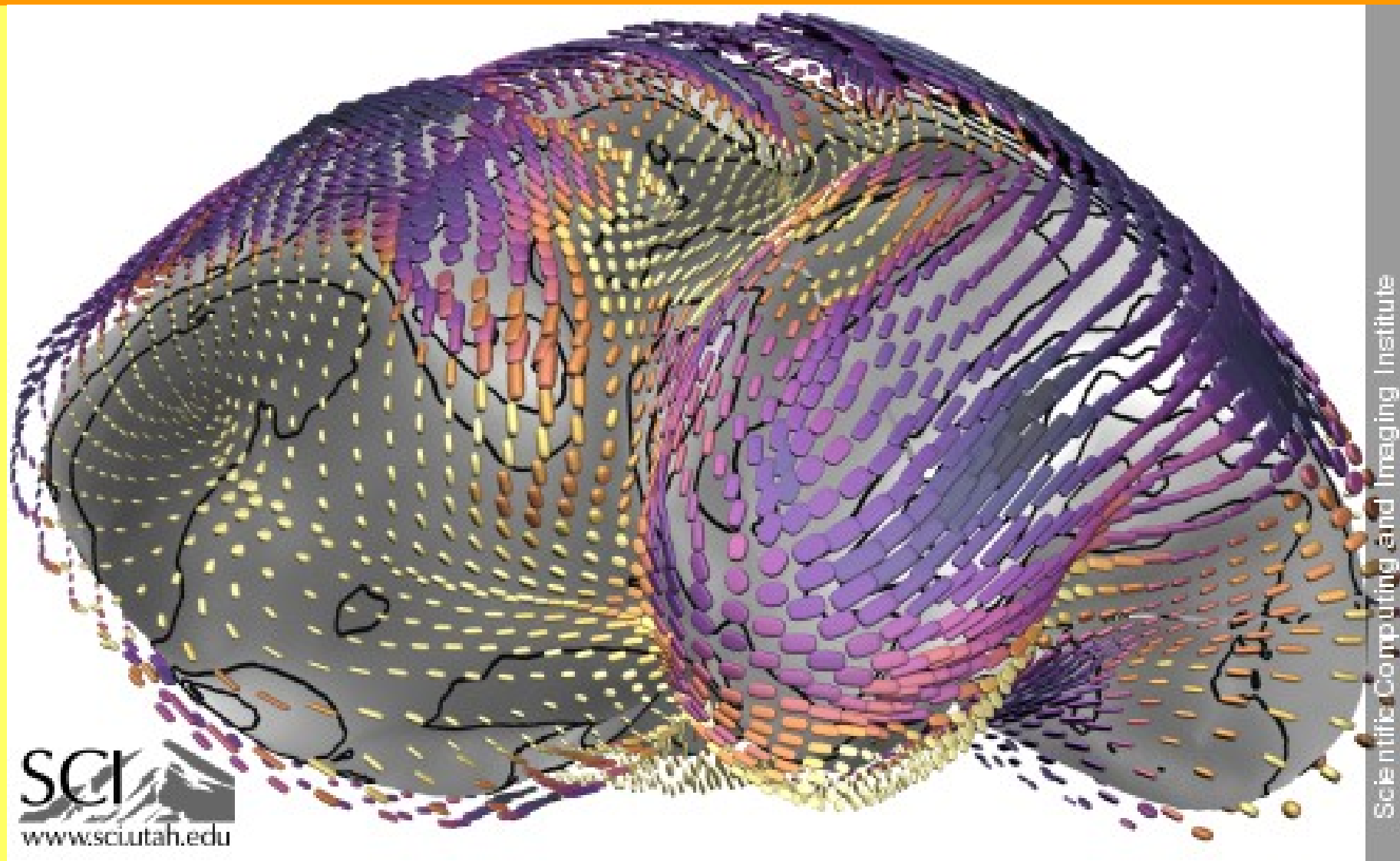


Perfuzja i dyfuzja

- Analiza magnetycznego gradientu dyfuzji
- Dwie odmiany:
 - Diffusion Weighted Imaging (DWI) (3 kier. grad.)
 - Diffusion Tensor Imaging (DTI) (6 kier. grad.)
- >

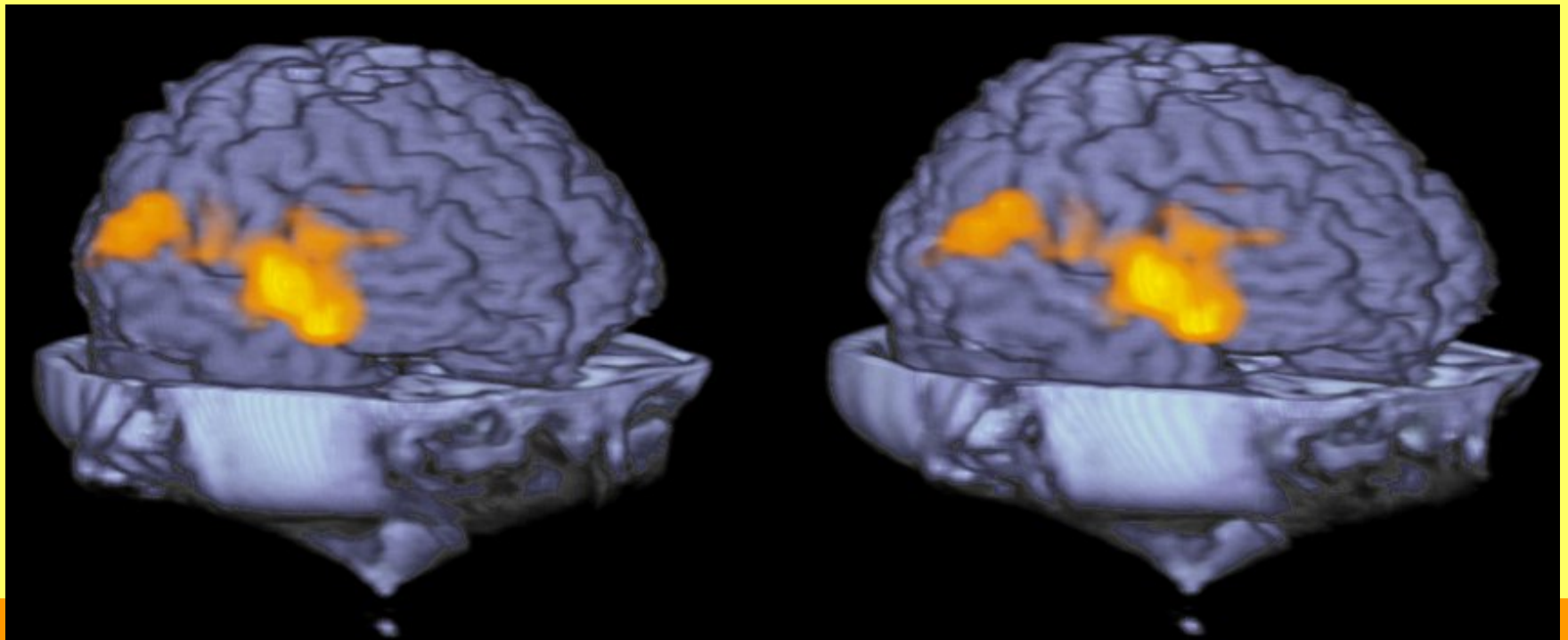




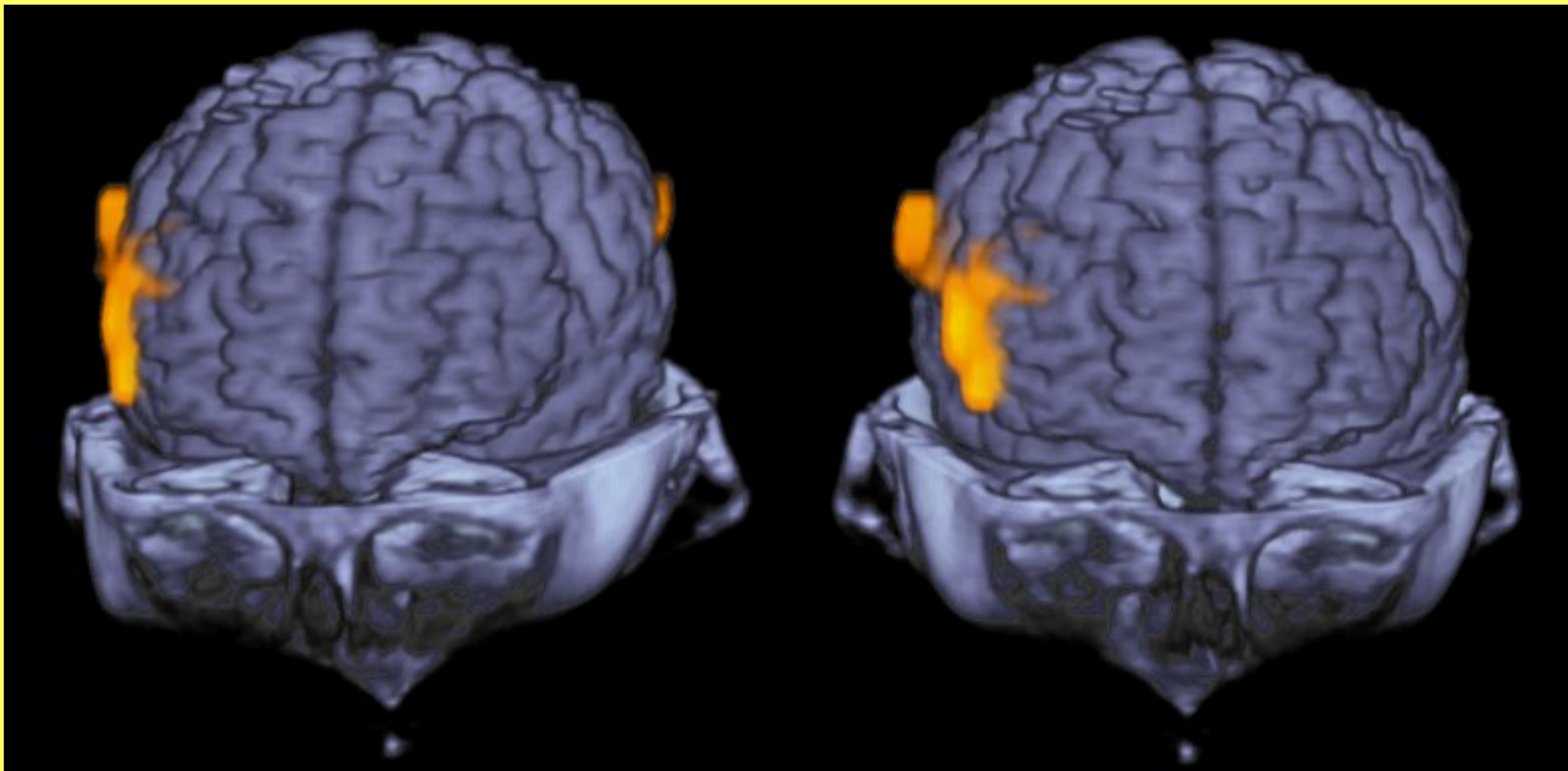


FMRI: wizualizacja stereoskopowa

- Wizualizacja stereoskopowa dla obrazów FMRI
- Obraz wolumetryczny można wyrenderować z dowolnego punktu widzenia
- Oczywiście stosowalne też w obrazowaniu strukturalnym



FMRI: wizualizacja stereoskopowa

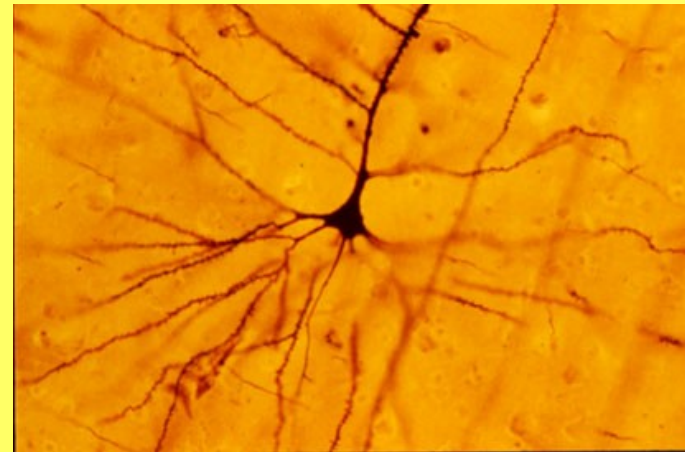


Ograniczenia fMRI

- Aktywność neuronów mierzona w *pośredni* sposób.
- Gorsza rozdzielczość.
 - W szczególności: kiepska rozdzielczość na osi czasu.
 - Stąd: próby łączenia MRI z EEG, które ma dużo lepszą rozdzielczość na osi czasu.
 - Także: próby łączenia z Magneto EEG, techniką pomiaru pola magnetycznego generowanego przez sygnały elektryczne przesyłane przez neurony.

