

Diagnostyka obrazowa

Zastosowania Informatyki w Medycynie

Krzysztof Krawiec
Instytut Informatyki
Politechnika Poznańska

Diagnostyka obrazowa: wprowadzenie

Diagnostyka obrazowa

- Próba definicji:
 - Radiologia – zbiór metod stosujących różne rodzaje promieniowania w celu rozpoznawania lub leczenia. Jej częścią jest *diagnostyka radiologiczna* zwana również *diagnostyką obrazową* lub *obrazowaniem radiologicznym*
 - *Medical image generation* – process of producing the images that health professionals use to visualize the internal structure and functions of the body indirectly.
- Zbliżony termin: obrazowanie medyczne (ang. *medical imaging*)

Zastosowania diagnostyki obrazowej

Cztery główne zastosowania diagnostyki obrazowej:

1. Wizualizacja (ang. *visualization*)
2. Analiza ilościowa (ang. *quantitation*)
3. Lokalizowanie (ang. *localization*)
4. Badania przesiewowe (ang. *screening*)

1. Wizualizacja

- Pytanie które się stawia: czy widoczne są symptomy/cechy choroby (tak/nie)
- Nowoczesne techniki obrazowania umożliwiają przeprowadzenie specjalizowanej procedury diagnostycznej zorientowanej na konkretne schorzenie (np. przez dostosowanie skali szarości w CT)
- Procedury techniczne:
 - odsumianie,
 - wzmacnianie krawędzi,
 - wyostrenie rozmytych obrazów (*image enhancement*),
 - wizualizacja 3D,
 - „odslanianie” zasłoniętych organów

2. Analiza ilościowa

- Zbieranie/obliczanie mierzalnych parametrów opisujących wybrany organ pacjenta.
- Przykłady: objętość komór serca, wielkość dziecka w łonie matki,
- Tzw. „electronic calipers” (elektroniczne cyrkle), pióra świetlne; oblicza/przelicza komputer; zaleta: mniejszy błąd, żmudne
- Typowo:
 - estymacja objętości organów na podstawie pomiarów 2D, przy założeniu o uproszczonym kształcie (cylindry, elipsoidy);
- 3D daje możliwość dużo b. precyzyjnych pomiarów, ale parametrów będzie/jest zbyt dużo i pomiar elektroniczny/komputerowy będzie niezbędny.

3. Lokalizowanie

- Cel: dokładna lokalizacja uszkodzenia (lesion) (urazu lub zmiany patologicznej)
- Głównie w chirurgii i terapii radiacyjnej
również istotne dla interwencyjnych procedur radiologicznych (np. punkcje, biopsje, drenaże), np. wrzody (abscess)
- Poza lokalizacją zmiany/uszkodzenia także wybór drogi dostępu (kąt, głębokość)
- Dane 3D bardzo cenne, bo lokalizacja uszkodzenia musi z reguły odnosić się do zewnętrznych punktów orientacyjnych (landmarks) na ciele pacjenta (np. *trzy centymetry nad pępkiem* (umbilicus)) analogicznie do potrzeb terapii radiacyjnej

Diagnostyka obrazowa

7

4. Badania przesiewowe

- Cel: odsianie z dużej populacji osób pacjentów/obrazów „podejrzanych” i przeznaczenie ich do dalszej analizy przez specjalistę
 - Może dotyczyć wielu badań lub jednego badania którego wyniki są bardzo obszerne
- Interpretacja dużej liczby wyników (obrazów) jest żmudna np. rutynowe:
 - przedoperacyjne prześwietlanie klatki piersiowej, okresowe
 - badania mammograficzne
- Charakterystyczne dla badań przesiewowych:
 - względnie niskie prawdopodobieństwo wyniku pozytywnego,
 - „zmęczenie” wynikami negatywnymi
 - możliwość komputerowo wspomagana interpretacja obrazów radiologicznych (z owozeniem zastosowane w EKG)

Diagnostyka obrazowa

8

Diagnostyka obrazowa: Przegląd metod

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.

Pierwsze zdjęcie RTG

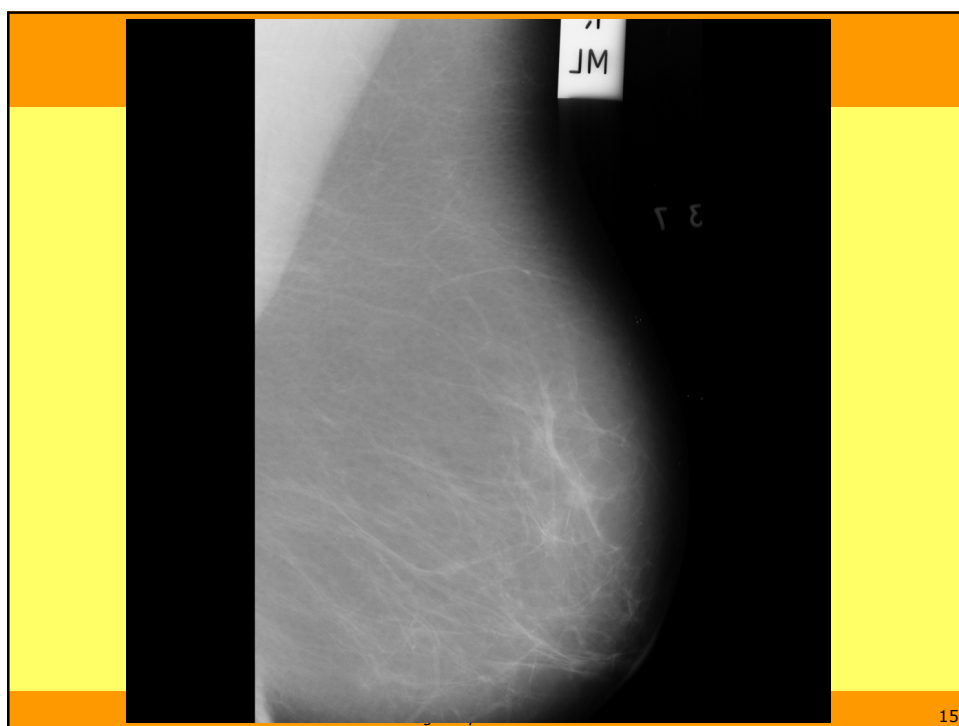
- Odkrycie promieni X miało zasadniczo charakter przypadkowy
- Zdjęcie ręki pani Roentgen ->
- Co to za dziwna narośl?



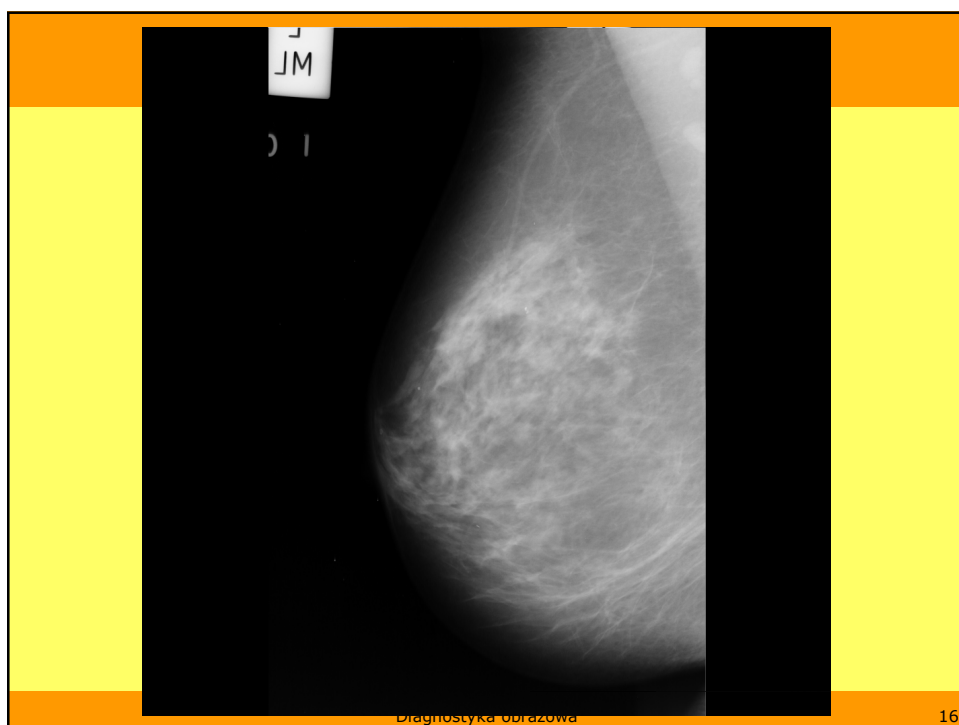
Charakterystyka obrazów rentgenowskich

- Obraz rentgenowski to tzw. „shadowgraph”
- Pojawiają się różne „cienie” z racji różnego pochłaniania tego promieniowania przez tkanki.
- Przykład: mammografia = badanie rentgenowskie sutka (często jako badanie przesiewowe)





15



Diagnostyka obrazowa

16

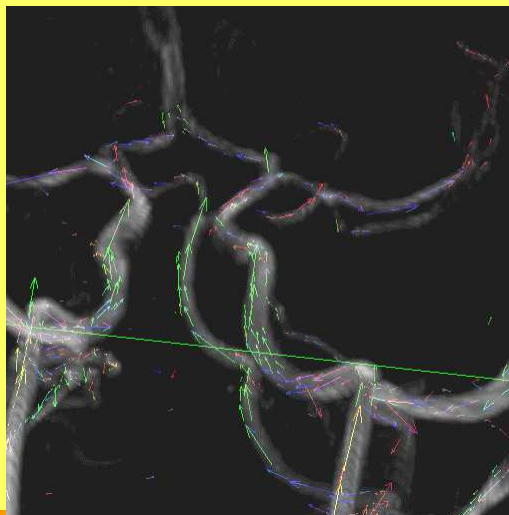
Problem

- Problem: nakładanie się różnych struktur, nieczytelność.
- Stąd: radiologia „kontrastywna”: użycie materiałów nieprzejrzystych dla prom. X
 - Pierwsze eksperymenty już w 1902, klinicznie pierwsza angiografia 1923

Diagnostyka obrazowa

17

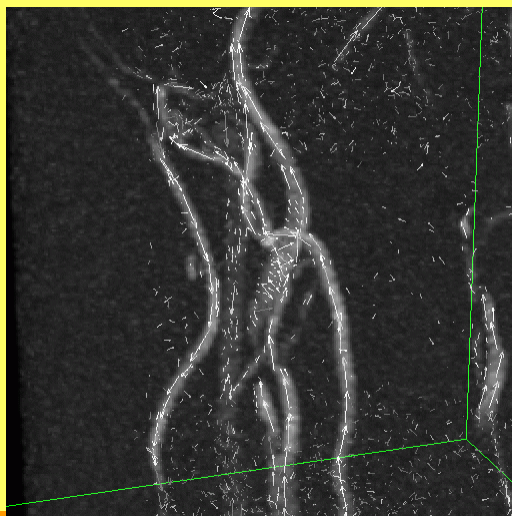
Przykład: angiografia



Diagnostyka obrazowa

18

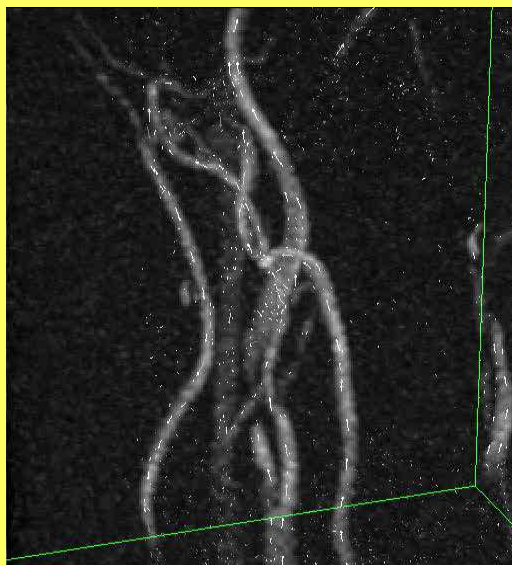
Przykład: angiografia



Diagnostyka obrazowa

19

Wizualizacja dynamiczna



Diagnostyka obrazowa

20

Wizualizacja dynamiczna



Diagnostyka obrazowa

21

Typowy aparat



Diagnostyka obrazowa

22

Aparat do angiografii (*rotational angiography*)



Diagnostyka obrazowa

23

Uwagi:

- Diagnostyka rentgenowska dostępna jest w dwóch odmianach:
 - konwencjonalna (z użyciem błon filmowych),
 - cyfrowa
- Charakterystyka: bardzo duża ilość wykonywanych badań: Polska: 24.000.000 (1995)

Diagnostyka obrazowa

24

Cyfrowe obrazowanie rentgenowskie

Cyfrowe obrazowanie rentgenowskie

- Początki: lata 80-te XX wieku
- Idea: zastąpienie błony filmowej detektorami promieniowania X

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

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 2D/3D?
- Różne metody w poszczególnych technikach diagnostycznych.
- Techniki tomograficzne to badania (zasadniczo) **nieinwazyjne**.

