

Wprowadzenie do Informatyki Biomedycznej

Wykład 5: Wprowadzenie do obrazowania biomedycznego

Marek Krętowski
pokój 206
e-mail: m.kretowski@pb.edu.pl
<http://aragorn.pb.bialystok.pl/~mkret>

Rola obrazowania w biomedycynie

- **Diagnoza** - najbardziej rozpowszechniona
- **Ocena** stanu pacjenta w kontekście **postępów** procesu chorobowego lub odpowiedzi na zastosowane leczenie
- **Planowanie zabiegów** (wykorzystanie np. tomografii komputerowej do przygotowania operacji chirurgicznych)
- **Przeprowadzanie zabiegów pod kontrolą informacji obrazowej** - wykorzystanie technik wirtualnej rzeczywistości pozwala w czasie rzeczywistym wspomagać manipulowanie chirurga
 - endoskopia i minimalnie-inwazyjna chirurgia
 - potencjalnie zabiegi na odległość (telepresence and telerobotics)
- **Telemedycyna** (np. teleradiologia) - zdalne interpretacje i konsultacje
- Edukacja i “trening”
- Badania

Informatyka Biomedyczna Wyk. 5

Slajd 2 z 36

Informatyka obrazowa (ang. imaging informatics)

Zaproponowana została nowa poddyscyplina informatyki biomedycznej:

- **Generowanie obrazów** (ang. image generation) - proces pozyskiwania i (ewentualnie) ich przekształcania do formy cyfrowej
- **Zarządzanie obrazami** (ang. image management) obejmuje metody przechowywania (magazynowania), transmitowania, wyświetlania, wyszukiwania i organizowania obrazów
- **Przetwarzanie i analiza obrazów** (ang. image manipulation) wykorzystuje preprocesing i postprocesing w celu uwydatnienia (poprawy), wizualizacji i analizy obrazów
- **Integracja obrazów** (ang. image integration) - połączenie obrazów z innymi informacjami niezbędnymi do interpretacji, zarządzania i itd..

Informatyka Biomedyczna Wyk. 5

Slajd 3 z 36

Podstawy generowania obrazów

- Obraz cyfrowy jest reprezentowany jako 2-wymiarowa tabela liczb, z których każdy element (piksel) oznacza poziom intensywności niewielkiego obszaru obrazu
 - w przypadku obrazów przestrzennych mamy 3-wymiarową tabelę, której elementy przestrzenne nazywamy wokselami
- Obrazy są zwykle charakteryzowane przez parametry jakości obrazu
 - rozdzielczość **przestrzenna** (ang. spatial resolution) - związana z ostrością obrazu, mierzy jak dobrze punkty z obiektu znajdujące się blisko siebie (w pikselach na obraz)
 - rozdzielczość **kontrastu** (ang. contrast resolution) - rozróżnialność niewielkich różnic w intensywności, związana z różnicami w mierzonych wartościach (np. pochłanianiu promieni X) (liczba bitów na piksel)
 - rozdzielczość **czasowa** (ang. temporal resolution) - czas potrzebny na uzyskanie obrazu; zakłada się, że procedura obrazowania działa w czasie rzeczywistym, jeżeli jest w stanie pozyskać 30 obrazów na sekundę (niezamazany obraz bijącego serca)

Informatyka Biomedyczna Wyk. 5

Slajd 4 z 36

Rys historyczny

- Odkrycie w 1895 r. przez fizyka W. C. Rentgena promieniowania przenikliwego, które zostało oznaczone przez niego literą X (ang. X rays)
 - promieniowanie to jest pewnym rodzajem energii elektromagnetycznej, analogicznej do fal radiowych czy światła, od których odróżnia się przede wszystkim znacznie krótszą długością fal (typ. wart. od 100 do 0.01 nm)
- Doceniając ogromne znaczenie tego odkrycia, jego autor został uhonorowany pierwszą nagrodą Nobla w dziedzinie fizyki w 1901 r., a odkryte promieniowanie z czasem zyskało nazwę rentgenowskiego
- Bardzo szybko naukowcy zdali sobie sprawę z ogromnych możliwości jakie niesie wykorzystanie promieniowania rentgenowskiego do badania bezpośrednio niedostępnych własności obiektów:
 - dzięki wykorzystaniu zjawiska zaczerniania kliszy fotograficznej pod wpływem promieniowania umożliwiono utrwalenie wewnętrznej struktury obiektu w postaci zdjęcia. W ten sposób narodziła się zupełnie nowa dziedzina nauki - obrazowanie



Rys historyczny (2)