Dygresja: Magneto EEG

- Dotyczy pomiaru pola magnetycznego generowanego przez neurony w korze mózgowej, gdzie ułożone są one równoległe (tzw. komórki piramidalne)
- Minimalna aktywność wymagana do detekcji: ~ 50 tys. neuronów pracujących równoległe.
- Pomiar pól rzędu femtotesli (10^{-15}T)

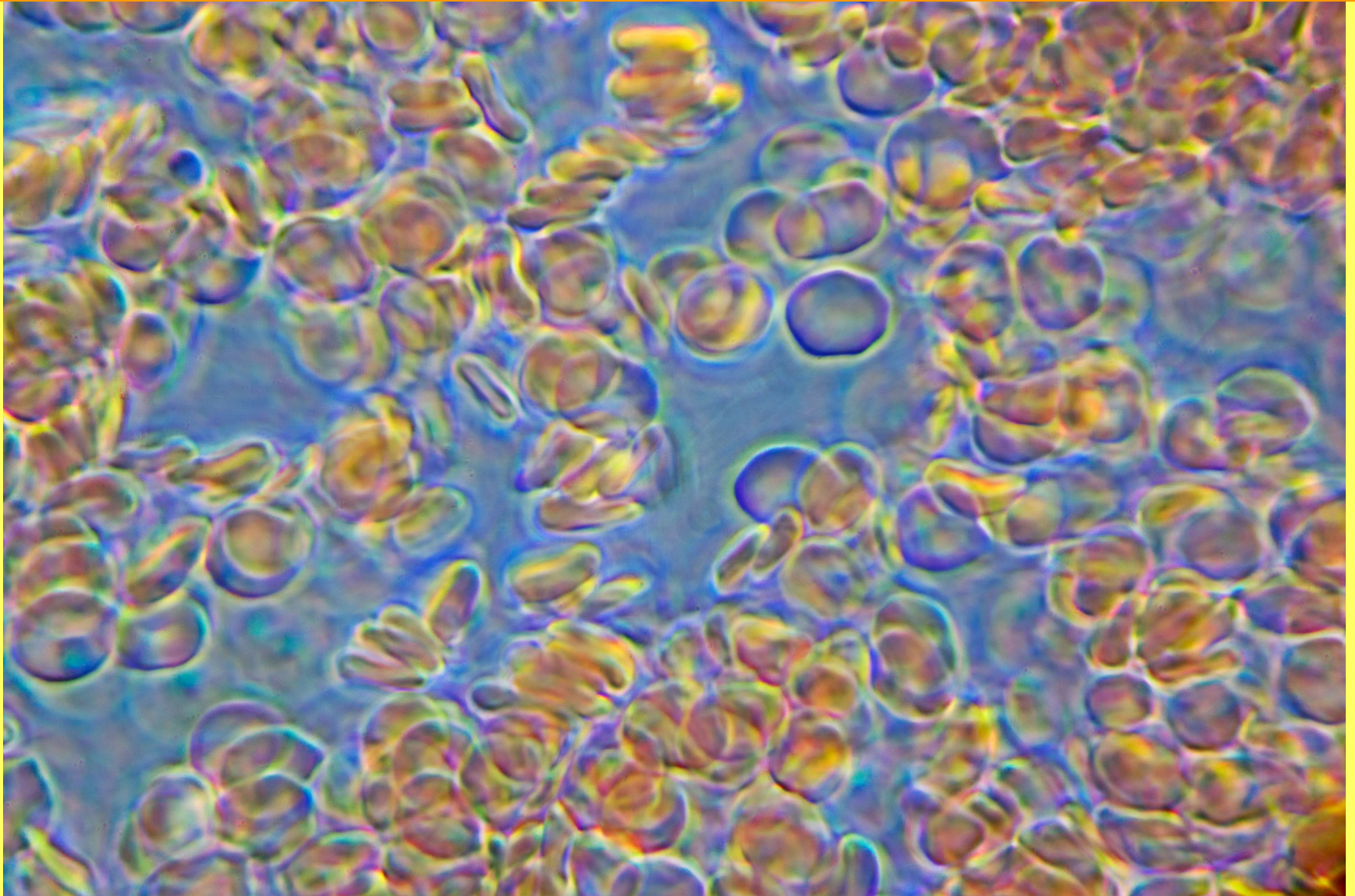


Mikroskopia

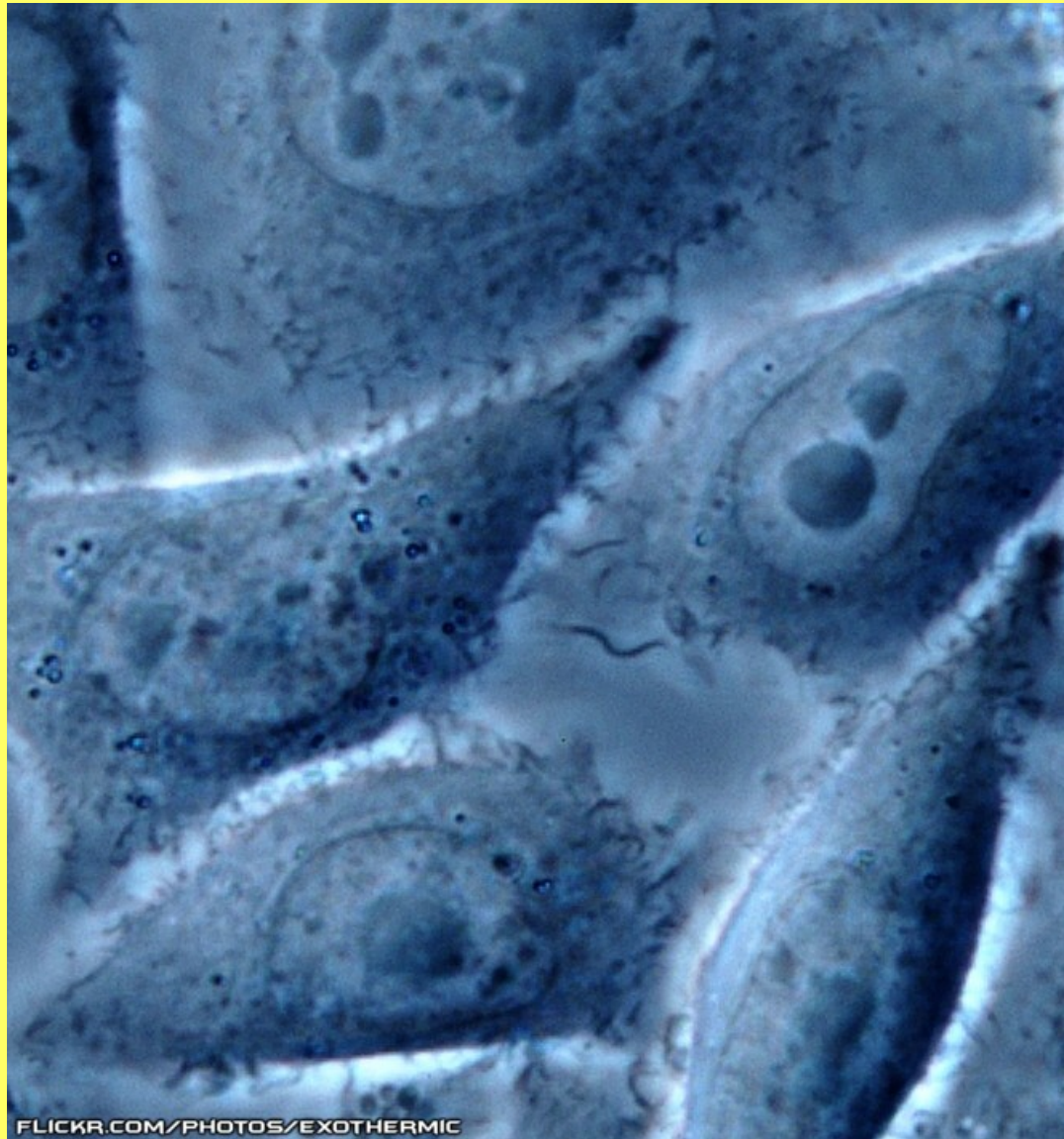
Diagnostyka mikroskopowa

- mikroskopy konwencjonalne (optyczne)
- mikroskopy fazowo-kontrastowe
- mikroskopia elektronowa (raczej biologia i badania)
- nowość: mikroskop konfokalny (*confocal microscopy*)
- tradycyjnie zaliczane do diagnostyki laboratoryjnej