Tomografia komputerowa transmisyjna

Charakterystyka

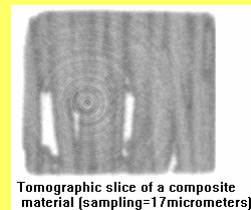
- Nazwa: TK, CT (Tomografia Komputerowa, *computer tomography*), „komputer”
- Badanie **transmisyjne**
- Idea: wykonywanie zdjęć warstwowych
- Zasadnicza różnica w stosunku do klasycznych badań radiologicznych:
 - odwzorowuje dwuwymiarową funkcję rozkładu współczynnika absorpcji w obraz *dwuwymiarowy*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

Idea

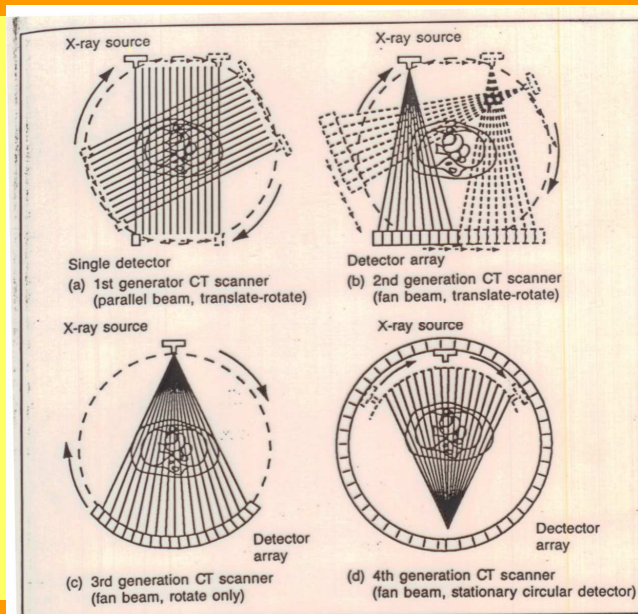
- Idea: obracanie „wachlarza” wiązek prom. X wokół pacjenta.
 - obrazy są „zamazane”.
 - konieczność dokonania rekonstrukcji z projekcji
- Dokonuje się matematycznej rekonstrukcji obrazu na podstawie osłabień (ang. *attenuation*) promieniowania mierzonych przy różnych kątach projekcji. => można oglądać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

Geneza i historia tomografii

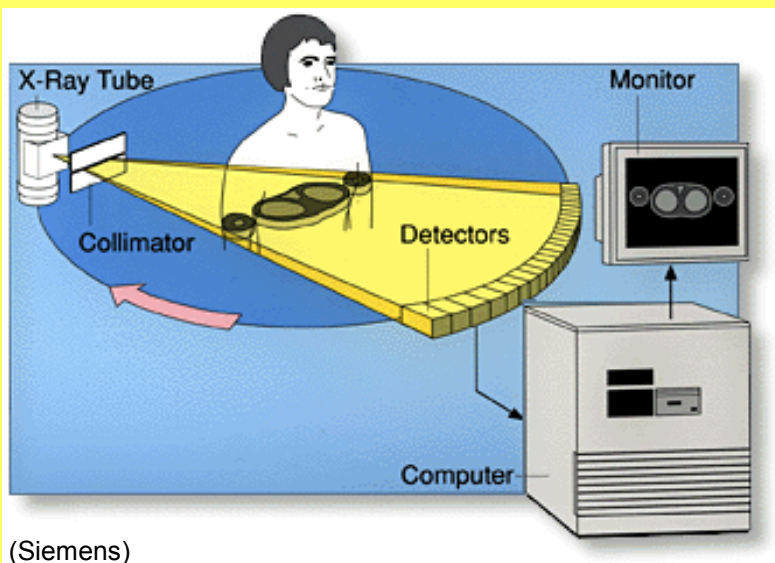
- Tomografia osiowa (*axial*): Takahashi 1957 (przedtem pewne próby analogowe)
- Późne lata 60-te: Cormack dokonuje rekonstrukcji „fantomu” (phantom, widma, modelu, znanego kształtu) z użyciem promieniowania X (technika nadal używana do kalibracji)
- Wczesne lata 70-te: Hounsfield (EMI, Londyn), pierwszy 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



35



(Siemens)

Diagnostyka obrazowa

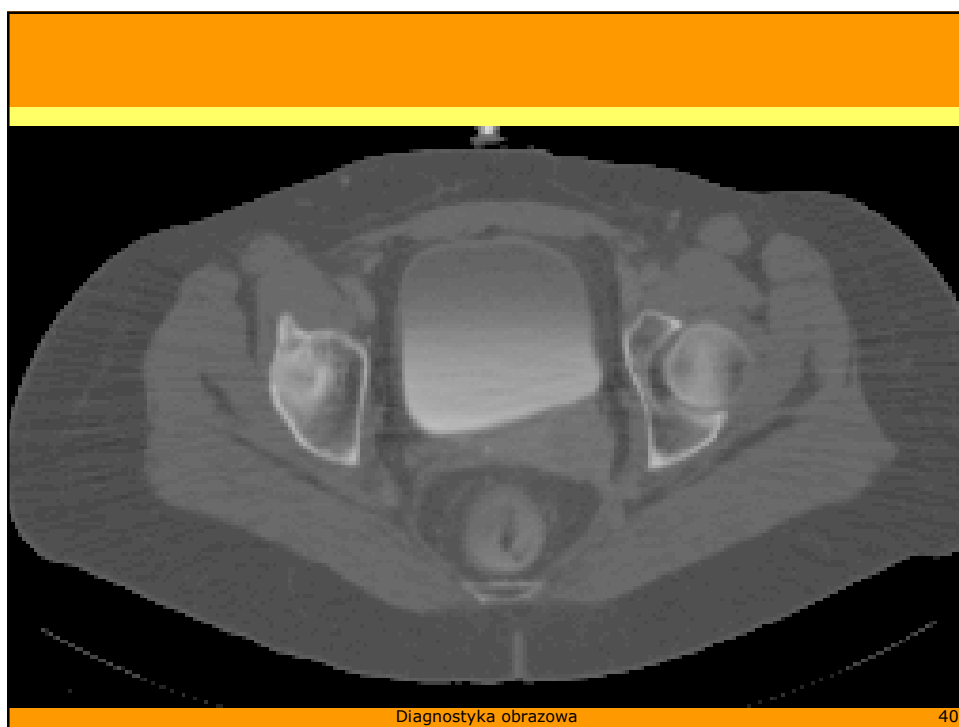
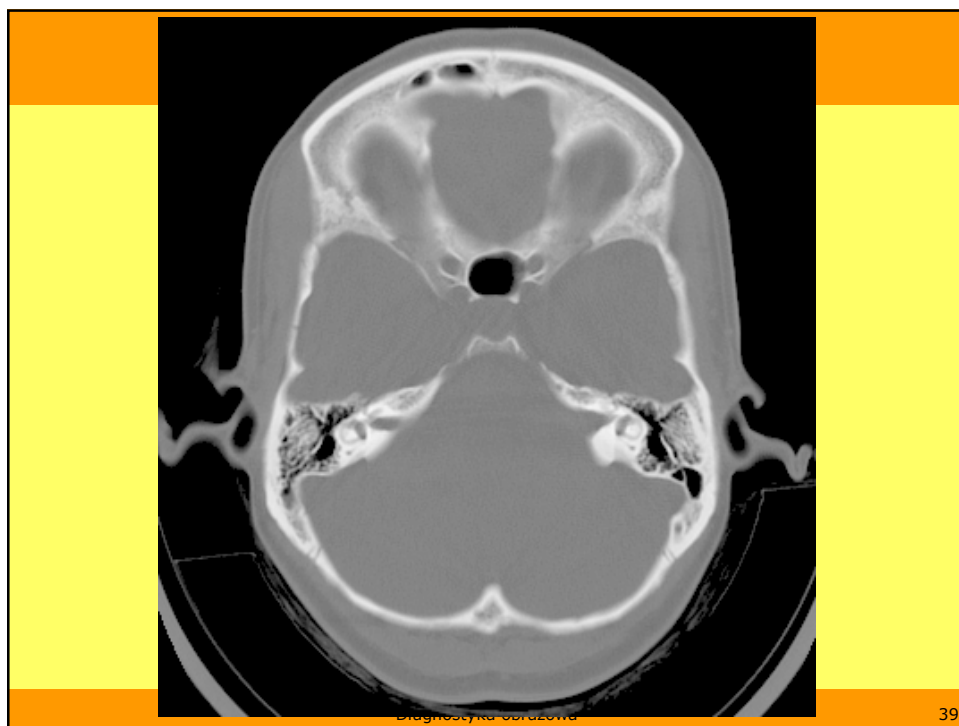
36

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



Diagnostyka obrazowa

41

Problemy techniczne

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

Diagnostyka obrazowa

42

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

Podsumowanie: Istotne cechy TK

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

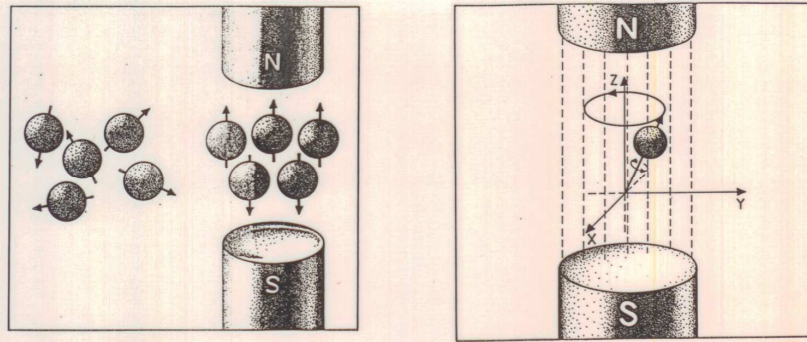
Tomografia magnetycznego rezonansu jądrowego

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:

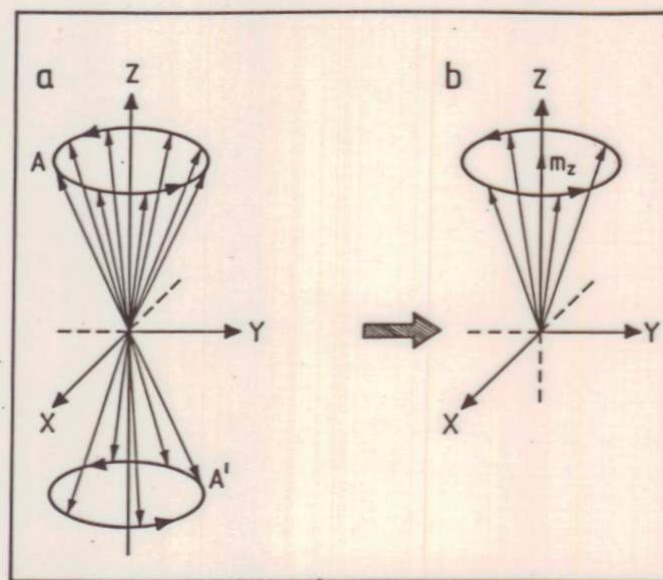
$$f_{\omega} [MHz] = 42.6 \times B_0 [T]$$

Odpowiedź badanego materiału

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

Diagnostyka obrazowa

51



Diagnostyka obrazowa

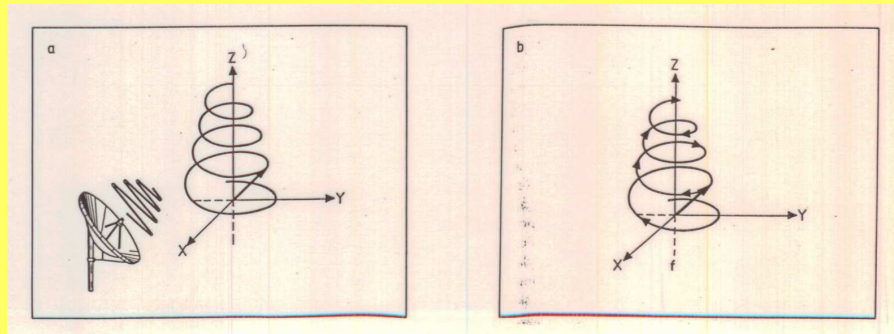
52

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 wyłączeniu „zakłócenia” (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 T_1); Powrót protonów do stanu równowagi; przebieg wykładniczy.

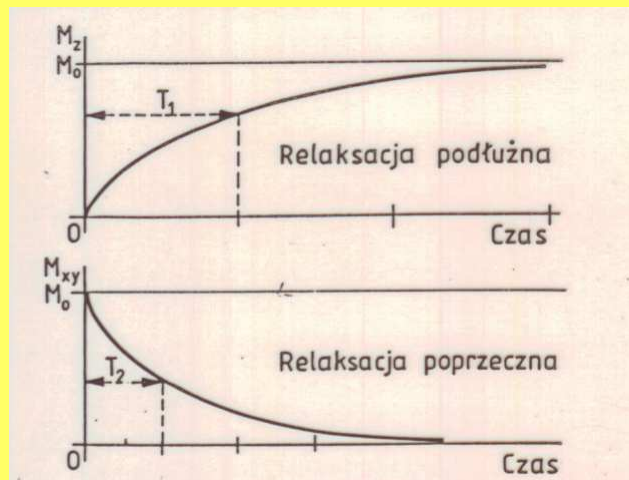
$$M_z = M_0 \exp\left(1 - \frac{t}{T_1}\right)$$

czyli: T_1 to czas, po jakim wektor M_z osiąga 63% uprzedniej wartości.

- spin-spin (relaksacja poprzeczna, stała czasowa T_2); Wynikają z *wzajemnego* oddziaływania momentów magnetycznych sąsiednich protonów. Synchroniczność ruchu protonów zanika ze stałą czasową T_2 .

czyli: T_2 to czas, po jakim wektor M_z spada o 36%.