- Przez wiele dziesięcioleci technika zdjęć rentgenowskich była praktycznie jedyną dostępną metodą obrazowania biomedycznego i jest nadal stosowana z powodzeniem np. w diagnostyce chorób płuc czy uszkodzeń kości
- Kolejnym krokiem milowym było opracowanie przez G. N. Hounsfielda, w laboratorium badawczym angielskiej firmy EMI Limited, pierwszego komercyjnie dostępnego cyfrowego urządzenia obrazującego
 - zostało ono zainstalowane w jednym z podlondyńskich szpitali (Atkinson Morley Hospital) w 1971 roku i było wykorzystywane wyłącznie do uzyskiwania przekrojów głowy pacjentów
- Za osiągnięcia związane z rozwojem tomografii komputerowej Hounsfield, wspólnie z matematykiem A. M. Cormackiem, otrzymali w 1979 roku nagrodę Nobla w dziedzinie fizjologii i medycyny
- Nagrodę Nobla z medycyny w 2003 roku otrzymali: Paul C. Lauterbur (profesor chemii) i Peter Mansfield (profesor fizyki) za przełomowe odkrycia dotyczące wykorzystania rezonansu magnetycznego w obrazowaniu

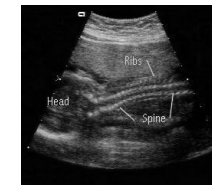
Rodzaje źródeł obrazowania

- Światło widzialne
 - obrazy uszkodzeń skóry w dermatologii; obrazy siatkówki oka, obrazowanie endoskopowe
- Energia dźwięku - w postaci echa struktur wewnętrznych
 - echo serca, organów wewnętrznych, piersi
 - przesunięcie częstotliwości Doppler (badanie przepływu krwi w dużych naczyniach)
- Energia promieniowania rentgenowskiego - odmienna absorpcja promieniowania przez różne tkanki
 - zdjęcia rentgenowskie kości; tomografia komputerowa
- Emisja izotopowa - radioaktywne cząsteczki wykorzystywane są do pozyskiwania obrazów medycyny nuklearnej
- Zmiany energii elektromagnetycznej
 - tomograf rezonansu magnetycznego

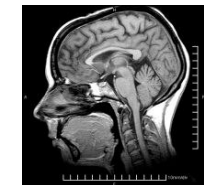
Przykłady zobrazowań



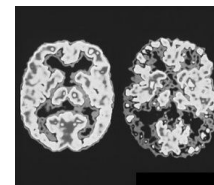
Promienie X
klatka piersiowa (płuca)



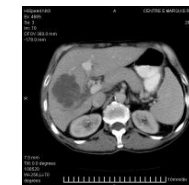
Ultrasonografia
kręgosłup płodu



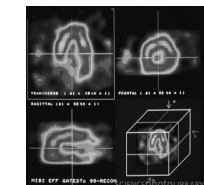
Rezonans magnetyczny (MRI)
mózg



Emisyjna Tomografia Pozytonowa (PET)
mózg



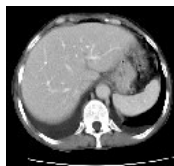
Tomografia Komputerowa (CT)
jama brzuszna (wątroba)



Tomografia Komputerowa Emisji Pojedynczych Fotonów (SPECT)
mięsień sercowy

Tomografia komputerowa (ang. computed tomography, CT)

- Termin ten jest tradycyjnie używany do opisanie techniki obrazowania, w której pomiary osłabienia (ang. attenuation) wąskich wiązek promieni rentgenowskich, wykonanych z wielu różnych kątów wokół badanego obiektu, są następnie wykorzystywane do rekonstrukcji przekroju obiektu przy użyciu komputera
 - Do technik opartych na analogicznym schemacie, ale wykorzystujących inne niż promieniowanie rentgenowskie zjawisko fizyczne, używane są bardziej specyficzne nazwy np. SPECT (ang. Single Photon Emission Computerized Tomography) czy PET (ang. Positron Emission Tomography)
 - Urządzenie wykorzystywane do pozyskiwanie obrazów tomograficznych nazywane jest tomografem lub skanerem (ang. scanner)
 - Najczęściej w wyniku zastosowania tomografii otrzymujemy serię dwuwymiarowych obrazów odpowiadających kolejnym przekrojom ciała pacjenta. Aktualnie coraz częściej mamy również możliwość uzyskania w pełni trójwymiarowej informacji obrazowej



Slajd 9 z 36

Zasada działania tomografu

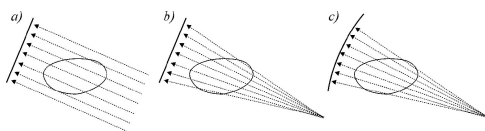
- Mono-energetyczna wiązka promieni rentgenowskich przechodząc przez materię ulega osłabieniu zgodnie ze wzorem:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$$
 gdzie I_0 , I - intensywności początkowa i końcowa; osłabienie wiązki jest zależne od rodzaju materiału, zgodnie z liniowym współczynnikiem osłabienia μ oraz odległością x , na której wiązka przechodzi przez rozpatrywany materiał
- W tomografii do charakteryzacji tkanki ze względu na własności absorpcji promieniowania wykorzystywana jest tzw. skala Hounsfielda, w której +1000H odpowiada kości, 0 H wodzie, natomiast -1000 H reprezentuje powietrze.
- Wycelowane (ang. collimated) wiązki promieniowania przenikają przez ciało pacjenta w kierunku detektorów położonych po przeciwnej stronie
 - dzięki dokładnemu wysterowaniu źródła promieniowania możliwe jest wysłanie odpowiednio wąskich wiązek w konkretne miejsca detekcji
 - część energii promieni zostaje zaabsorbowana; pozostała część osiąga detektor i może być zmierzona
 - detektor wyłożony jest krystaliczną warstwą scyntylacyjną lub warstwą emitującą fotony, podczas bombardowania promieniami X.
 - intensywność reakcji kryształu jest mierzona przez fotodetektory i wykorzystywana jest jako miara energii wiązki po przejściu przez ciało pacjenta