Mikroskop fazowo-kontrastowy

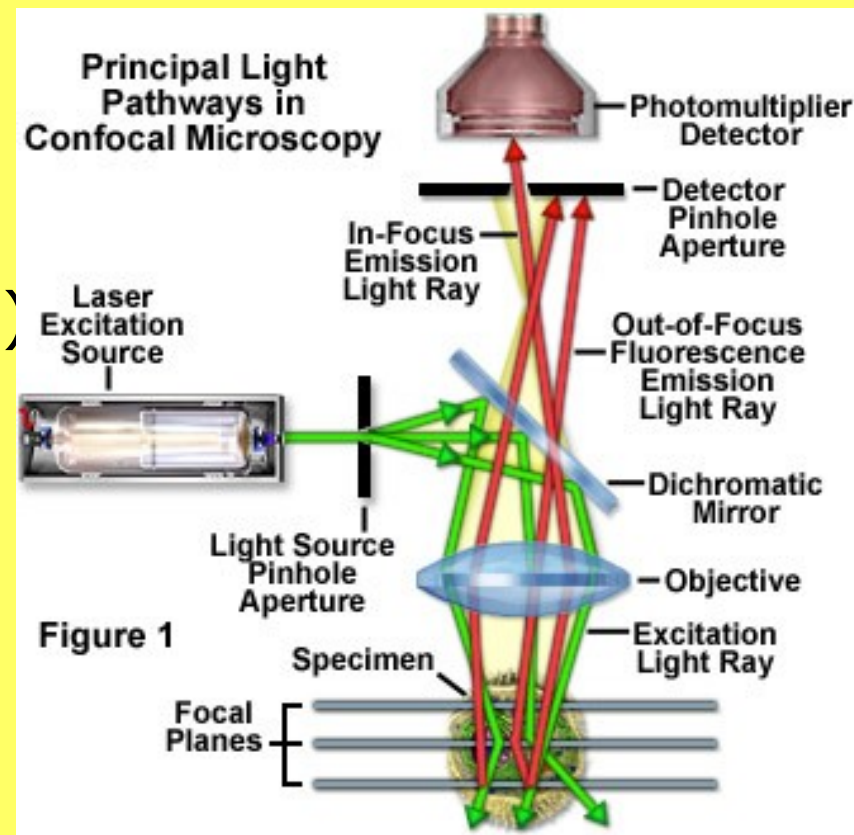


Mikroskop fazowo-kontrastowy



Mikroskopia konfokalna

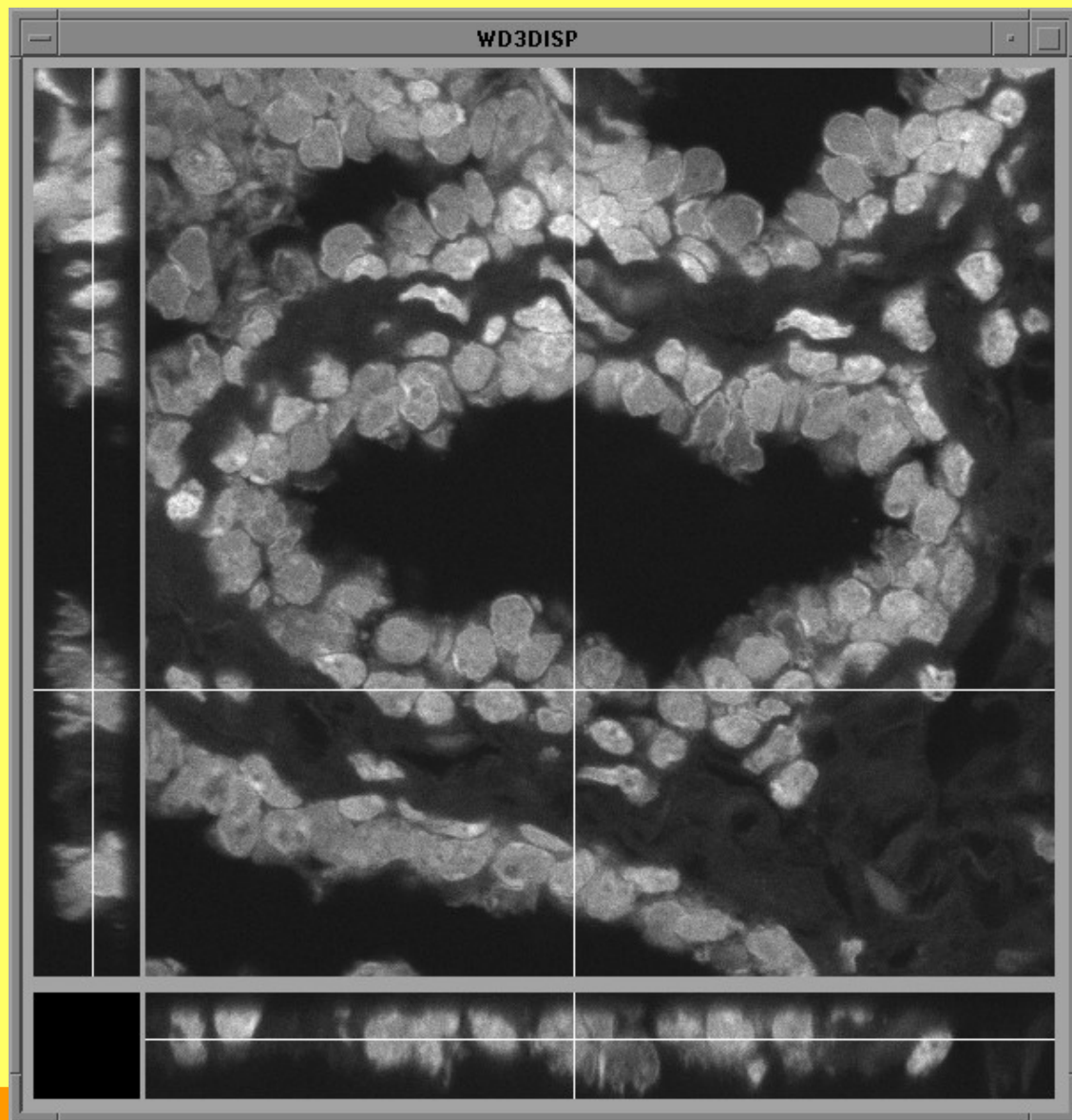
- Idea: oświetlanie preparatu punktowym źródłem światła (w miejsce pełnego oświetlenia całego preparatu)
- Źródło światła: najczęściej laser
- Eliminuje problem poświaty wynikającej z warstw preparatu leżących poza płaszczyzną ostrości
- Wynalazca: Marvin Minsky (1955, patent 1957)



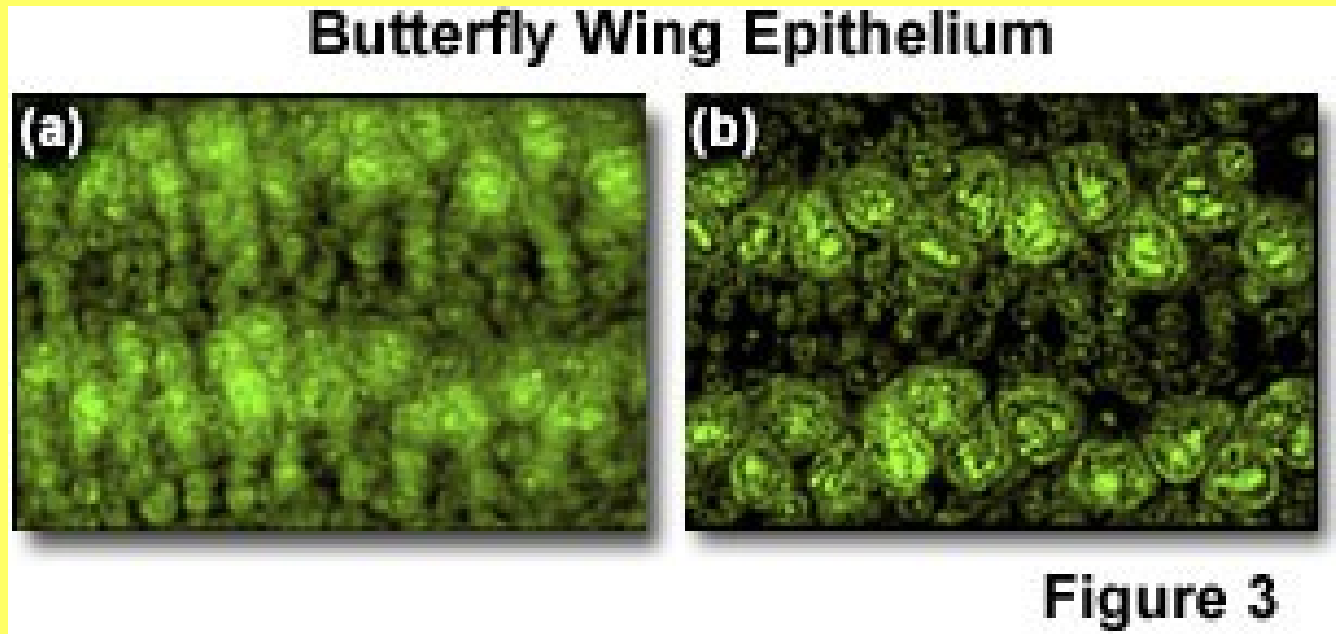
Zasada działania

- Przesłona przed detektorem zapewnia wyselekcjonowanie jedynie promieni odbitych od obiektów leżących w płaszczyźnie ostrości
- Układ optyczny musi się przemieszczać względem preparatu; można to zapewnić dwojako:
 - przemieszczanie preparatu – lepsze z punktu widzenia układu optycznego który powinien być stabilny
 - przemieszczanie układu optycznego – lepsze dla preparatu, który może ulec odkształceniom w wyniku przemieszczeń (zwłaszcza jeśli badanie in vivo)

Przykład



Mikroskopia konfokalna



- Oferuje rozdzielczość lepszą niż tradycyjna mikroskopia optyczna, lecz nadal gorszą niż mikroskopia elektronowa -> zamyka „lukę rozdzielczości”
- Możliwość wizualizacji żywych preparatów
- Możliwość wizualizacji „tomograficznej” – kolejne warstwy

Za: Nikon

Wizualizacja warstw

- System nerwowy embrionu muszki owocowej (wybarwiony odpowiednią techniką)