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

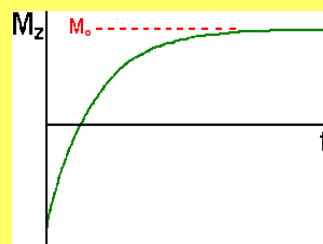
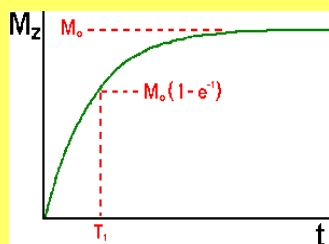


Diagnostyka obrazowa

57

T1 (impuls 90°)

T1 (impuls 180°)



Diagnostyka obrazowa

58

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)

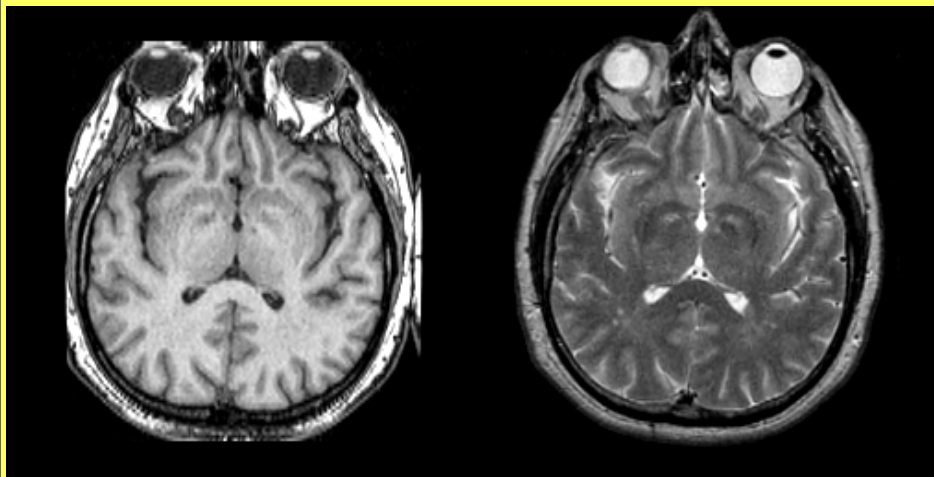
Diagnostyka obrazowa

59

Przykład

T1

T2



Diagnostyka obrazowa

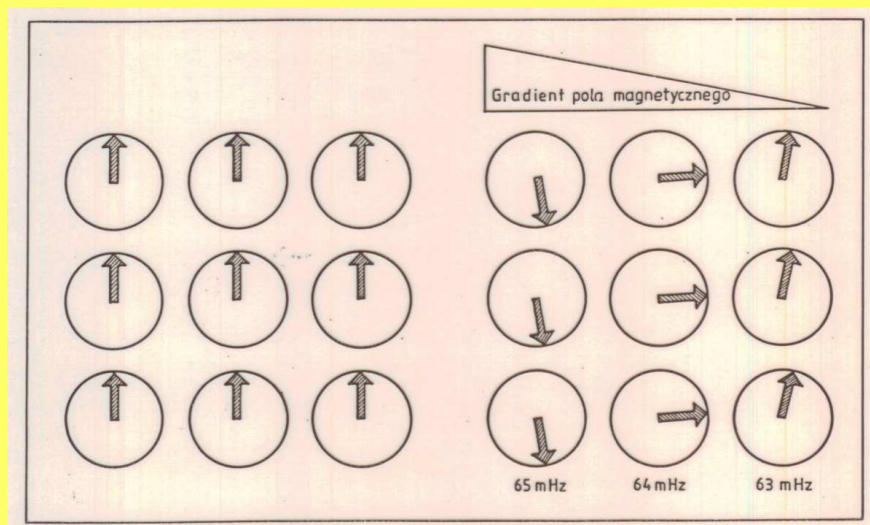
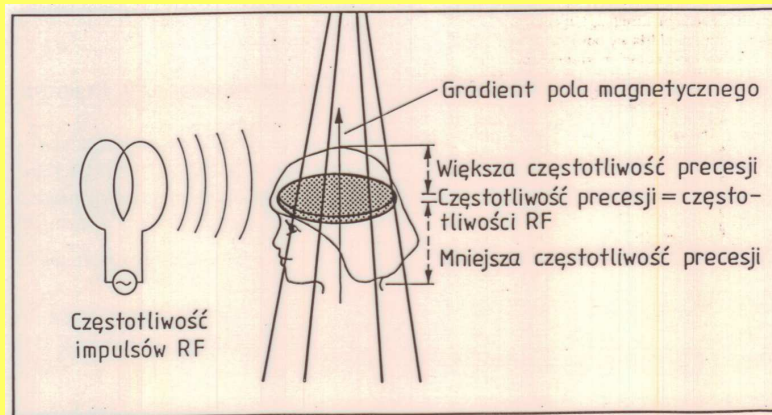
60

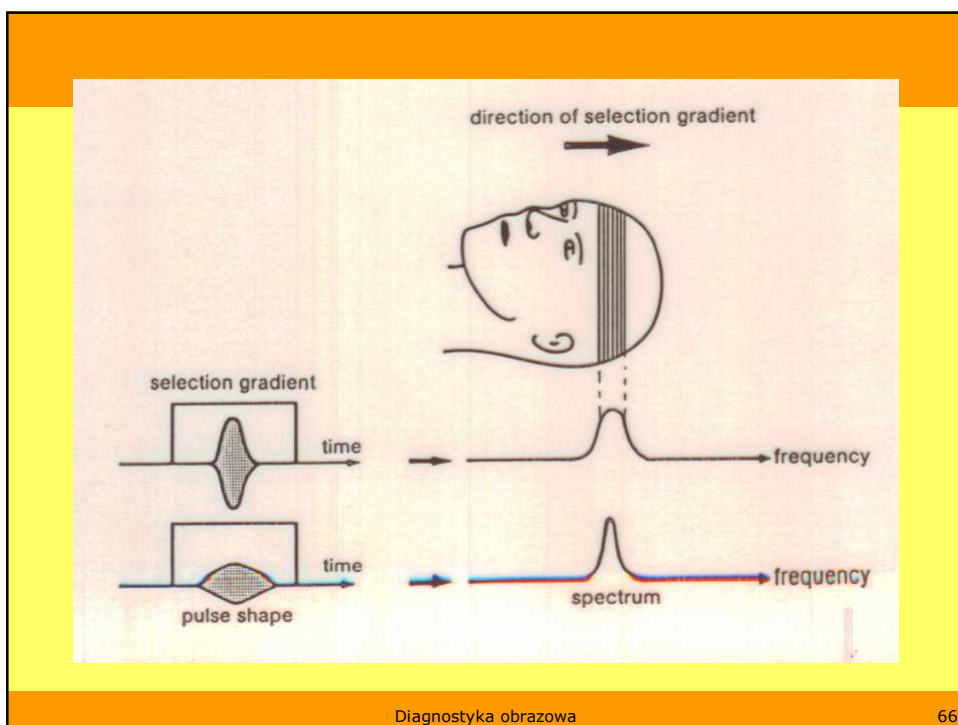
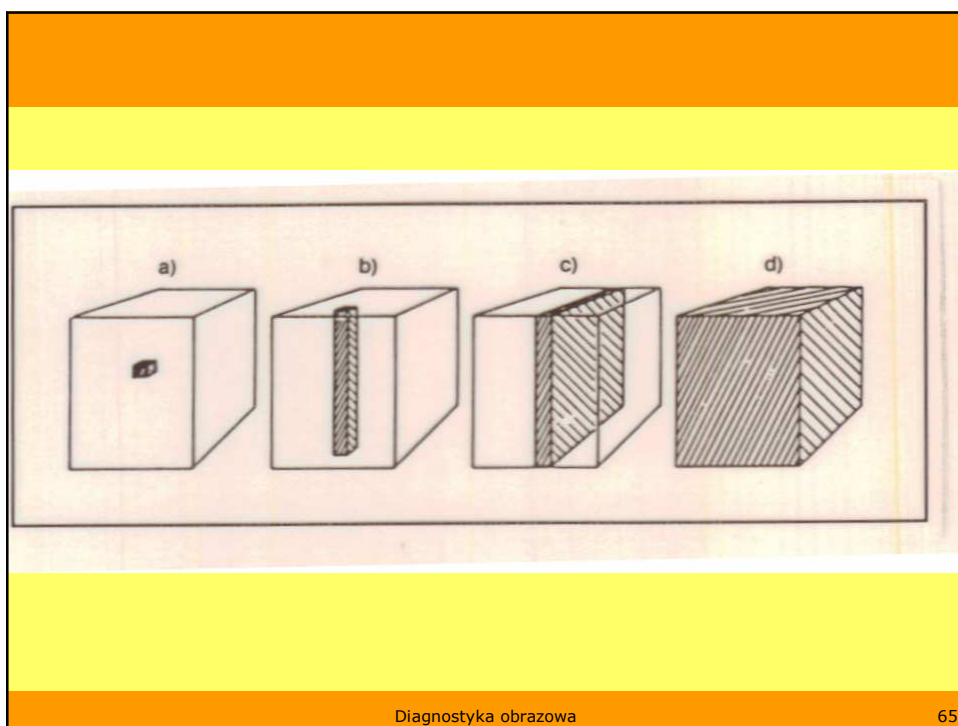
Jak dowiedzieć się, skąd pochodzi sygnał FID?

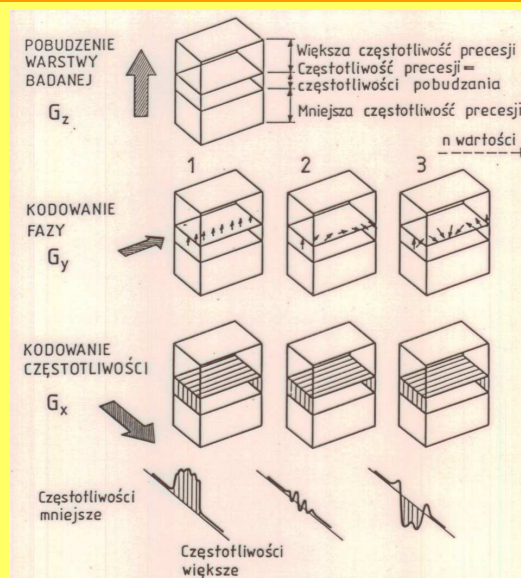
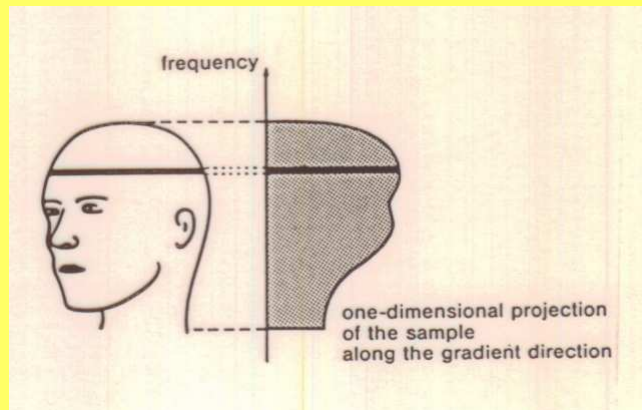
- Gdyby na powyższym poprzestać, protony „gadałyby jeden przez drugiego” i nie dało by się takiego sygnału przeanalizować.
- Czyli znów pytanie: jak dokonać **rekonstrukcji** obrazu?
- Wprowadzenie 3 dodatkowych cewek, tzw. gradientowych, skojarzonych z osiami X, Y i Z.
- Generują pole stałe w czasie, 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.

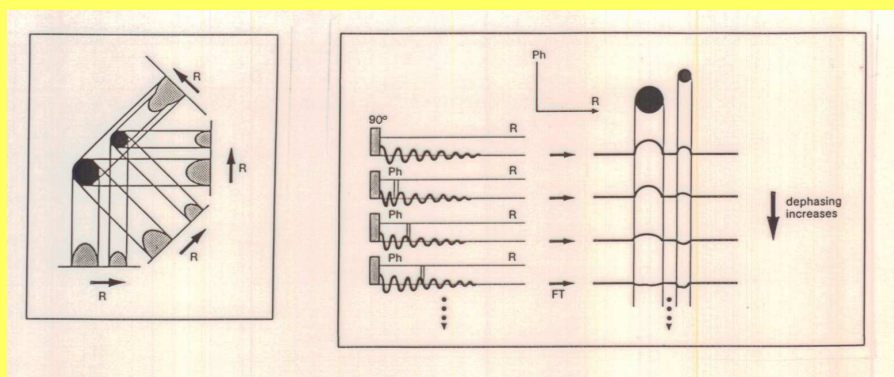
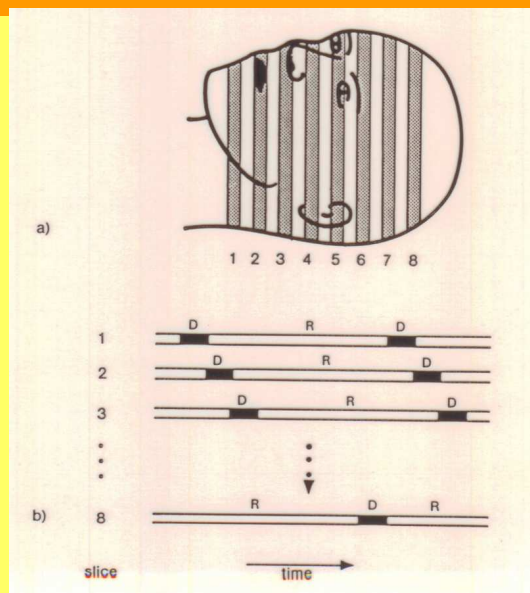
Odpowiedź

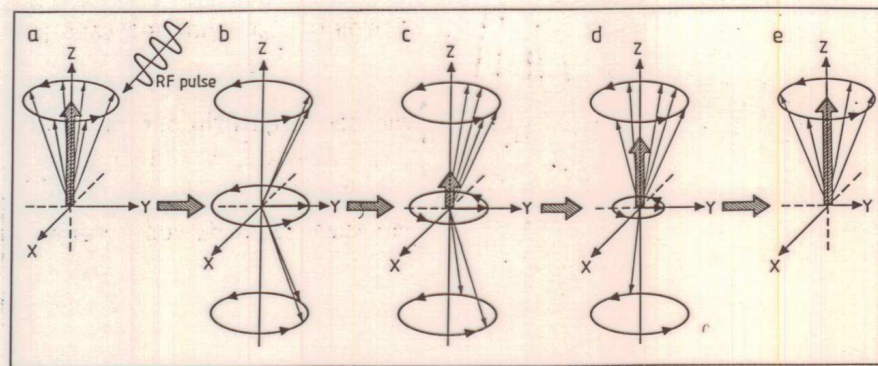
- Odpowiadają (FIDem) tylko protony w warstwie materiału badanego której częstotliwość rezonansowa odpowiada częstotliwości sygnału.
- Mamy zatem informację o tym, z której warstwy pochodzi sygnał (pozycja na osi Z)
- **To jeszcze wciąż mało**
- Dodatkowy (wcześniej): przygotowawczy *phase encoding gradient impuls*; na osi Y
- Też gradientowy; włączany na chwileczkę powoduje przesunięcie precesji **w fazie**











Odpowiedź

- Dla warstwy o rozdzielczości $N \times N$ N -krotnie koduje się fazę, generując odpowiedni impuls (o odpowiedniej długości); czyli N różnych gradientów (zmian natężenia)
- Otrzymuje się N obserwacji (rejestracji) $\Rightarrow N$ równań
- Używa się 2D transf. Fouriera.

Usprawnienie techniczne

- I tak trzeba zawsze czekać, aż magnetyzacja spadnie do pewnego minimalnego poziomu.
- Idea: wykorzystać ten czas na przeprowadzenie sekwencji w innej warstwie na osi Z (*multisclice*).