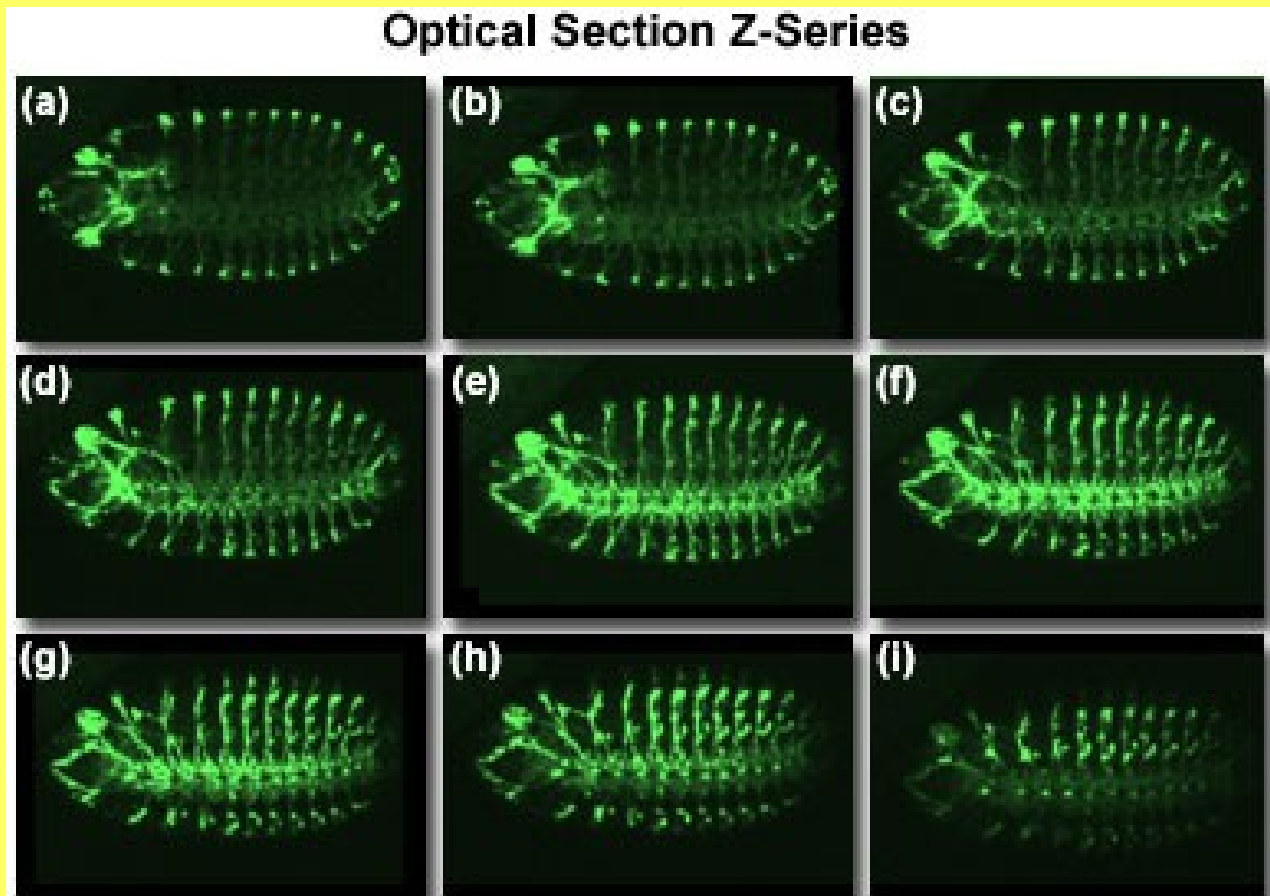


Figure 3

Rekonstrukcja 3D

Optical Section and Z-Series Projection

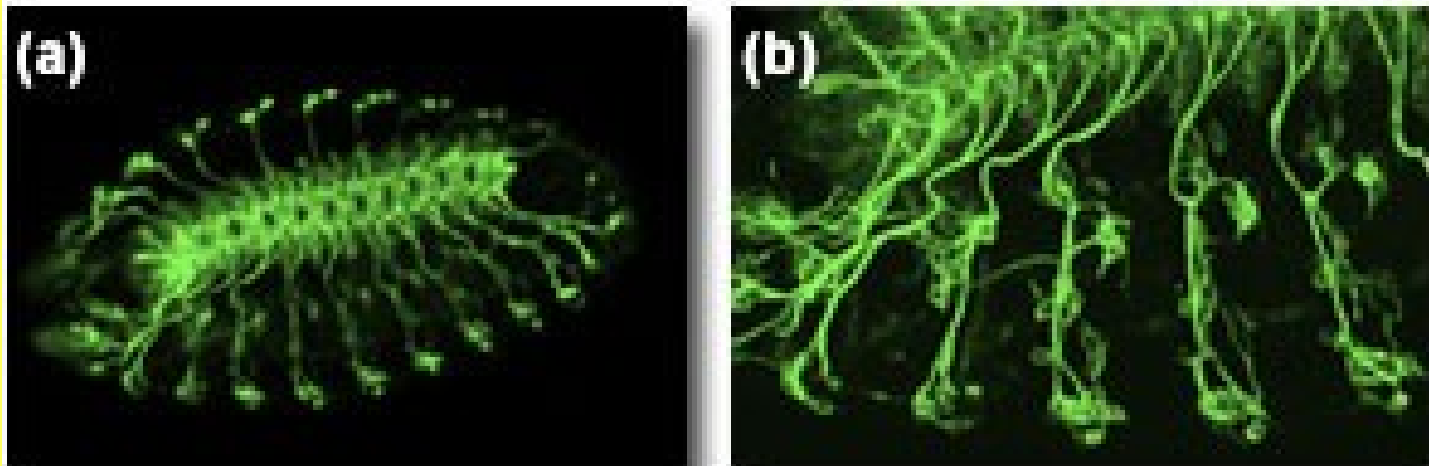
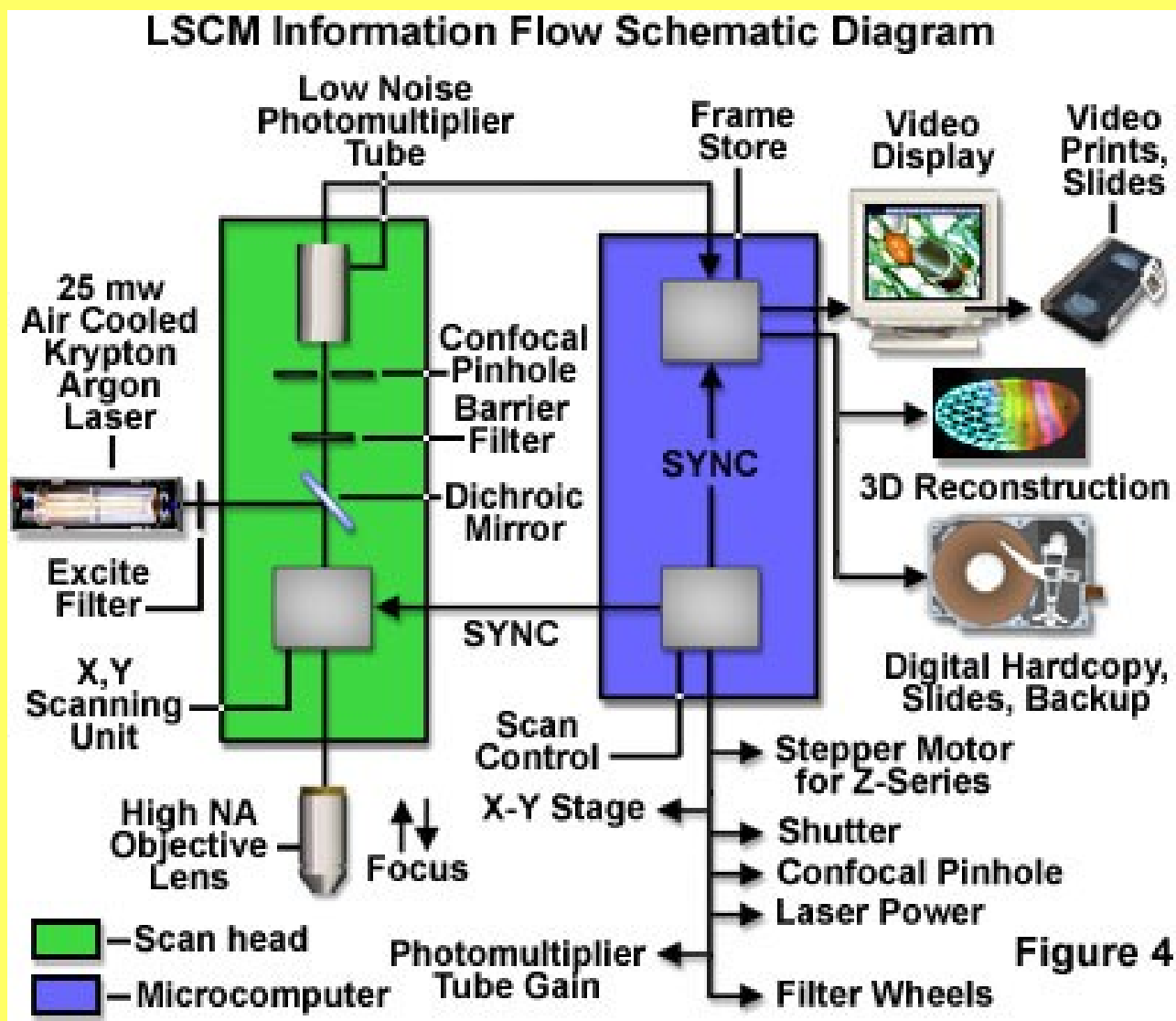


Figure 4

- Obecnie najczęściej wykorzystywany wariant metody: *laser scanning confocal microscope* (LSCM)

Diagram koncepcyjny



Optical Coherence Tomography

Optical Coherence Tomography

Technika: światło lasera przechodzi przez półprzezroczystą powłokę. Po odbiciu jest analizowane, co pozwala na odtworzenie wierzchnich struktur badanego materiału.

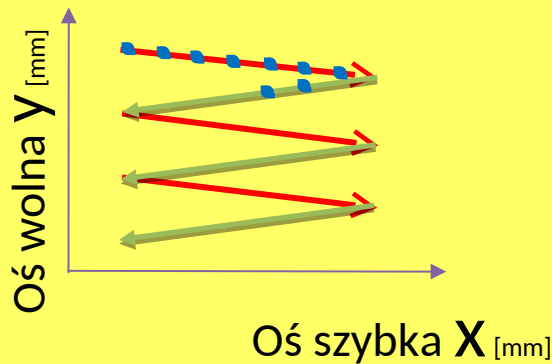
Zastosowania:

- badania dna oka,
- badania angiograficzne,
- badania powłok malarskich.

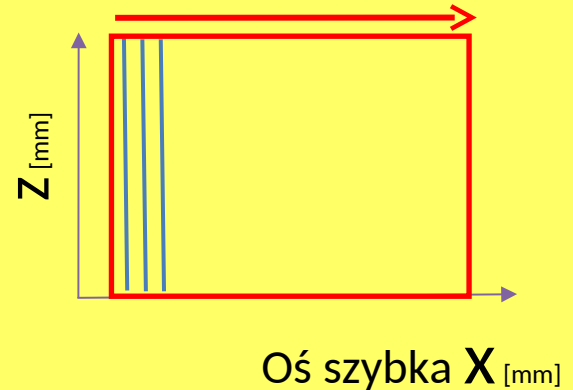
Informacje ogólne o obrazie uzyskiwanym za pomocą OCT

||| lub A-scans – linie przekroju
←→ B-scans – przekrój

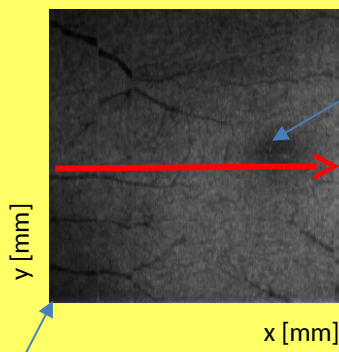
Widok z góry



Widok z boku

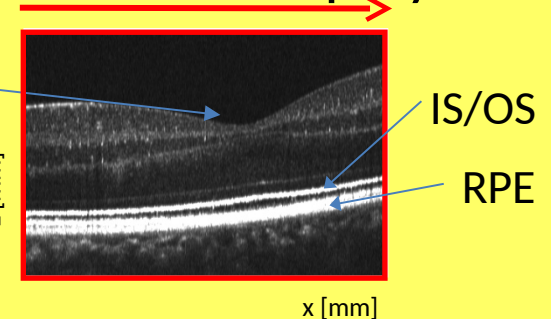


Widok z góry - przykład



Dołek środkowy

Widok z boku- przykład

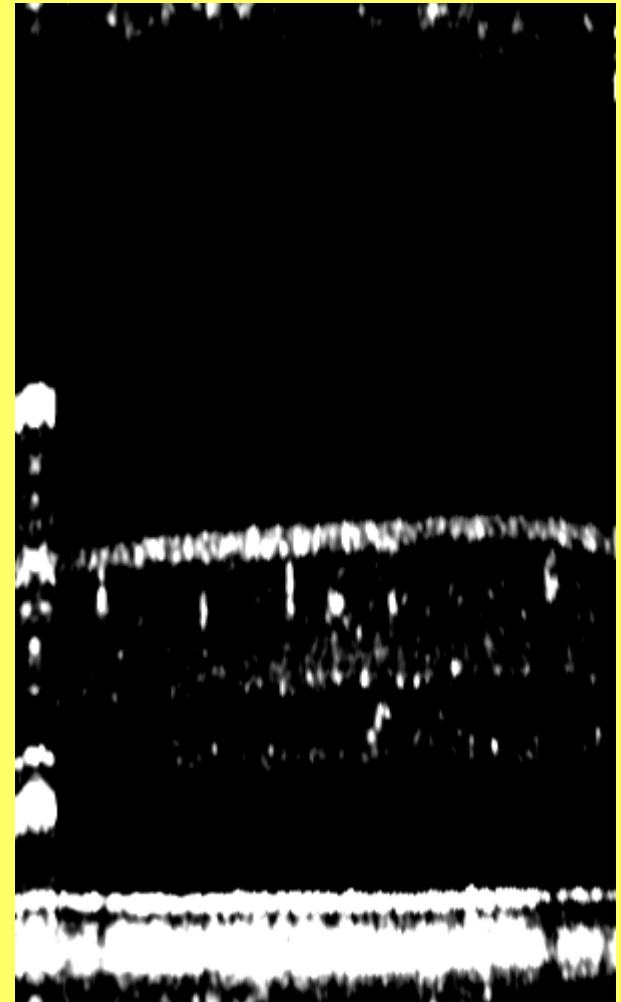
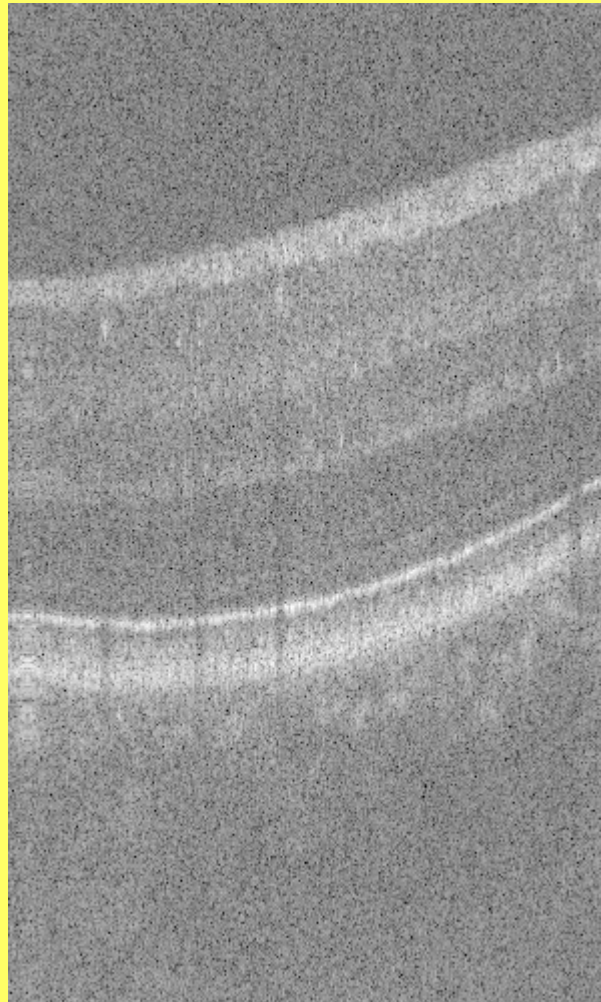


Obraz „en face” otrzymany przez posumowanie wszystkich pikseli w obrębie każdego A-skanu

Przykładowy B-scan
(przekrój porzeczný) złożony
z 300 linii (A-scans)