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

Sekwencje impulsów

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

Parametry określające sekwencje:

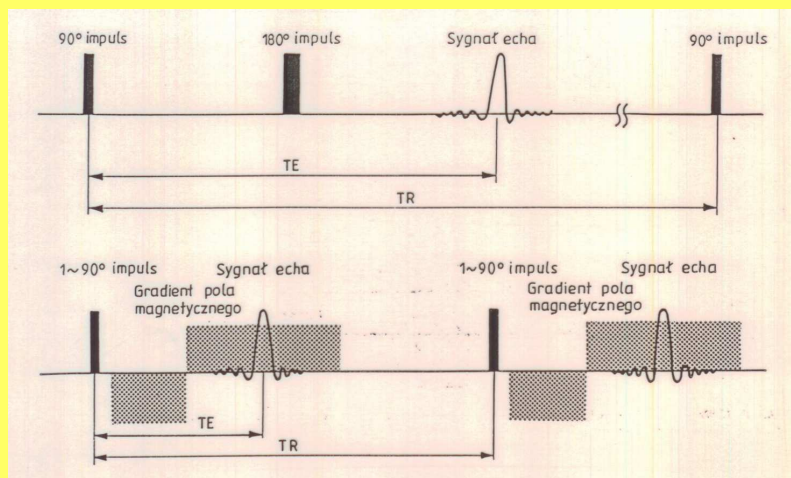
- TR – czas repetycji (sygnału 90° ; bo taki (lub mniejszy) musi być zawsze obecny w sekwencji, jako że zmian pola magnetycznego wzdłuż osi Z nie da się rejestrować)
- TE – time to echo

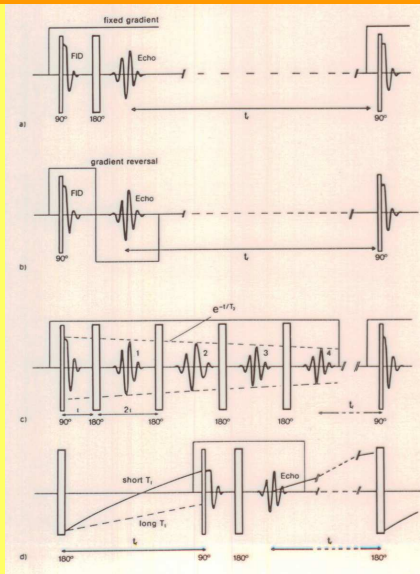
Dobierając T1 i T2 można lepiej wyodrębnić poszukiwane struktury w obrazie.

- 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*)





Diagnostyka obrazowa

77

Praktyka

- Dużo zależy od doboru parametrów sekwencji; doświadczony technik potrafi b. dużo wycisnąć z MRI.;
 - komentarz diagnostyka: w 90% o jakości obrazu decyduje umiętny dobór parametrów (sekwencji)
- Obrazów MRI nie warto zazwyczaj poddawać dalej jakiemuś wyrafinowanemu przetwarzaniu, bo to samo (lub więcej) można osiągnąć samym obrazowaniem.
- Obrazy MRI są w pewnym sensie same w sobie „wielomodalne”, tj. jeden punkt może być opisany wieloma parametrami.

Diagnostyka obrazowa

78

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

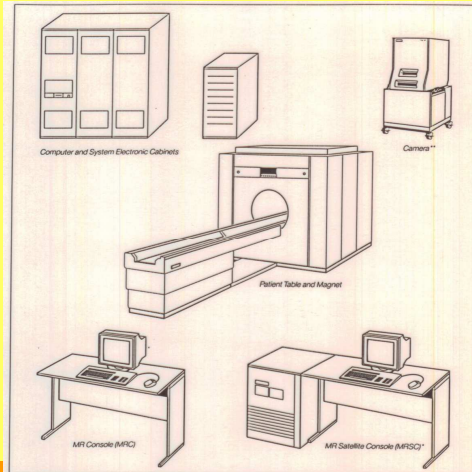
Przetargi pomiędzy parametrami:

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

Przykładowy tomograf MRI

Przykładowy tomograf MRI

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



Diagnostyka obrazowa

81

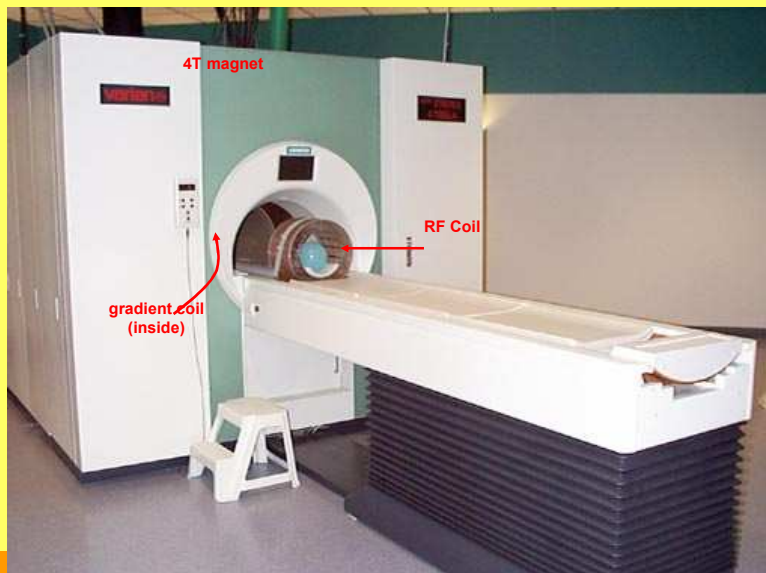
Podstawowe komponenty

- 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

Diagnostyka obrazowa

82

Wygląd (inny model tom. MRI)



Diagnostyka obrazowa

83

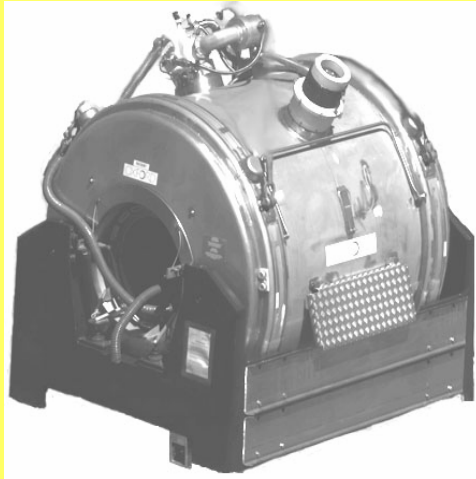
MRI współcześnie



Diagnostyka obrazowa

84

Magnes nadprzewodzący



Diagnostyka obrazowa

85

Cewka radiowa (RF)



Diagnostyka obrazowa

86

Cewka gradientowego pola magnetycznego



Diagnostyka obrazowa

87

Możliwości techniczne

- 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” (!)

Diagnostyka obrazowa

88

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

Konsole sterujące

- 2 konsole (32 bit Sparc 10, 148MB pamięci); jedna sterująca, druga do analizy wyników off-line
- zawierają Siemens Medical Imager – specjalizowany procesor do rekonstrukcji obrazu przy użyciu FFT (stanowi moduł jednego z SUNów)
- monitory wys. rozd. (1024x1024)
- archiwizacja: dyski optyczne (Pioneer, 2x650MB; ok. 2500 obrazów 256x256)
- opcja: interfejs do sieci PACS (*Picture Archiving and Communication System*)

Dane wyjściowe o pacjencie (wyniki badania):

- obraz: 256 stopni szarości, 256*256
- imię, nazwisko, waga, zleceniodawca badania, etc.

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)

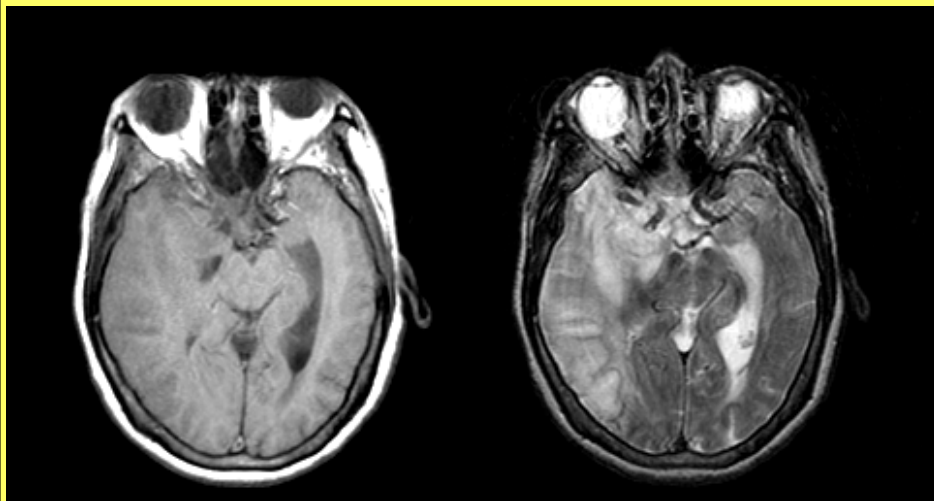
Diagnostyka obrazowa

93

Przykład: wylew

T1

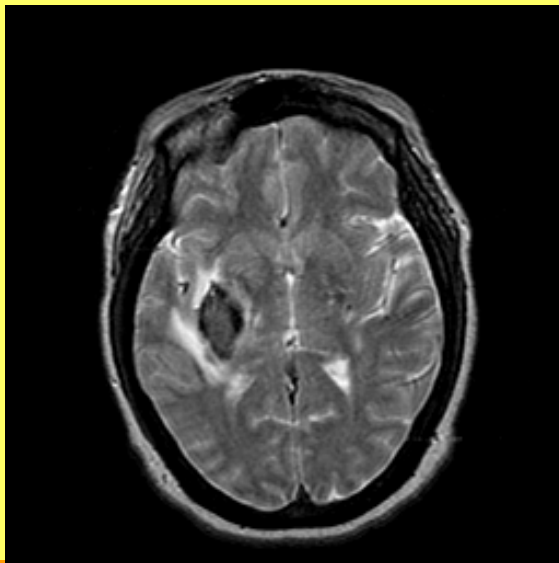
T2



Diagnostyka obrazowa

94

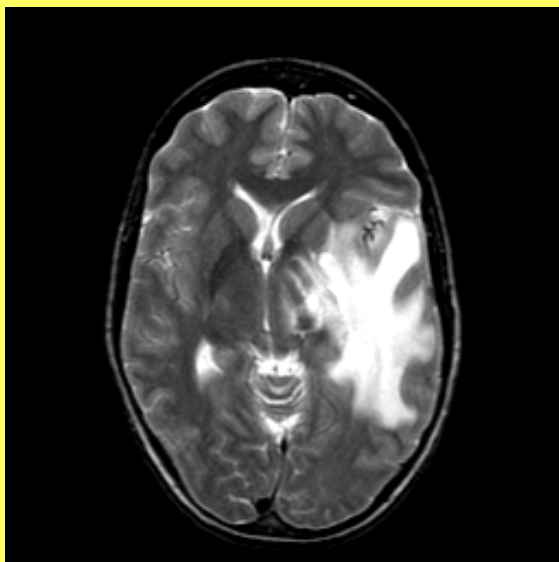
Przykład: krwiak



Diagnostyka obrazowa

95

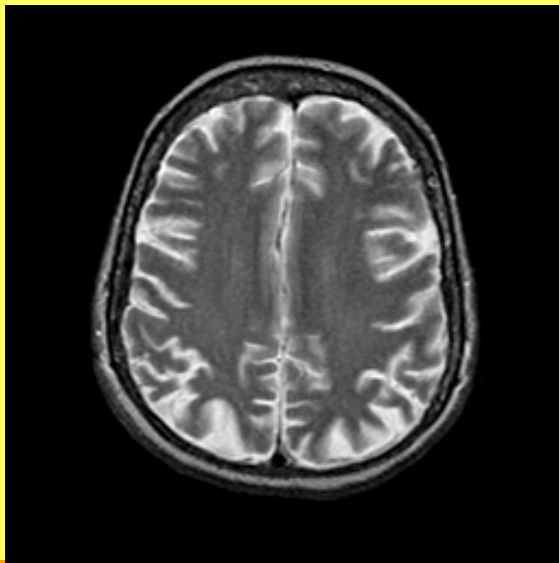
Przykład: nowotwór



Diagnostyka obrazowa

96

Przykład: choroba Alzheimera



Diagnostyka obrazowa

97

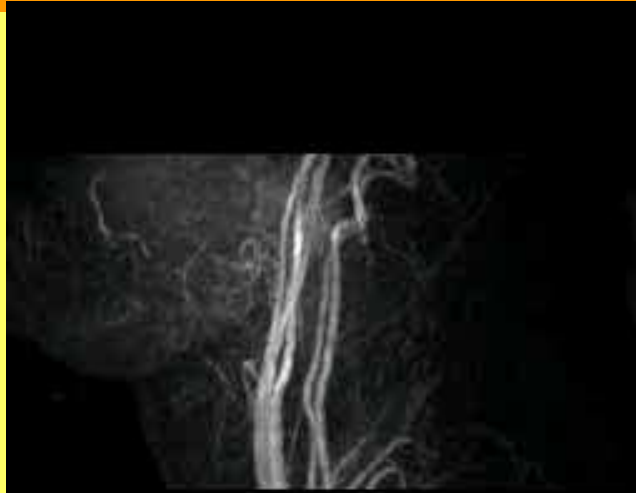
Przykład: stwardnienie rozsiane T1 T2



Diagnostyka obrazowa

98

Rekonstrukcja 3D, angiografia, tętnice szyjne



99

Więcej obrazów

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

Typy tomografów MRI

Typy:

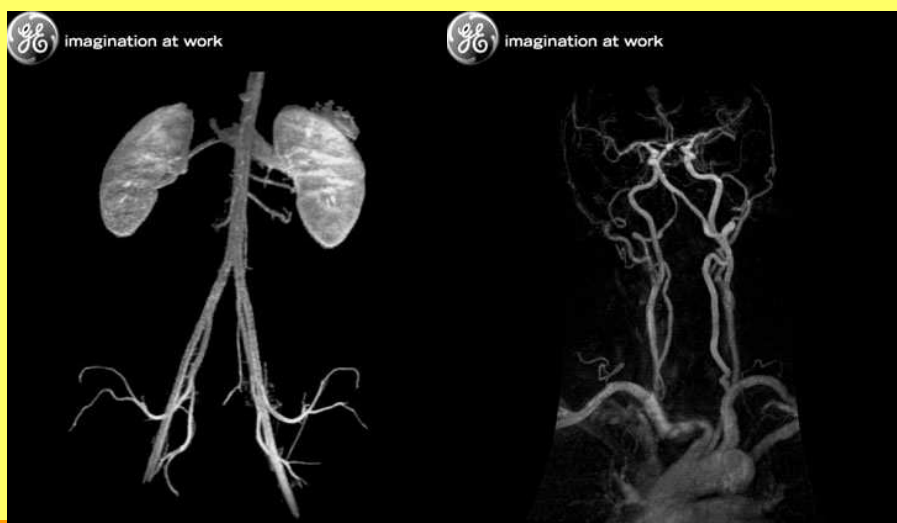
- *open field* < 1T
- *high field* 1..2 T
- *very high field* > 2T



Diagnostyka obrazowa

101

Very high field MRI (GE Excite, 3T)



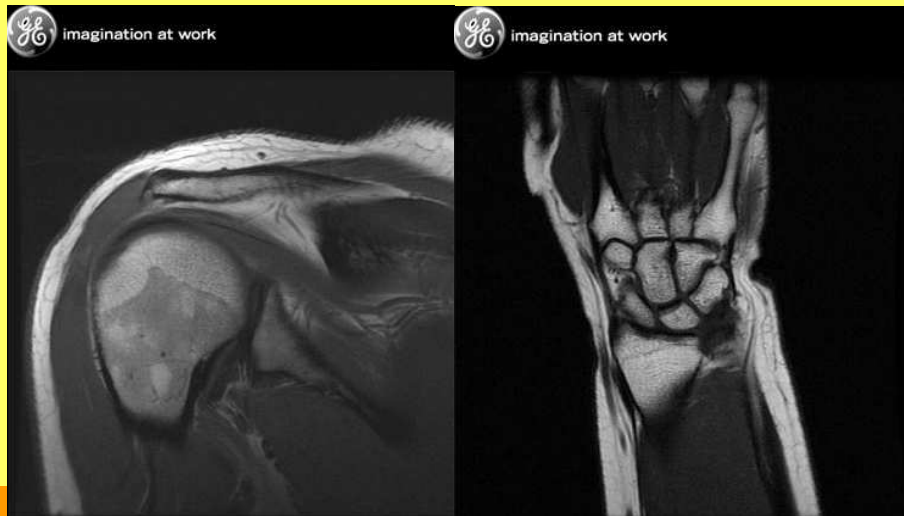
Diagnostyka obrazowa

102

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, „słychać 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
 - plombę 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

- SONAR - *Sound Navigation and Ranging* (dźwiękowa nawigacja i pomiar dystansu)
- 1822- Daniel Colladen zbadał prędkość dźwięku w wodach jeziora Genewa.
- 1877 - Lord Rayleigh opublikował w Anglii rozprawę naukową "Teoria dźwięku" w której opisał podstawy fizyczne rozchodzenia się fal dźwiękowych.
- 1880 - Pierre i Jacques Curie odkryli efekt piezoelektryczny w kryształach kwarcu i tytanianu baru. Były to podwaliny do generowania i odbierania fal ultradźwiękowych o częstotliwościach z zakresu milionów cykli na sekundę (megahertzów).
- 1914-1918 - początek rozwoju ultradźwiękowych urządzeń do nawigacji, pomiaru głębokości i odległości w wodzie - używanych przede wszystkim na łodziach podwodnych. Następnie powstał reflektoskop i NDT - Non-Destructive Testing (badania nieniszczące)
- 1928 - S. Sokołow w Instytucie Elektrotechnicznym w Leningradzie opracował koncepcję ultradźwiękowego wykrywania wad w metalach i stopach odlewniczych.
- 1941 - F. Firestone z Uniwersytetu Michigan opracował urządzenie pod nazwą "supersonic reflektoscope" do wykrywania wad w metalach. W następnych latach nastąpił znaczny rozwój ultradźwiękowych metod badań materiałów głównie za sprawą firm SIEMENS w Niemczech i KRETZ TECHNIK z Austrii.

Diagnostyka obrazowa

107

Historia USG: Medycyna

- 1942 - Karl T. Dussik neurolog-psychiatra z Uniwersytetu Wiedeńskiego po raz pierwszy użył reflektoskopu do wykrywania guzów mózgu. Badania te nie zakończyły się jednoznacznym sukcesem z powodów technicznych, natomiast stały się inspiracją do poszukiwań innych zastosowań reflektoskopu w diagnostyce medycznej.
- 1948-50 - w wielu ośrodkach medycznych w USA i w Europie prowadzono eksperymenty i badania na tkankach zwierzęcych i wybranych narządach ludzi.
- 1951 - powstał pierwszy skaner obrazujący badane organy tzw. prezentacji dwuwymiarowej z modulacją jasności tzw. B-mode. Zaczęto badać guzy sutków, kamienie w pęcherzykach żółciowych i nerkach, guzy mózgu, i oczywiście rozpoczęła się diagnostyka ultrasonograficzna w położnictwie.
- 1954 - szwedzi I. Edler i H. Hertz zbudowali pierwszy kardiologiczny skaner ultradźwiękowy pracujący w trybie M-mode , umożliwiający zobrazowanie ruchu zastawek serca.
- 1955 - japończycy S. Satomura i Y. Nimura przeprowadzili pierwszą analizę ruchu zastawek serca z wykorzystaniem efektu Dopplera.
- 1956 - Mundt i Huges opublikowali pierwsze doniesienia dotyczące ultradźwiękowych badań gałki ocznej w prezentacji A, a dwa lata później Baum i Greenwood w prezentacji B. Lata sześćdziesiąte - był to prawdziwy **boom techniki ultrasonograficznej** - na całym świecie pojawiło się mnóstwo doniesień naukowych o coraz to nowych możliwościach diagnostyki ultradźwiękowej. Powstało wiele firm produkujących ultrasonografy w Europie , USA , Japonii, Australii i w Chinach.

Diagnostyka obrazowa

108

Historia USG: Medycyna

- 1964 - W. Buschmann z Berlina Wschodniego po raz pierwszy opisał wieloelementową głowicę ultradźwiękową (multi-element electronic array) w zastosowaniach oftalmologicznych.
- 1965 - firma Siemens Medical System wyprodukowała pierwszy ultrasonograf czasu rzeczywistego pod nazwą VIDOSON.
- 1968 - J. Sommers z Holandii opisał mechanizm pracy wieloelementowych głowic sterowanych fazowo (*phased array transducers* i *annular array transducers*).
- Lata **siedemdziesiąte i osiemdziesiąte**: pierwsze ultrasonografy z głowicami liniowymi (*linear array*), konweksowymi (*convex array*) ,
 - wyrafinowana obróbka sygnałów ultradźwiękowych
 - znaczne podniesienie jakości obrazowania.
- Na przełomie lat 70 i 80: podstawy matematyczne obróbki sygnałów dopplerowskich co umożliwiło powstanie ultrasonografów ze zobrazowaniem przepływów (FFT i Color Doppler).

Diagnostyka obrazowa

109

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

Diagnostyka obrazowa

110

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), absorbcja, 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

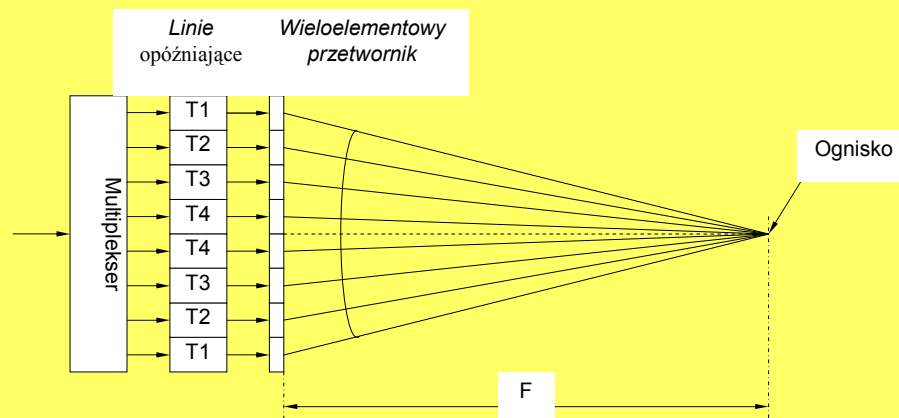
- polepszenia jakości odwzorowania w tzw. polu bliskim (wynika ze specyfiki rozchodzenia się fal generowanych przez przetwornik)
- polepszenia kątowej zdolności rozdzielczej

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 $\Rightarrow$ pożądanego ogniskowania 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

Diagnostyka obrazowa

117

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)

Diagnostyka obrazowa

118

Typy aparatów USG

- okulistyczne
- dopplerowskie
- kardiologiczne
- położnicze
- naczyń obwodowych

Cechy USG

- oprogramowanie: możliwość pomiaru wielkości (odległości) na ekranie
- specjalizowane sondy
- dokumentacja wyników
- tradycyjna archiwizacja:
 - aparat fotograficzny 35mm
 - klisze rentgenowskie
- szybkość badania: duża: 50-70 pacjentów w czasie 8h pracy

Przykłady



Fetus at 9 weeks

Diagnostyka obrazowa

121

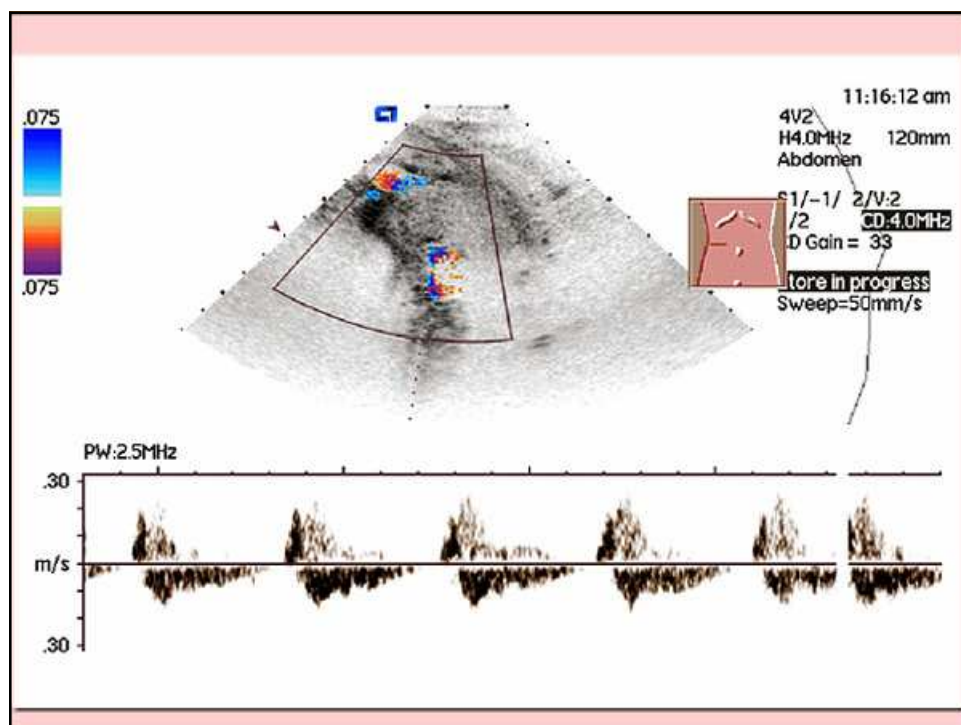
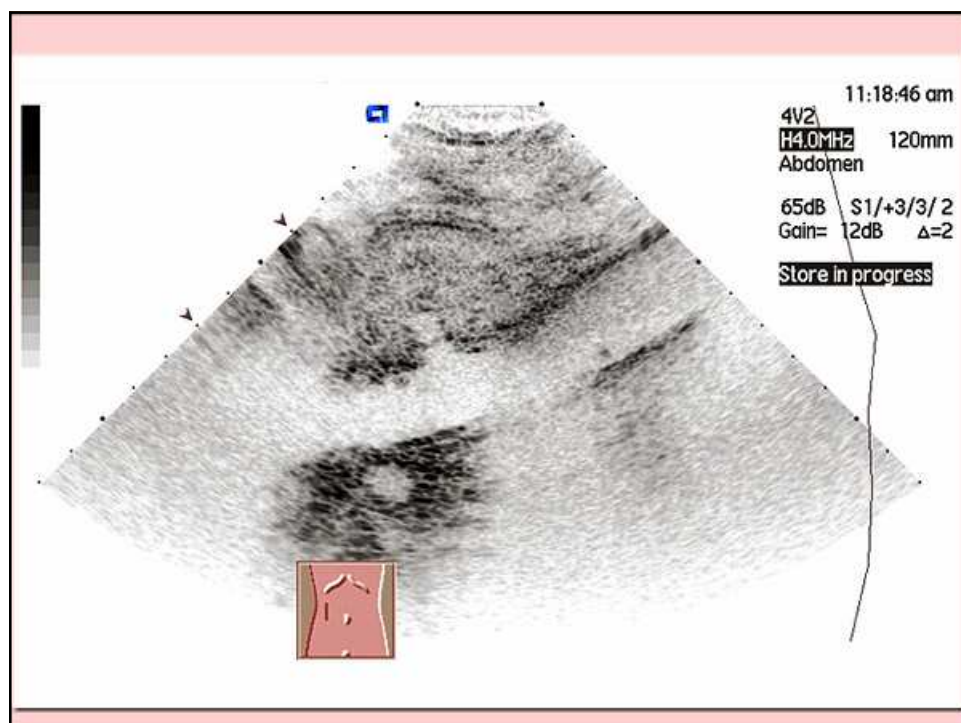
Przykład: USG + doppler