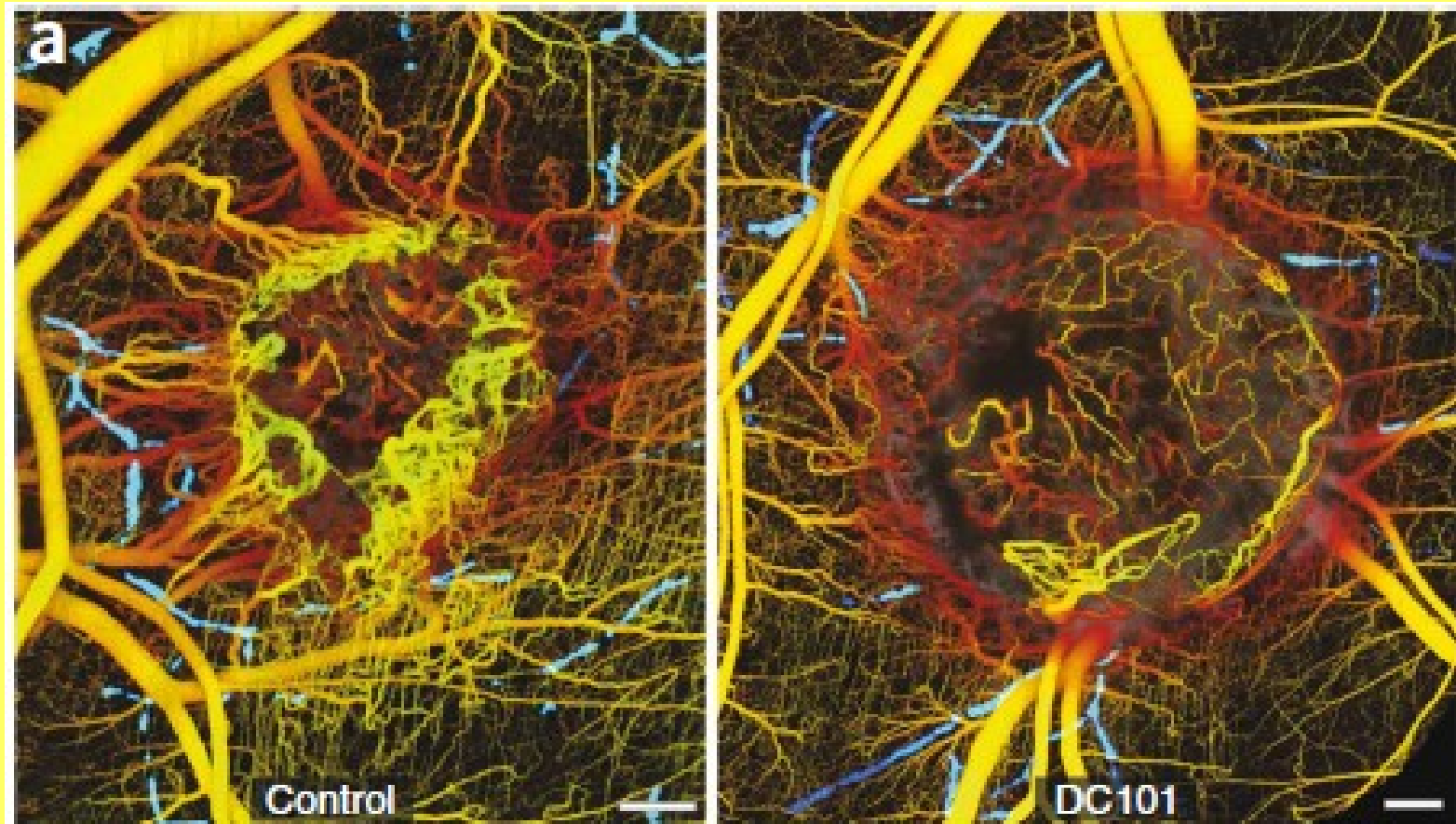
Obraz dna oka

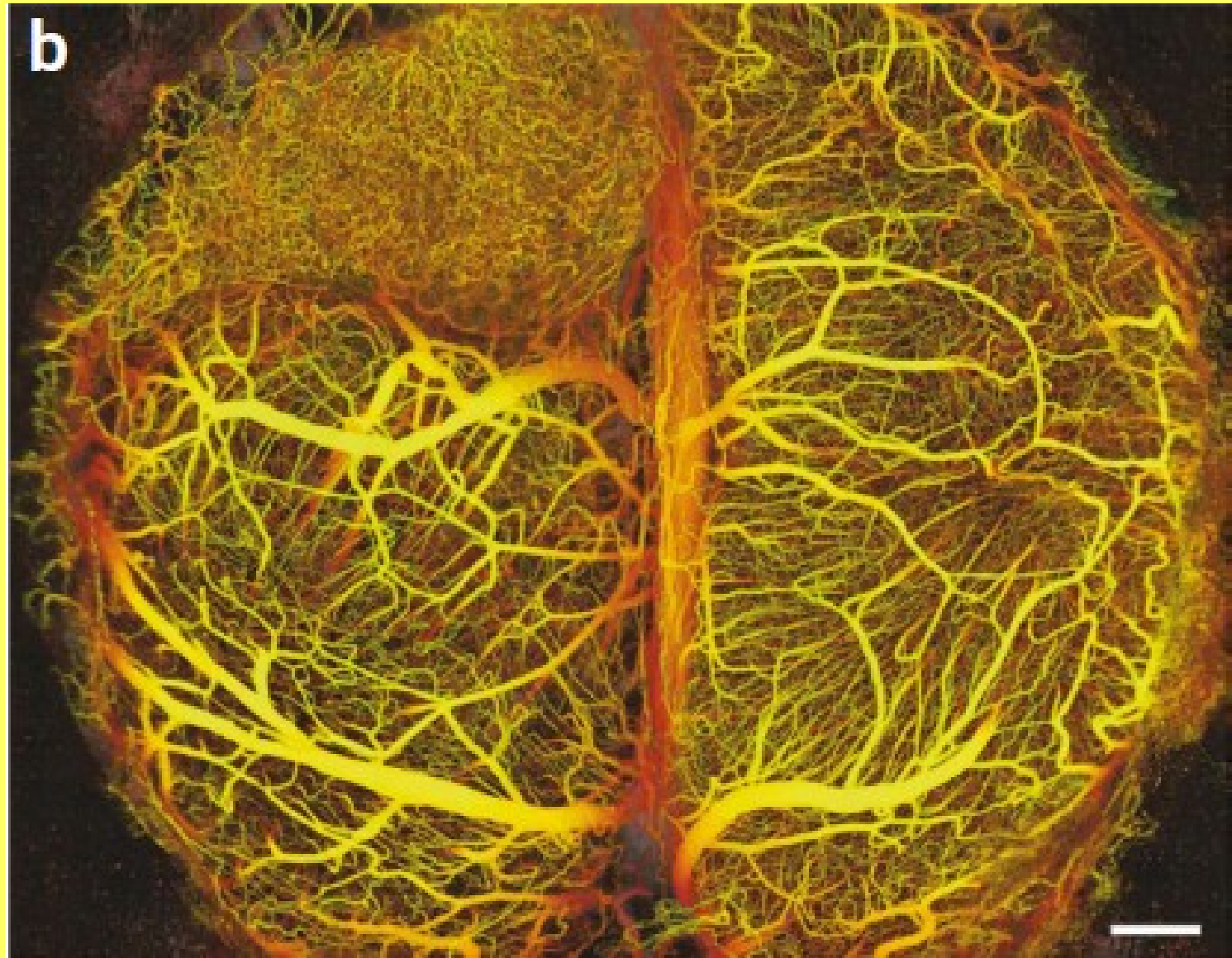
- Obraz oryginalny oraz przetworzony pod kątem wykrywania naczyń krwionośnych
- Rozdzielczość rzędu 2-3 μm



OCT – obrazy angiograficzne

Przykładowe obrazy map angiograficznych uzyskanych za pomocą OCT w niedawno opublikowanej pracy w Nature. Obrazy z mózgu myszy z guzem nowotworowym, gdzie kolor koduje położenie w głębi. Kolor niebieski to naczynia limfatyczne.





Zarządzanie danymi obrazowymi w medycynie

Udostępnianie i archiwizacja medycznych danych obrazowych

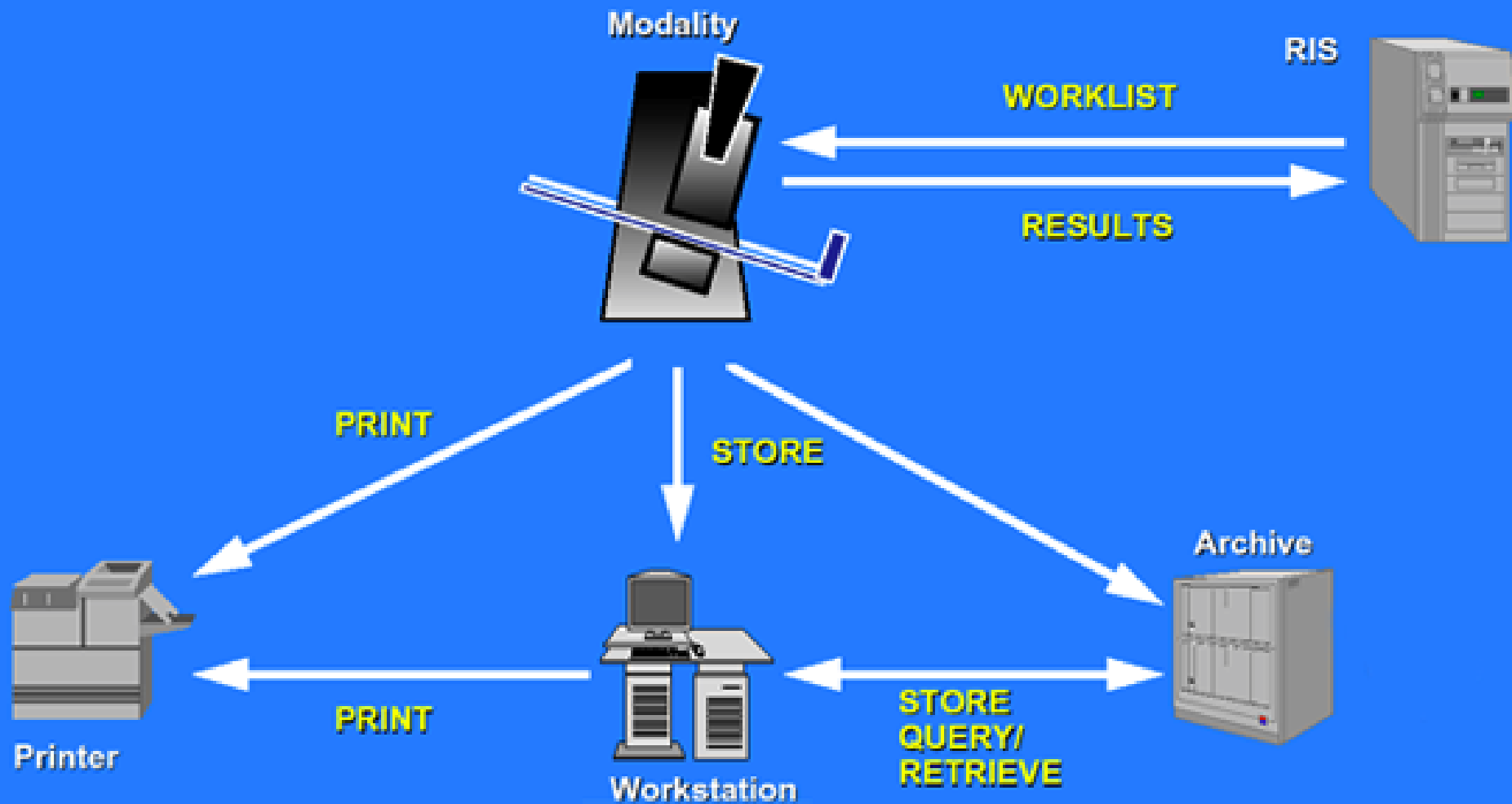
W wersji analogowej:

- Do niedawna nawet obrazy cyfrowe (CT/MRI) były przenoszone na błony filmowe, bo to wygodne do oglądania dla radiologów; czasem video.
 - Filmy/błony są znakowane i trafiają do archiwum. W razie potrzeby obejrzenia ponownie robi się kopię.
 - Typowo na miejscu przechowuje się zdjęcia z 6..12 miesięcy; potem trafiają do magazynu (na co najmniej 7lat)
 - Wymogi prawne
- Problemy:
 - objętość
 - czas dostępu
 - czas przesyłania / komunikacja

PACS

- Picture Archiving and Communication Systems
- Klasa systemów odpowiedzialnych za dane przechowywanie danych obrazowych w ośrodkach opieki medycznej.
- Dwojaka interpretacja:
 - oprogramowanie
 - sprzęt

Simple Services Example



PACS

Funkcje:

- przechowywanie

- wyszukiwanie

- udostępnianie

- Prezentacja

Technicznie: obrazowa baza danych + interfejsy sieciowe (głównie DICOM).