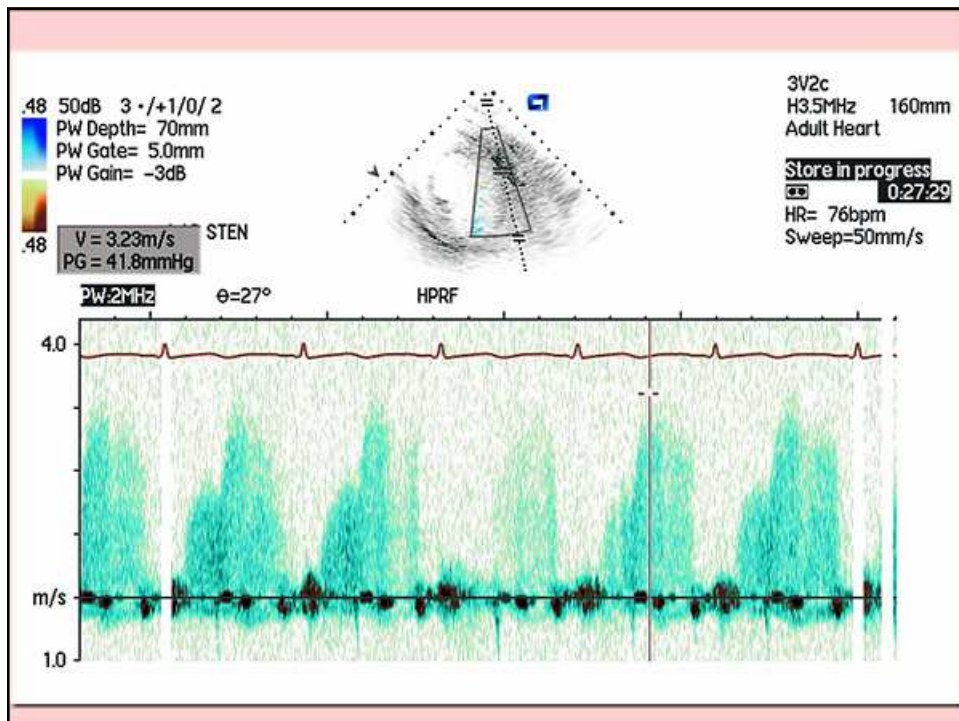
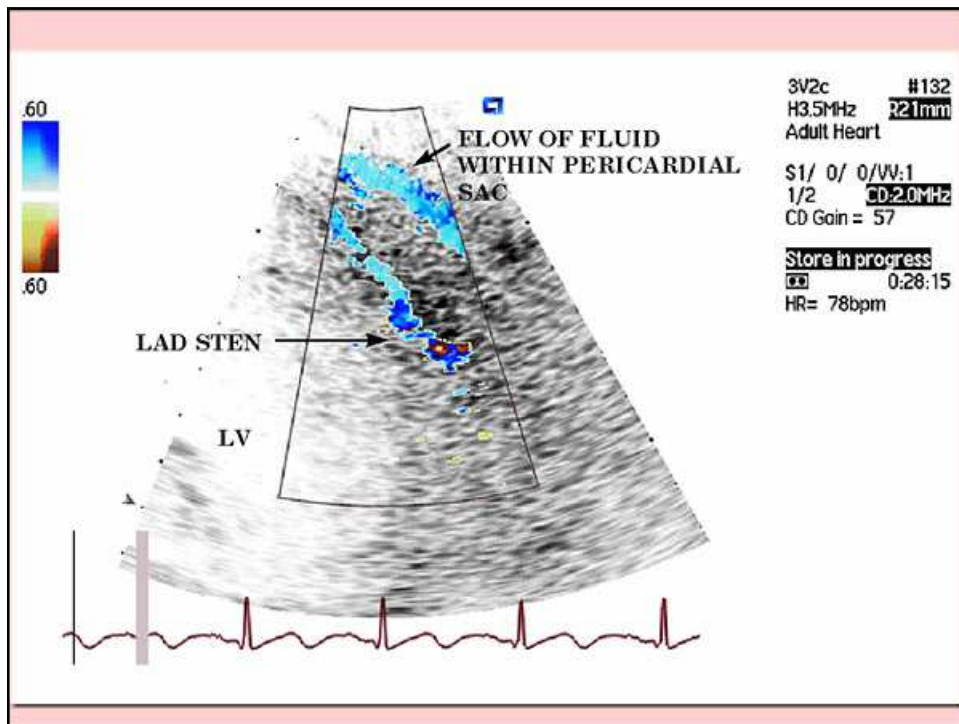


fetal blood vessels depicted by
color doppler

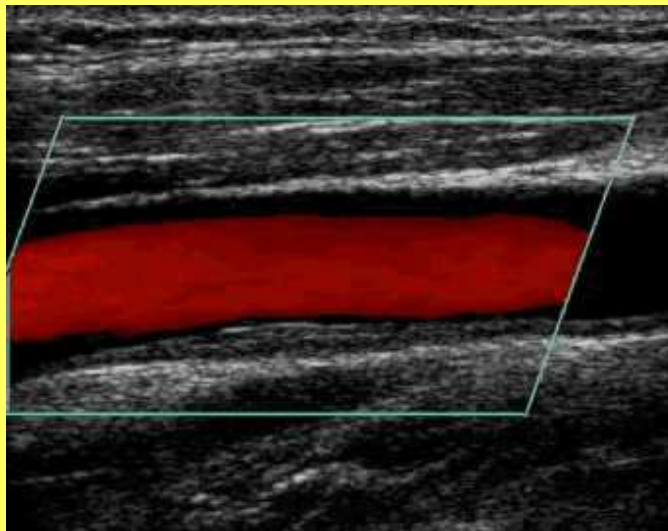
Diagnostyka obrazowa

122





USG + dopler

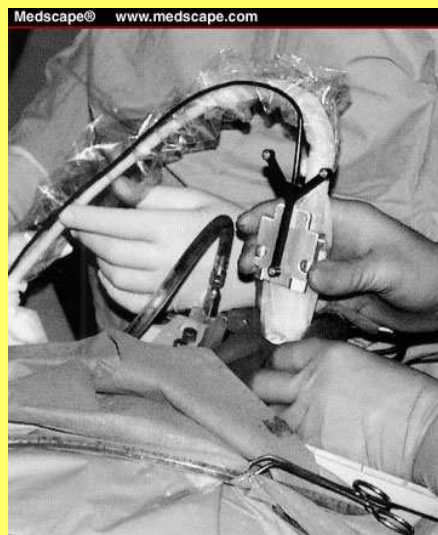


Diagnostyka obrazowa

127

USG śródoperacyjne

- intraoperative USG



Diagnostyka obrazowa

128

Fuzja MRI i USG



Diagnostyka obrazowa

129

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

Diagnostyka obrazowa

130

Zestawienie właściwości różnych technik obrazowania medycznego

Diagnostyka obrazowa

131

Cecha	US	KT	MR
Promieniowanie	niejonizujące	jonizujące	fale radiowe
Plaszczyzna	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 (wymaga osłon)	statyczny (wymaga osłon)
Metoda analizy	echogeniczność	pomiar osłabiania	pomiar gęstości i czasów relaksacji
Zdolność rozdzielcza			
	geometryczna	średnia (niska)	b. dobra
	kontrastu	średnia (niska)	dobra
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	10x	20x
Zakłócenia	kości i powietrze	ruchy badanego, ciała metaliczne	ruchy badanego, ciała metaliczne
Główne przeciwwskazania	brak	cięża	chory ze stymulatorem serca, metalowymi protezami (np. zastawek serca); < szybkozmienne pole magnetyczne
Bezpieczeństwo	brak uchwytne	Diagnostyka obrazowa	brak uchwytne ryzyka

132

Inne techniki obrazowania medycznego

Medycyna nuklearna

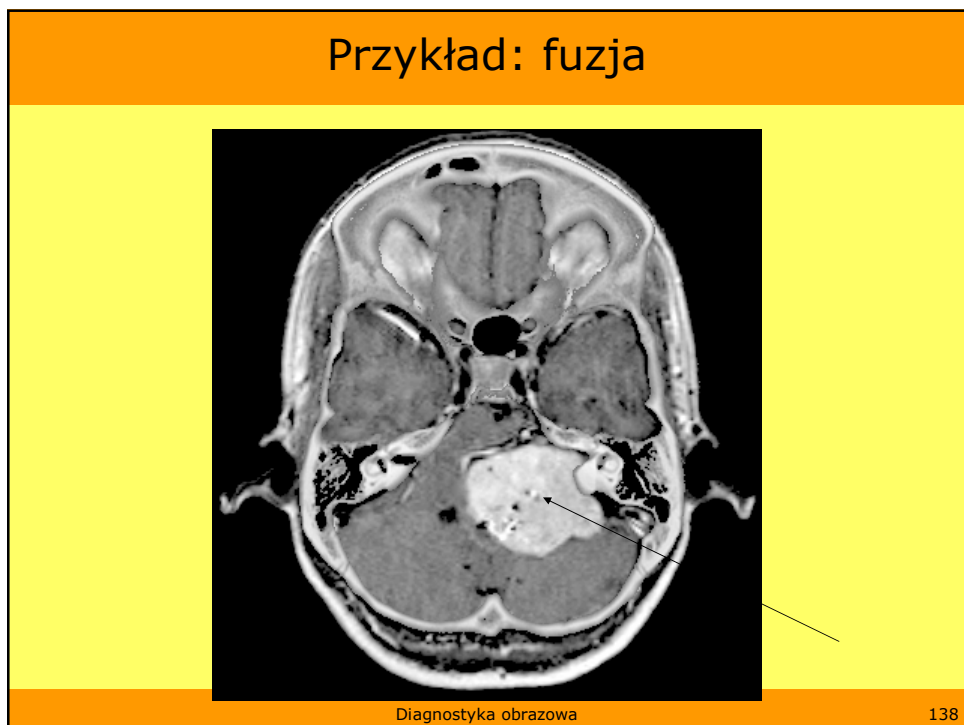
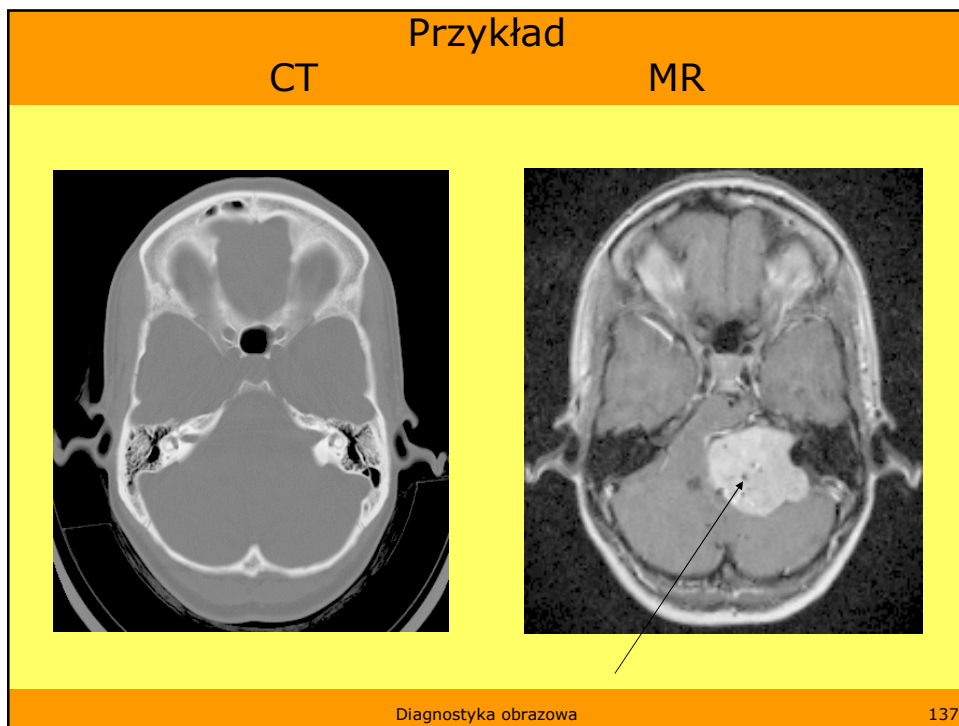
- **ang. *nuclear medicine imaging***
- Izotop radioaktywny jest „przyłączany” do jakiegoś składnika aktywnego biologicznie i iniekcja do krwiobiegu. Składnik gromadzi się w specyficznych organach/składnikach ciała, tj. tam, gdzie jest przechowywany lub przetwarzany. Izotop promieniuje lokalnie i jest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

Tomografia emisyjna pojedynczego fotonu

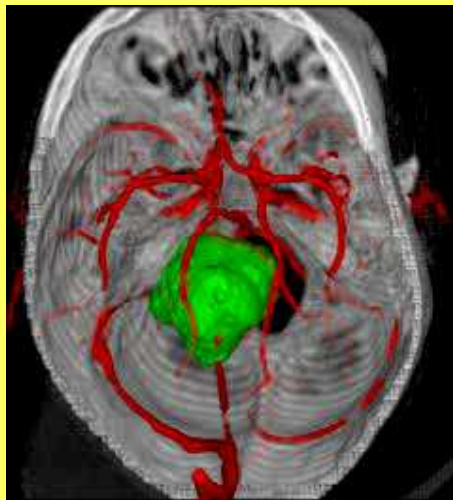
- SPECT = single pozytron emission computer tomography
- następca scyntygrafii (scyntygrafia + tomograficzność)
- diagnostyka czynnościowych zmian OUN
- analizie podlega promieniowanie gamma wysyłane przez radioizotop uprzednio wprowadzony do organizmu
- gamma-kamera na ruchomym ramieniu pozwalającym 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)

Jednoczesne obrazowanie w wielu modalnościach

- **Multiple Modalities Imaging (silny trend)**
- Synergia różnych technik obrazowania, np. CT+MRI, MRI+medycyna nuklearna
- Są już nawet dostępne aparaty wykonujące te badania równolegle (np. CT+MRI)
- Problem: „synchronizacja” 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.)



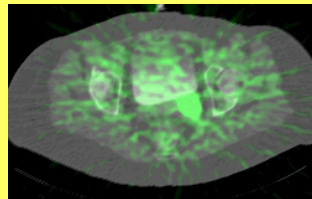
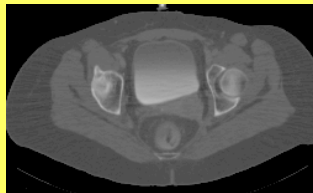
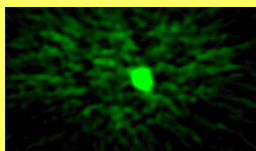
Przykład: + jeszcze angiografia



Diagnostyka obrazowa

139

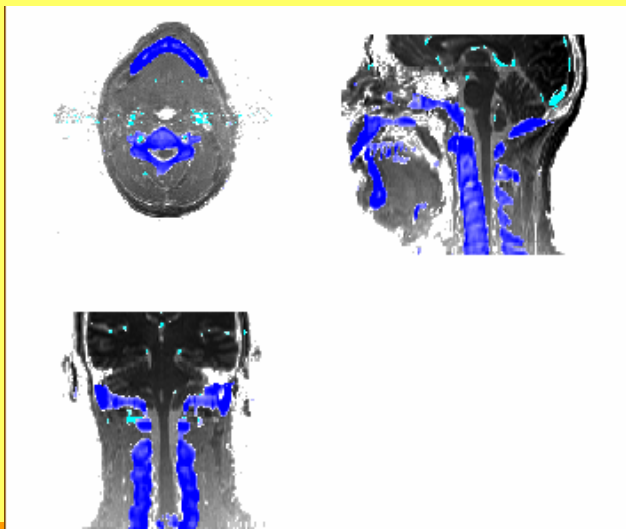
Inny przykład: SPECT



Diagnostyka obrazowa

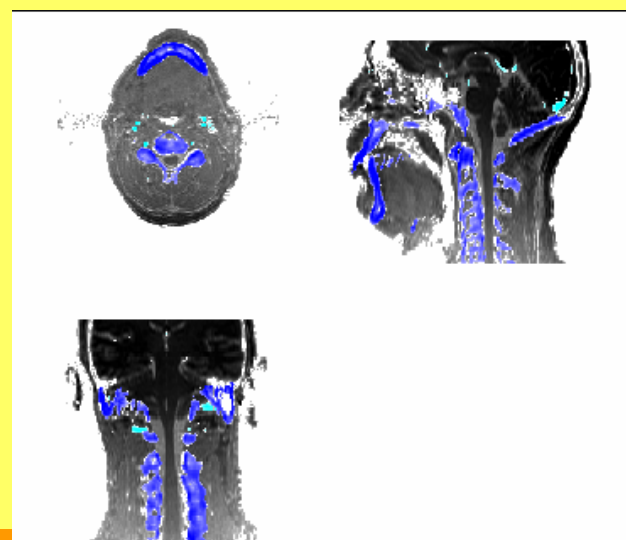
140

Warping: fuzja bez warpingu



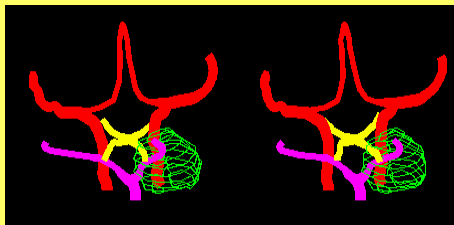
141

Warping: fuzja z warpingiem



142

Planowanie dostępu operacyjnego z użyciem modeli 3D (stereowizja)



Diagnostyka obrazowa

143

Obrazowanie funkcjonalne

Diagnostyka obrazowa

144

Obrazowanie funkcjonalne

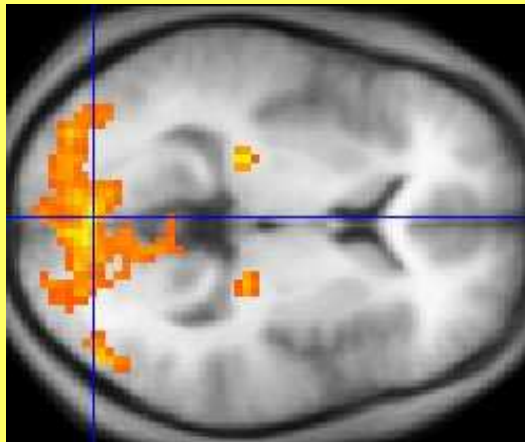
- Functional CT, Functional MRI, etc.
- Badanie funkcjonowania organu, a nie jego stanu statycznego.
- Detekcja lub pomiar zmian w
 - metabolizmie,
 - przepływie krwi,
 - lokalnego składu chemicznego,
 - absorpcji.

Obrazowanie funkcjonalne

- 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)



Diagnostyka obrazowa

147

Rodzaje fMRI

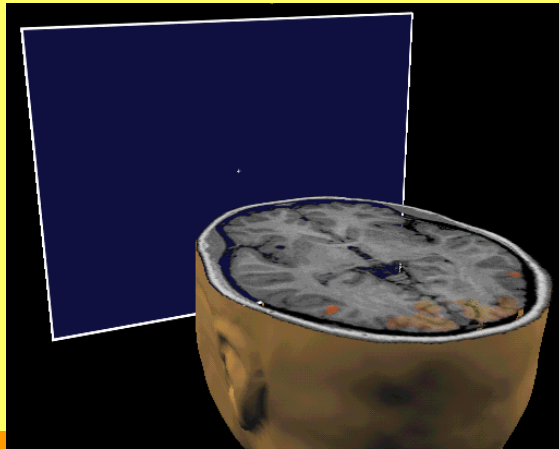
- Blood-oxygen-level dependent (BOLD) contrast:
 - Różnicowe wykrywanie utlenionej i nieutlenionej hemoglobiny (utleniona jest diamagnetykiem, nieutleniona jest paramagnetykiem)
- Perfusion/diffusion

Diagnostyka obrazowa

148

FMRI: przykład

- Wizualizacja reakcji na bodźce wzrokowe



Diagnostyka obrazowa

149

Typy eksperymentów fMRI

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

Diagnostyka obrazowa

150

FMRI: Przykład

Film pokazuje dynamikę zmian na różnych poziomach szczegółowości.

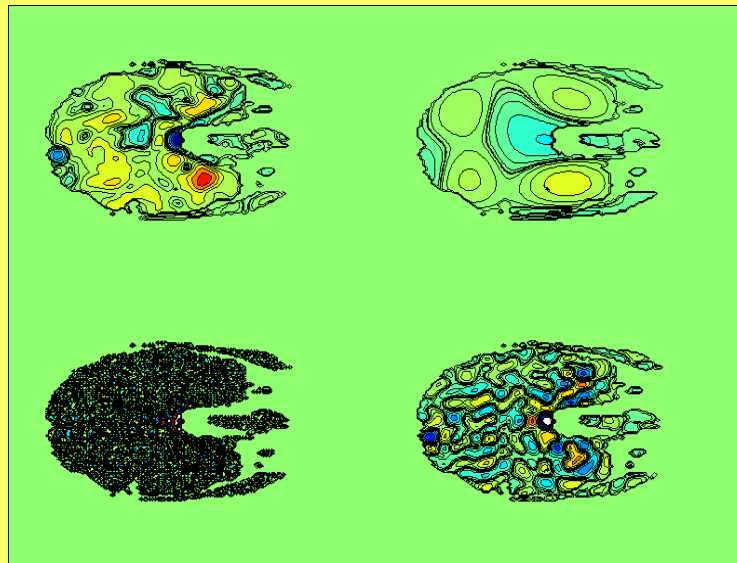
- Obraz w lewym górnym narożniku: obraz wygładzony filtrem Gaussowskim
- Pozostałe obrazy: rekonstrukcje transformaty falkowej (ang. wavelet transform) dla różnych stopni szczegółowości (rozdzielczości)
- Taka wizualizacja umożliwia badanie aktywności neuronalnej na różnych poziomach organizacji: od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

- Na podstawie:
fMRI Analysis Using Wavelet Decomposition
Breakspear, Das, Williams School of Physics, University of Sydney

Diagnostyka obrazowa

151

FMRI: Przykład

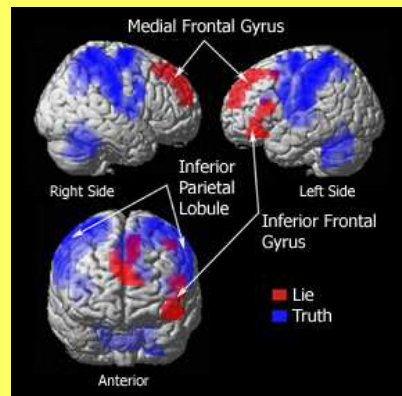


Diagnostyka obrazowa

152

Uwagi

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



Diagnostyka obrazowa

153

Ograniczenia fMRI

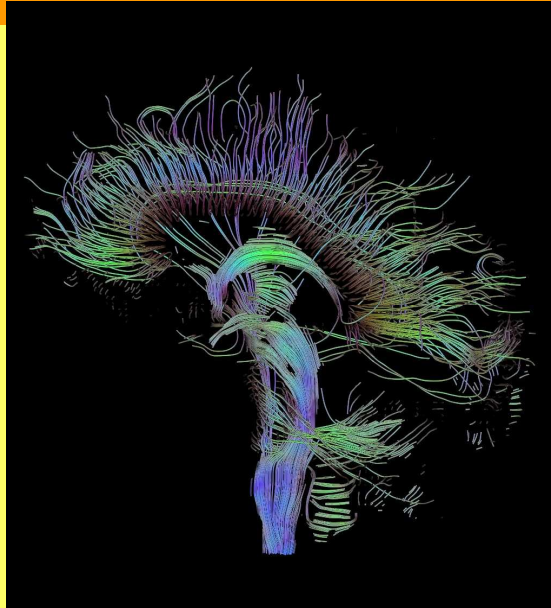
- Aktywność neuronów mierzona w *pośredni* sposób.
- Gorsza rozdzielczość.
 - W szczególności: kiepska rozdzielczość na osi czasu.
 - Stąd: próby łączenia MRI z EEG, które ma dużo lepszą rozdzielczość na osi czasu.
 - Także: próby łączenia z Magneto EEG, techniką pomiaru pola magnetycznego generowanego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

Diagnostyka obrazowa

154

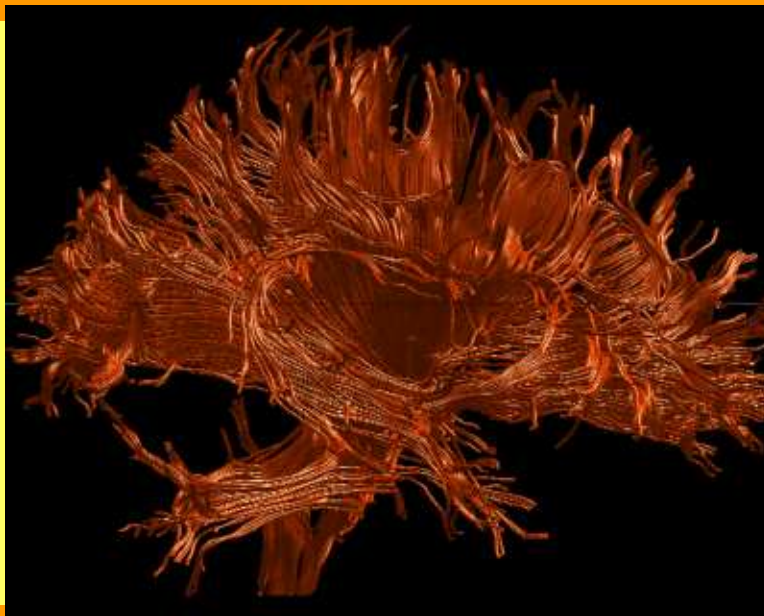
Perfuzja i dyfuzja

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



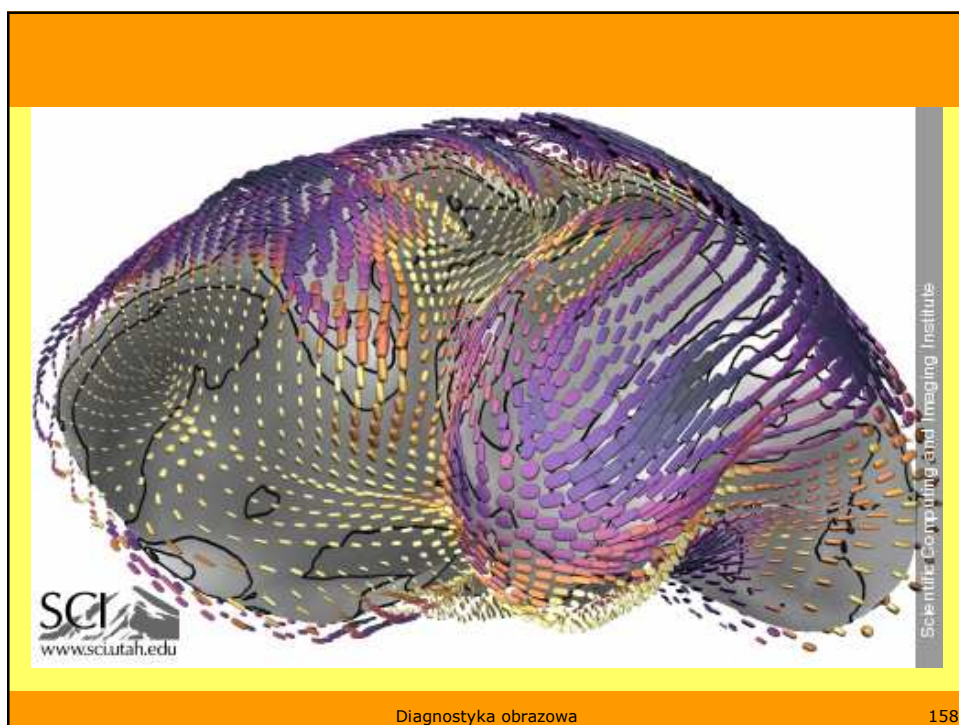
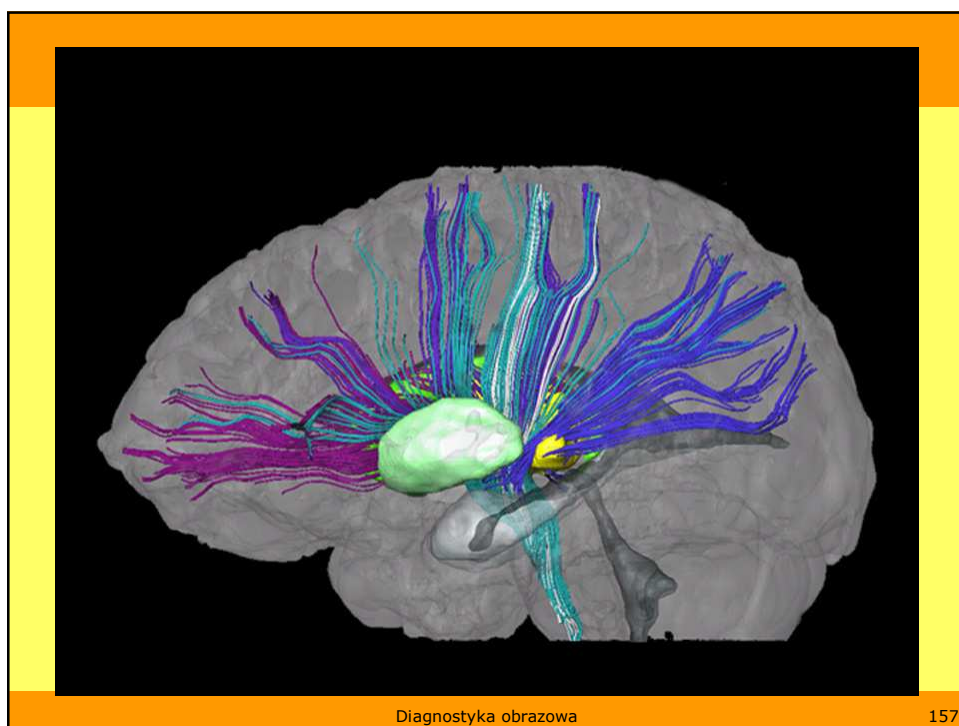
Diagnostyka obrazowa