Opis przykładowego rozwiązania typu PACS: K-PACS

K-PACS

Zestaw klient + serwer.

Funkcjonalności K-PACS Viewer (za materiałami autorów):

- Server connection and file import/export:
- Query/Retrieve SCU (Service Class User) on patient, study and series level
- Move SCU
- Store SCU from local K-PACS database or external DICOM data (e.g. CDs) to target archives
- Supported DICOM data compression: uncompressed, JPEG-Lossless (J1), JPEG-lossy (J4)
- Export of native DICOM data (with option for anonymization) e.g. into the current DicomWorks folder
- Format conversion from DICOM to JPEG and Bitmap and vice versa
- 2-Click email export of DICOM studies with or without anonymization, compression or encryption
- Printing of DICOM images on Windows® printers
- Possibility to modify DICOM tags

Viewing:

- Regular tools: cine, zoom, magnifier, pan, windowing
- Measuring: distance, density (HE)
- Compare / tile-screen mode: between series of one study, different studies or different patient
- comfortable series preview bar with thumbnails

K-PACS

DICOM configuration [X]

Query/Retrieve | DICOM Print | Modality Worklist

Test	Logical name	DICOM AE title	IP address	Port number
ECHO	Conquest(Example)	CONQUESTSRV1	127.0.0.1	5678
ECHO	iQ-VIEW PRO	IQSERVER1	192.110.130.16	104
ECHO	iQ-VIEW	IQSERVER2	192.110.130.17	104
ECHO	iQ-WEBX	PACS	192.110.130.18	1234

Logical name: iQ-WEBX DICOM AE title: PACS IP address: 192.110.130.18 Port number: 1234

Add Clear Change Save

K-PACS client

K-PACS Workstation V 1.5.0

Search filter

Search Patient ID Patient name Referring physician Modality filter

Today Accession no Date of birth Study description

Yesterday From: To: Status

Clear entries 11 Studies found.

Query Network Database Filesystem Email

☒ Imagebox

Configuration

US CT MR DR

OT SC SR RF

NM CR XA MG

☐ All

Viewer

Modify

Transfer

Export

Import

Jobs

Modality	Status	Patient name	Patient ID	Date of birth	Study date	Referring Phys.	Description
CT		Proton Usos	00009	24.01.1977	21.02.2005	43L	Thorax
CR		Trauma Poly	19571003	03.10.1975	23.04.2002	OR	Lower Limb
CT		Reference Images	-		22.09.1999		TestStudy
CR		Hodgkin Sabine	00003	23.05.1987	08.07.2005	HÄM	Thorax

Series ...	Description	Body part	Patient position	Modality	Series date	Series time
☒ S 000000...	--	CHEST			20050708	124913.000000
☒ S 000000...	--	CHEST			20050708	125008.000000

Image ...	Image type	Slice location	Number of frames
☒ I 000000...	--	0	

Series 1

Series 2

STATUS:

Server Status ☒ Disc Status ☒

K-PACS client

Modify header data [X]

Anonymize

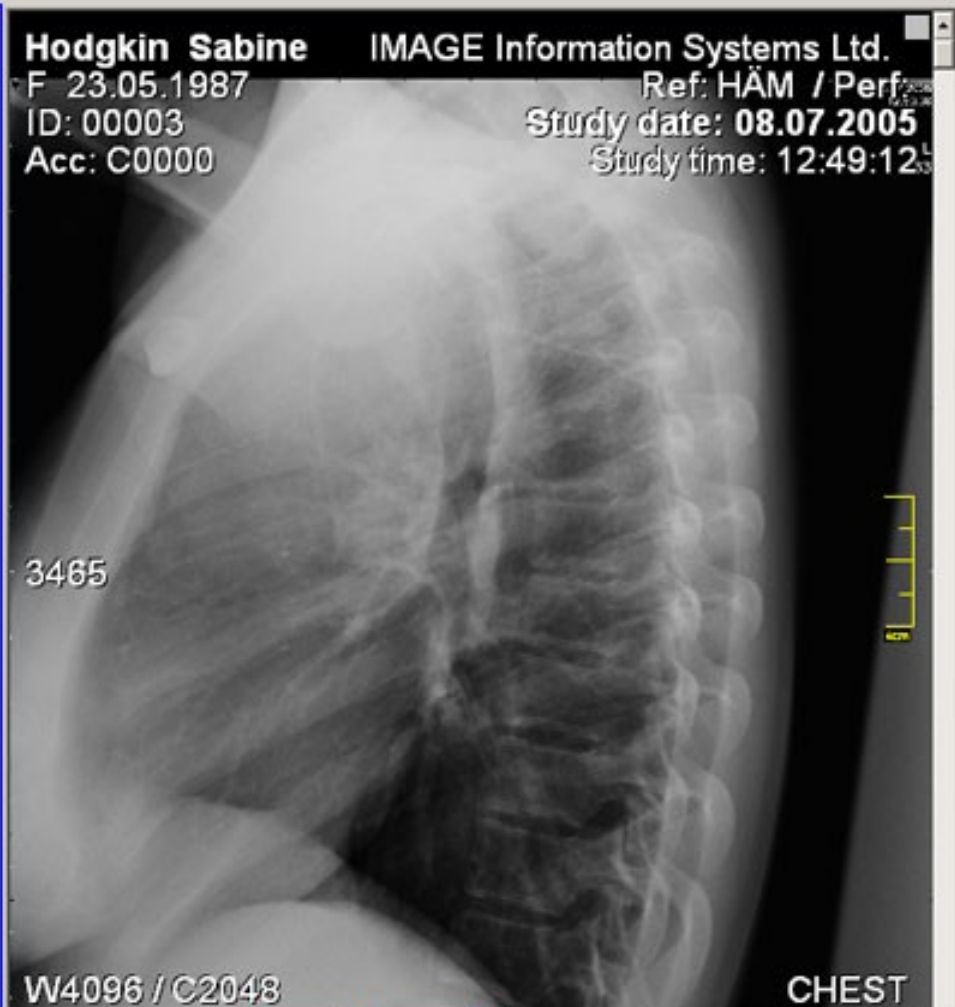
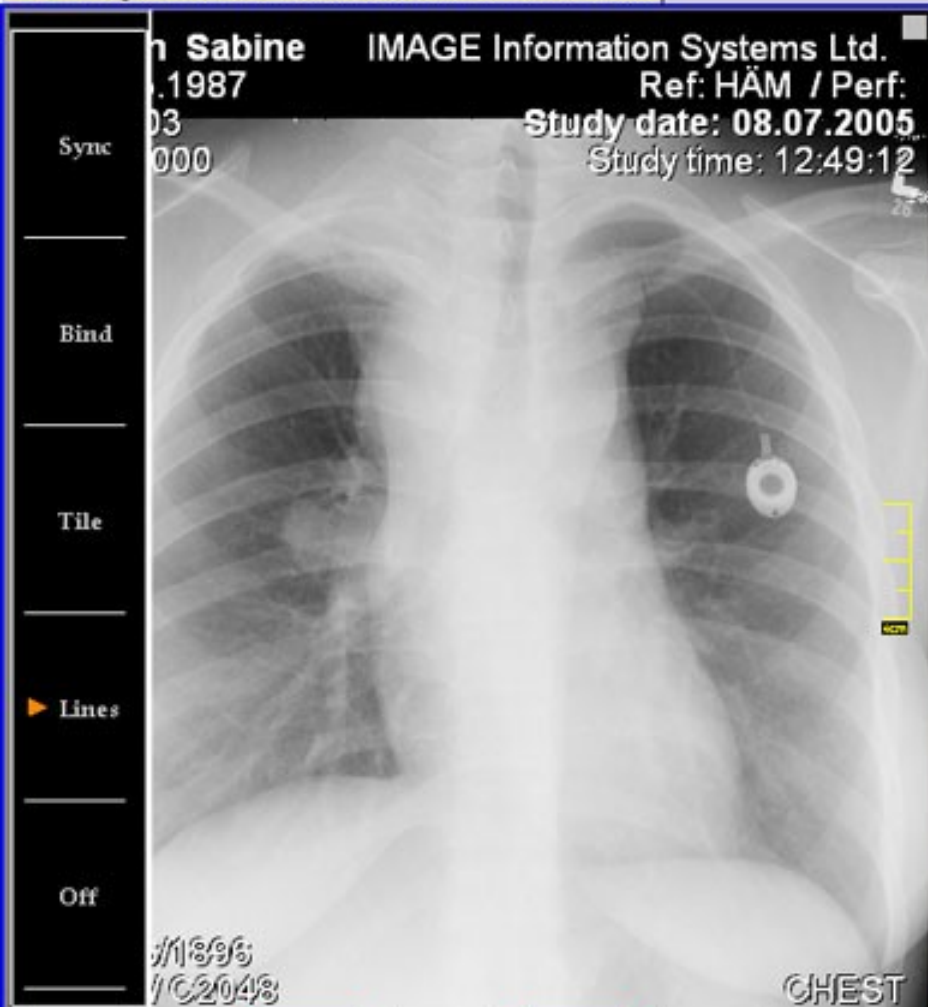
DICOM Tag	Value
Patients Name (0010,0010)	Hodgkin Sabine
Patient ID (0010,0020)	00003
Patients Birth Date (0010,0030)	23.05.1987
Patients Sex (0010,0040)	F
Study Date (0008,0020)	08.07.2005
Study Description (0008,1030)	Thorax
Physicians Name (0008,0090)	HÄM
Accession Number (0008,0050)	C0000
Institution Name (0008,0080)	IMAGE Information Systems Ltd.
Study Instance UID (0020,000D)	1.2.392.200046.100.2.1.400046.4453.20050708124912

Accept Cancel





Hodgkin Sabine, 23.05.1987: CR from 08.07.2005



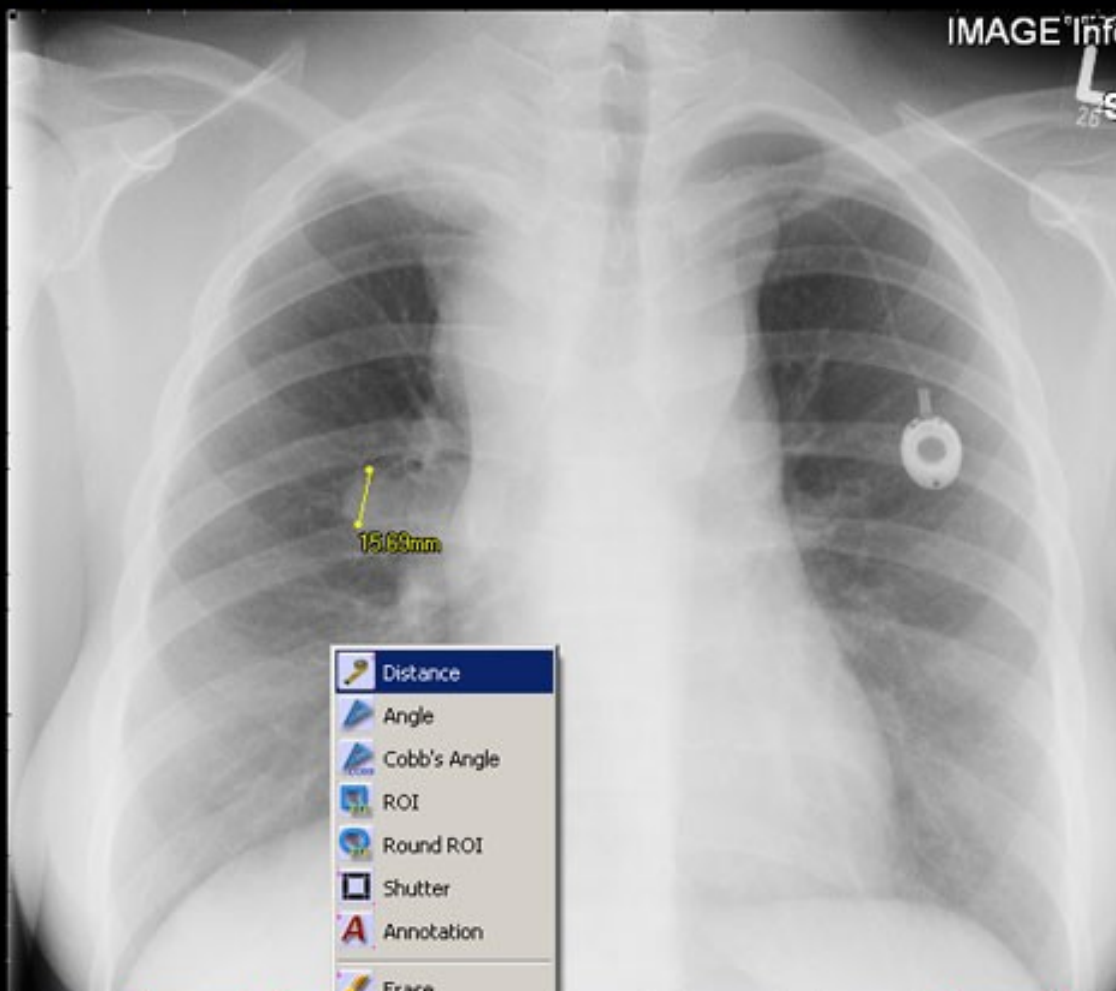


Hodgkin Sabine , 23.05.1987: CR from 08.07.2005

Hodgkin Sabine
F 23.05.1987
ID: 00003
Acc: C0000

IMAGE Information Systems Ltd.
Ref: HÄM / Perf:
Study date: 08.07.2005
Study time: 12:49:12

889



- Distance
- Angle
- Cobb's Angle
- ROI
- Round ROI
- Shutter
- Annotation
- Erase
- Modify

XY: 297/1877
W4096 / C2048

CHEST



Printer: WindowsPrint: \\server\VER
Paper format:
Orientation: Portrait

IMAGE Information Systems Ltd.

Hodgkin Sabine , 23.05.1987: CR from 08.07.2005

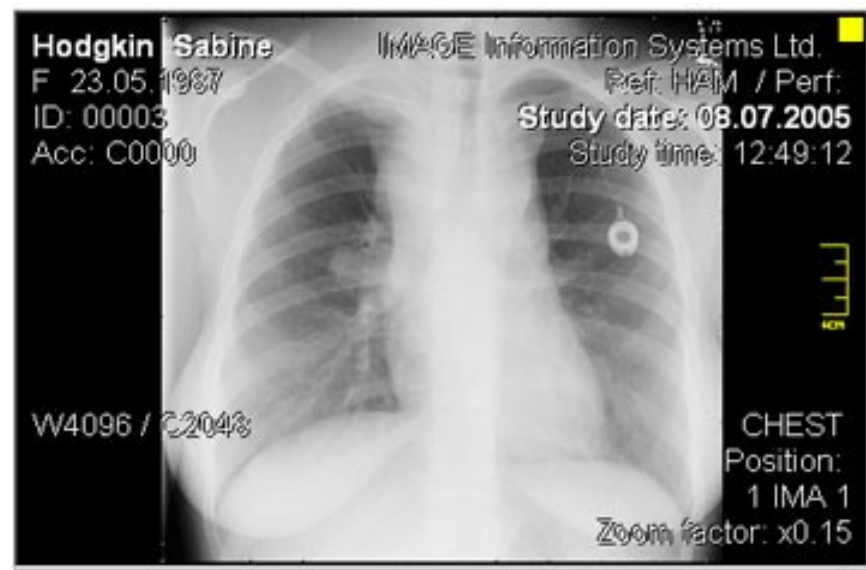


Image output

- ☐ Current image
- ☐ Current series
- ☒ Current study
- ☐ Selection

2 Images

Layout

- ☐ 1x1 ☒ 1x2
- ☐ 2x1 ☐ 2x2
- ☐ 2x3 ☐ 3x2
- ☐ 3x3 ☐ 3x4
- ☐ 3x5 ☐ 4x5

One page

- ☒ Print text overlay
- ☒ Print page header
- ☐ Black Text Backgnd.

Printer settings



☐ Reduce print job size

Print

Uwagi

- Przydatność/konieczność kompresji danych (bezstratnej)
- Dyski optyczne lub streamery (mniej popularne i chyba mniej perspektywiczne)
- „Hierarchczna” struktura archiwizacji: świeże wyniki, na które zapotrzebowanie jest potencjalnie duże, szybko i wygodnie dostępne; starsze na mniej szybkich nośnikach
- Dość poważne wymagania odnośnie przepustowości sieci.

PACS a inne systemy informatyczne

- Istotne zadanie: integracja i spójna (jednoczesna) prezentacja danych obrazowych i klinicznych
 - w tym celu: niezbędna współpraca z systemami HIS (Hospital Information System) i RIS (Radiology Information System)
- Ważne wymaganie praktyczne: *single point of access*
 - Użytkownicy mają dostęp do wielu (w idealnym przypadku wszystkich) systemów informatycznych (HIS, PACS, RIS, LIS, etc.) za pomocą jednego logowania.

Radiology Information Systems (RIS)

Zarządza procesem obrazowania medycznego od strony 'logistycznej'.

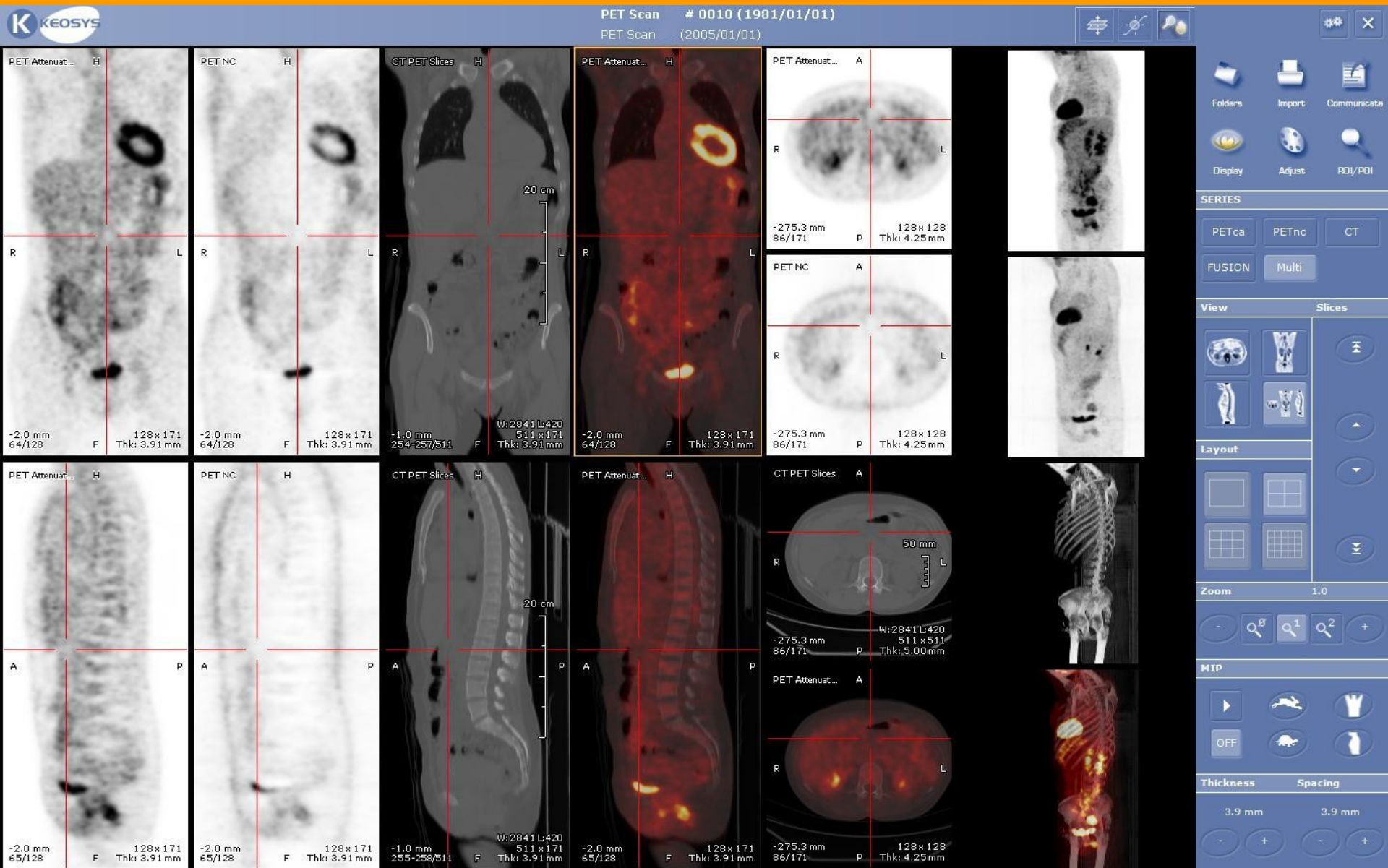
Oferowane funkcjonalności:

- Rejestracja pacjenta
- Przeprowadzanie badania
- Wprowadzanie wyników
- Raportowanie
- Dostarczanie wyników
- „Śledzenie” pacjenta

Typowe zadania systemów RIS

- ustalanie terminów badań,
- rejestracja i szeregowanie pacjentów,
- przedkładanie wyników specjalistom,
- transkrypcja wyników (często taśma magnetofonowa);
 - były próby tworzenia systemów komputerowych do wprowadzania rozpoznań (np. języki złożone ze słów, fraz, obrazów, lub wielopoziomowe menu)
- przesyłanie wyników,
- wystawianie rachunków.
- zarządzanie biblioteką (archiwum),
- potwierdzanie poprawności diagnozy radiologów (np. przez patologów);
informacja zwrotna.

Screenshot innego systemu PACS



Screenshot typowego systemu PACS



Wierność reprezentacji cyfrowej

- Reprezentacja cyfrowa prowadzi do dyskretyzacji obrazu:
 - Przestrzennej (raster)
 - Wartości sygnału (liczba bitów na piksel)
- Istotne pytanie: czy to nie przekłada się negatywnie na jakość diagnozowania?
- Prowadzonych było wiele badań dotyczących potencjalnego wpływu jakości obrazów na trafność diagnoz stawianych przez specjalistów.
- Przykład wyników jednej z takich analiz:
 - 59 radiogramów diagnozowanych przez sześciu radiologów
 - tabelka obok ->
 - Punkt odniesienia: Panel radiologów
 - Głębia: 8bitów
 - Dane zawierały także przypadki normalne (fizjologiczne)