155



Diagnostyka obrazowa

156



DTI

- <http://www.dtiatlas.org/>

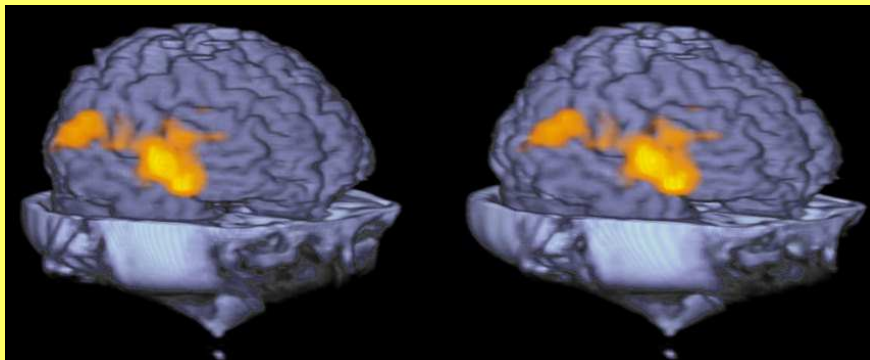
Dygresja: Magneto EEG

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



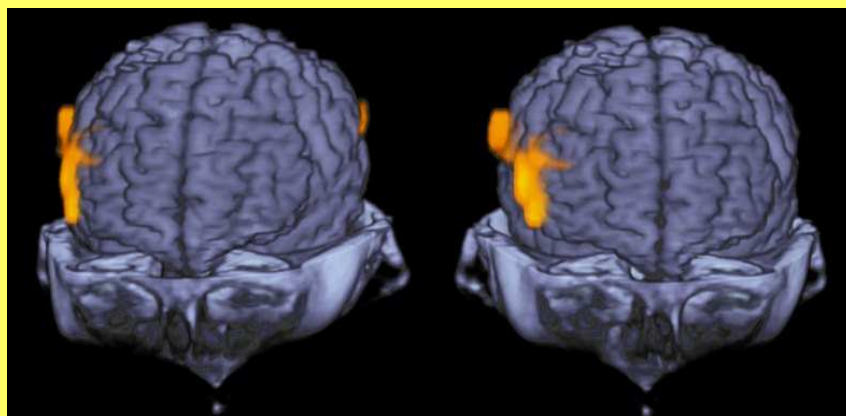
FMRI: wizualizacja stereoskopowa

- Wizualizacja stereoskopowa dla obrazów FMRI



Diagnostyka obrazowa

161



Diagnostyka obrazowa

162

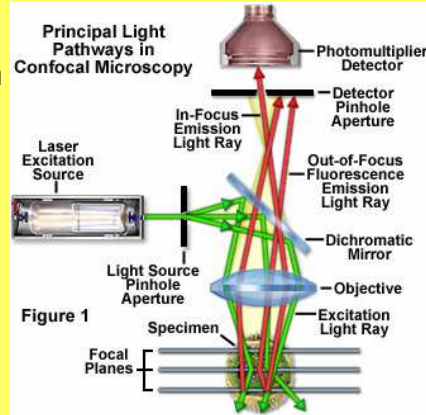
Mikroskopia

Diagnostyka mikroskopowa

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

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)



Diagnostyka obrazowa

165

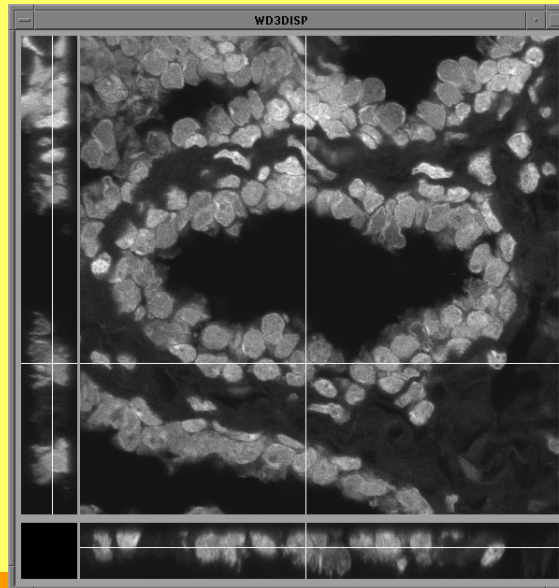
Zasada działania

- 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 żywy)

Diagnostyka obrazowa

166

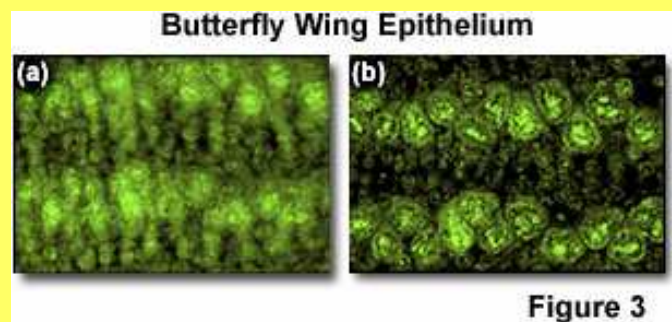
Przykład



Diagnostyka obrazowa

167

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

Diagnostyka obrazowa

168

Wizualizacja warstw

- System nerwowy embrionu muszki owocowej (wybarwiony odpowiednią techniką)

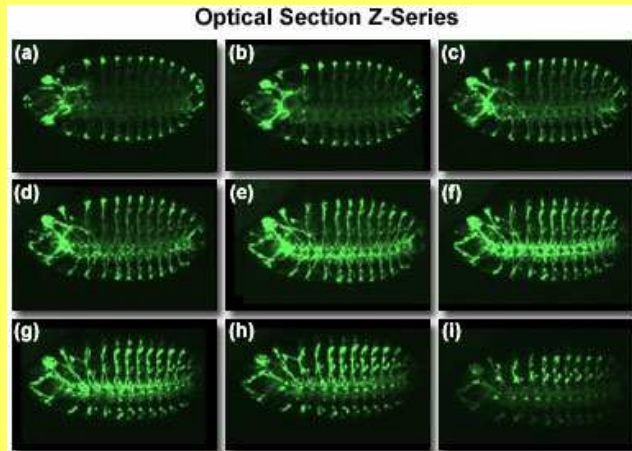


Figure 3

Diagnostyka obrazowa

169

Rekonstrukcja 3D

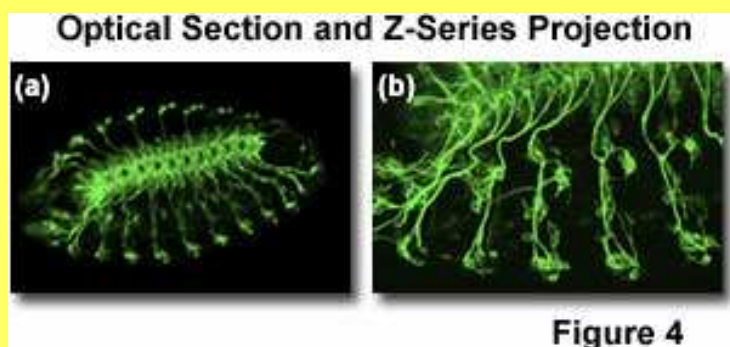
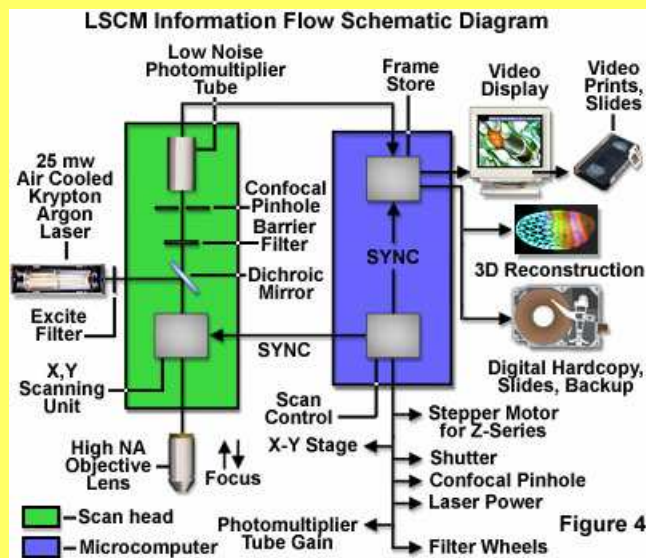


Figure 4

Diagnostyka obrazowa

170

Diagram koncepcyjny



Diagnostyka obrazowa

171

Mikroskopia konfokalna

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

Diagnostyka obrazowa

172

Zarządzanie danymi obrazowymi w medycynie

Archiwizacja medycznych danych obrazowych

- 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)
- Problemy:
 - objętość
 - czas dostępu
 - czas przesyłania / komunikacja

Archiwizacja cyfrowa

- Bezpośrednia digitalizacja lub skanowanie obrazów analogowych
- PACS – *Picture Archiving and Communication System*
- Zapotrzebowanie na pojemność nośnika:
 - CT: 512 x 512 pixels (256x256), 11-13 bits / pixel, 11-30 slices (Short: 15..20), 12.5 MB/badanie
 - MRI: podobnie, ale dane bardziej o charakterze „objętościowym”; poza tym każdy punkt scharakteryzowany kilkoma parametrami
 - RTG (np. zdjęcie klatki piersiowej): 2048 x 2048 pixels, 14 bits / pixel, 2 views, 13 MB/badanie
- Przykład:
 - zakład diagnostyki rentgenowskiej w szpitalu na 500 łóżek: 900 MB/dzień => 250 GB/rok

Diagnostyka obrazowa

175

PACS

- Picture Archiving and Communication Systems
- Dwojaka interpretacja:
 - oprogramowanie
 - sprzęt
- Funkcje:
 - przechowywanie
 - wyszukiwanie
 - udostępnianie
 - prezentacja

Diagnostyka obrazowa

176

PACS

- 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)
- Tzw. *single point of access*

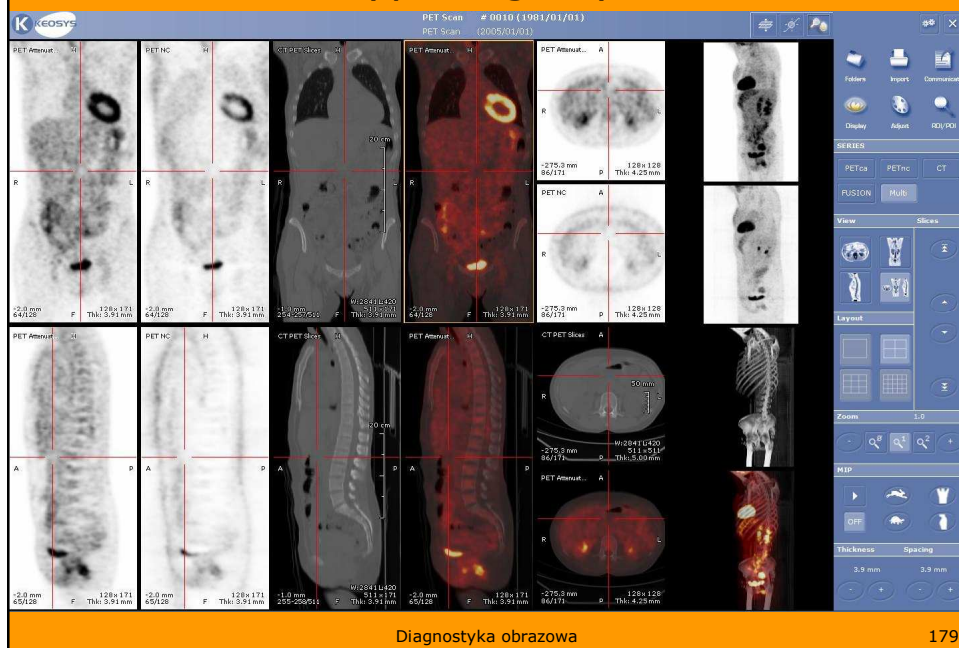
Dygresja: RIS

Zarządza procesem obrazowania medycznego od strony 'logistycznej'.

Oferowane funkcjonalności:

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

Screenshot typowego systemu PACS



Screenshot typowego systemu PACS



Konkluzje

- Przydatność/konieczność kompresji danych (raczej 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
- Kłopoty z przesyłaniem/komunikacją

Zagadnienia organizacyjne

- zarządzanie biblioteką (archiwum),
- 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.
- Problemy (gdzie komputery mogą pomóc): szeregowanie pacjentów i zarządzanie biblioteką filmów
- Inne: potwierdzanie poprawności diagnozy radiologów (np. przez patologów); informacja zwrotna.

Wierność reprezentacji cyfrowej

- **Wierność/niezawodność reprezentacji cyfrowej danych obrazowych w medycynie**

- 59 radiogramów diagnozowanych przez sześciu radiologów
 - tabela 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
 - Multimodalne
- Czynniki kształtujące dalszy rozwój diagnostyki obrazowej:
 - rosnąca liczba badań
 - nacisk na zmniejszenie kosztów badania