Rozdzielczość	% błędów
512	50%
1024	29%
2048	1.4%

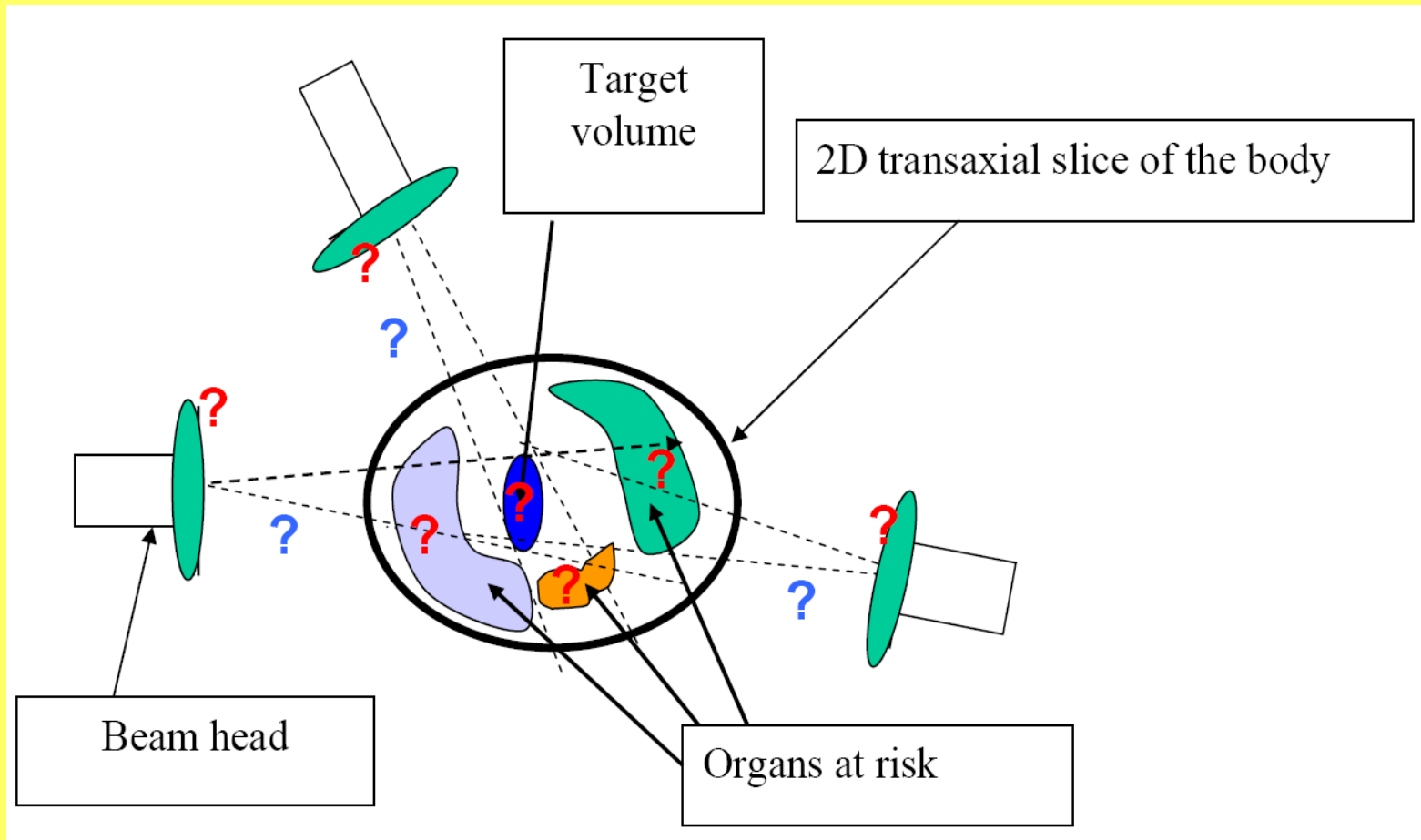
Perspektywy diagnostyki obrazowej

- Nowe techniki diagnostyczne
 - Funkcjonalne (czynnościowe)
 - Wielomodalne (np. CT+PET)
- Czynniki kształtujące dalszy rozwój diagnostyki obrazowej:
 - rosnąca liczba badań
 - nacisk na zmniejszenie kosztów badania
- Radiolodzy zalewani są rosnącymi wolumenami danych, których interpretacja jest coraz trudniejsza.
 - Potrzeba rozwijania nowych technik inteligentnej analizy danych.

Zagadnienia powiązanie z
obrazowaniem medycznym

Terapia radiacyjna

Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)



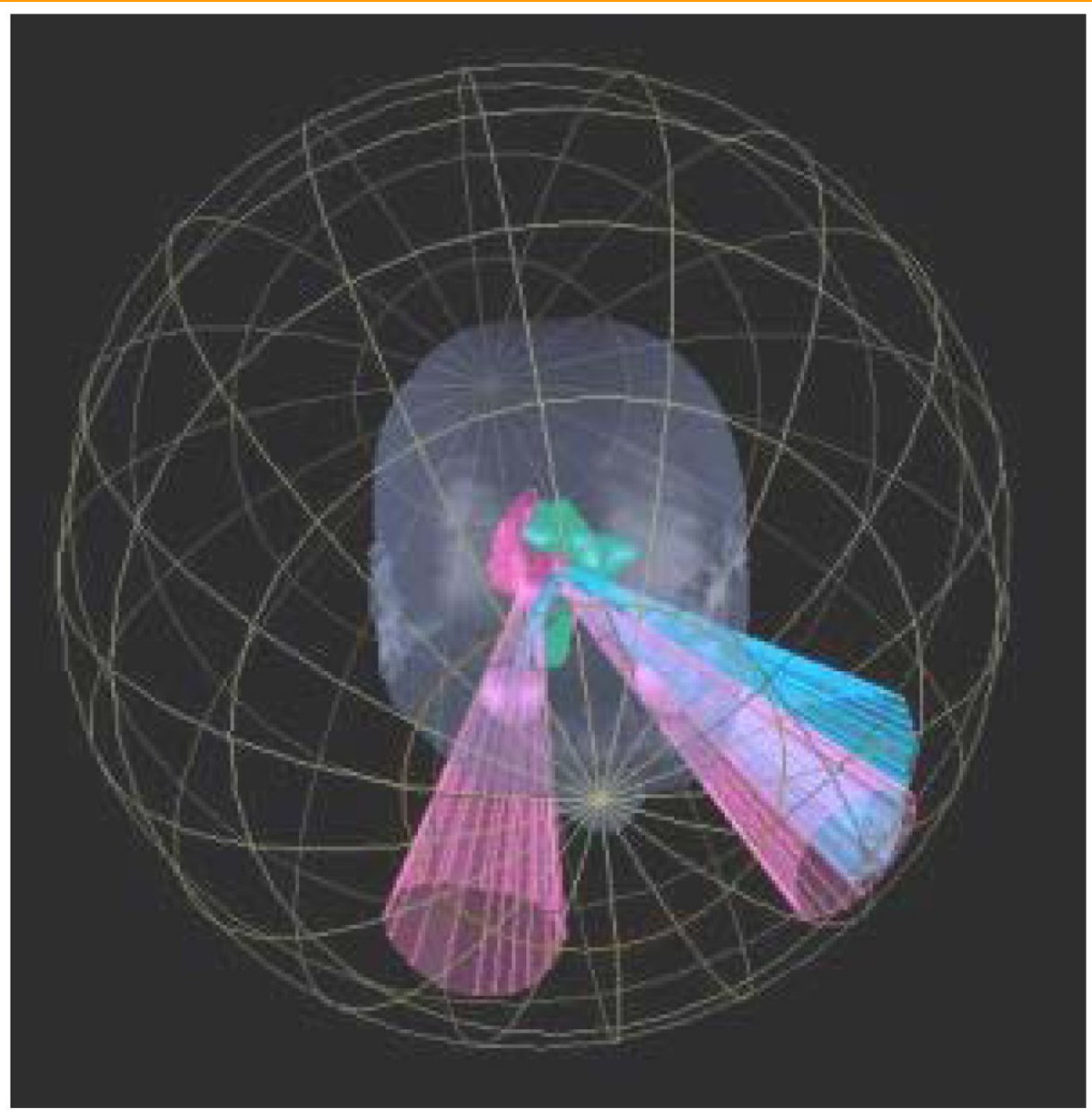
Terapia radiacyjna

Pytania:

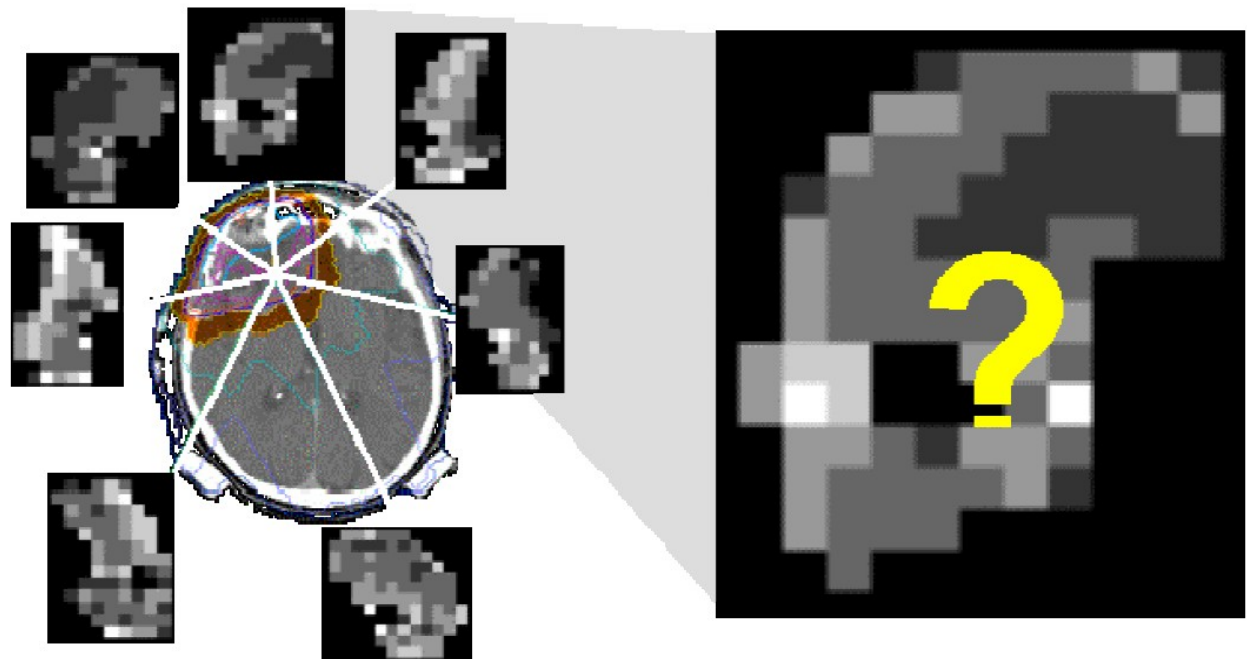
Ile promieni (kątów natarcia) zastosować?

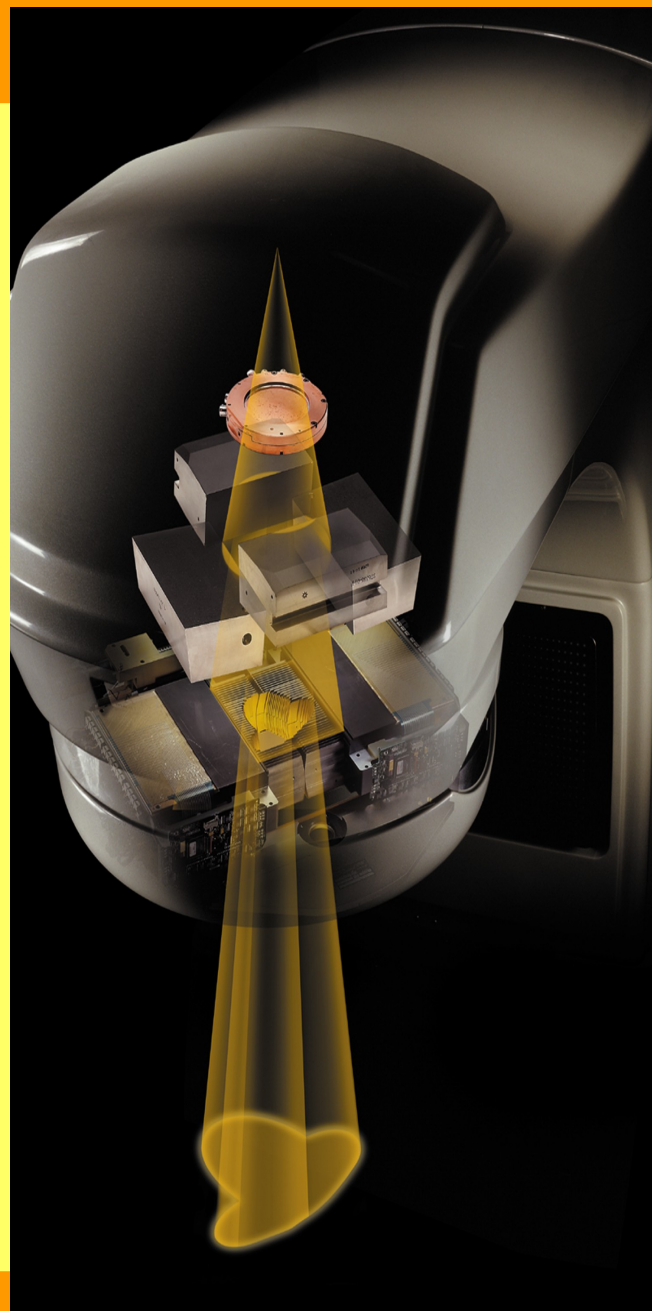
Jak dobrać intensywność promieniowania?

Jak modulować promieniowanie?



Which intensity
profile gives the
best
conformal
picture of
tumor?





Intensity matrix of size $m \times n$:

$$A = \begin{pmatrix} 5 & 5 & 3 & 3 \\ 2 & 2 & 5 & 2 \\ 5 & 3 & 3 & 3 \\ 2 & 5 & 5 & 3 \end{pmatrix}$$

Segments (allow to modelize the leaves of the collimator):



$$\begin{pmatrix} l_1 = 0, & r_1 = 3 \\ l_2 = 2, & r_2 = 4 \\ l_3 = 0, & r_3 = 2 \\ l_4 = 1, & r_4 = 4 \end{pmatrix}$$