Budowa tomografu

Podstawowe kwestie techniczne:

- **organizacja ruchu** - ruch rozumiany jako:
 - przesuwanie się źródła promieniowania w celu uzyskania kolejnych pomiarów dla ustalonego kąta
 - obrót układu względem ciała pacjenta
 - przemieszczenie się układu pomiarowego lub pacjenta w celu uzyskania serii obrazów.
- **typ detektorów** - wybór detektora zawsze jest związany z kompromisem pomiędzy jakością obrazu a dawką promieniowania
 - współczesne detektory krystaliczne budowane są najczęściej z jodku sodu, fluorku wapnia czy kadmu i wolframu. Aktualnie duże nadzieje wiąże się z wykorzystaniem detektorów półprzewodnikowych
- **geometria pomiarów projekcji** - wzajemne położenie źródeł promieniowania i detektorów; najczęściej stosowane w przypadku dwuwymiarowej tomografii typy geometrii:
 - równoległe wiązki (ang. parallel beam)
 - dziób (ang. beak beam)
 - wachlarz (ang. fan beam)



Typy geometrii wiązek

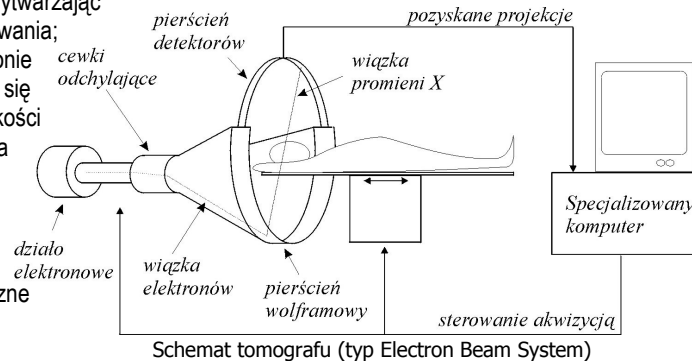
Generacje skanerów

- **I generacja** - pomiar równoległej projekcji dla zadanego kąta uzyskiwano przemieszczając wzdłuż ciała pacjenta źródło promieni X wraz ze znajdującym się po przeciwległej stronie pojedynczym detektorem; następnie układ obracano o pewien kąt i proces powtarzano
 - rozwiązanie wolne i zawodne, gdyż wymagało podwójnego układu ruchu: do przesuwania i obracania.
- **II generacja** - przyspieszenie dzięki zastosowaniu bloku detektorów i szybszemu przesuwaniu źródła prom.
 - wykonanie równocześnie kilku pomiarów,
 - ograniczony, wąski wachlarz
 - wymagane dalej dwa układy ruchu oraz ciągła emisja promieni
- **III generacja** - dzięki wykorzystaniu szerokiej rozbiegającej się wiązki, która pada na przeciwległą, ułożoną na łuku, tablicę detektorów, zrezygnowano z przesuwania źródła pr. dla zadanego kąta
 - pomiary dla różnych kątów => wykorzystanie pulsującego źródła zsynchronizowanego z obrotem względem ciała pacjenta
- **IV generacja** - stały pierścień detektorów oraz obracające się źródło prom.
 - zwiększenie odległości do detektorów i powiększenie nieznacznie wachlarza => początkowa i końcowa wiązka mogą być stale monitorowane; umożliwiała to m.in. korektę w przypadku zmiany charakterystyki detektora oraz nie występuje również potrzeba pulsacji źródła promieniowania

Szybkie tomografy V generacji

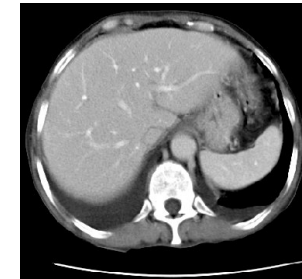
Skannery V generacji - całkowicie wyeliminowano obrót względem pacjenta:

- wykorzystanie większej liczby źródeł promieniowania; w systemie DSR (ang. Dynamic Spatial Reconstructor) równocześnie pracuje 28 par źródło-detektor
- system EBS (ang. Electron Beam System) - pochodzący z działa elektronowego strumień elektronów odchylany jest polem magnetycznym i uderza w wolframowy wycinek pierścienia (210 stopni) wytwarzając wiązkę promieniowania; po przeciwnej stronie pacjenta znajdują się analogicznej wielkości wycinki pierścienia zawierające detektory; w systemie tym sterowanie jest w pełni elektroniczne



Inne tryby pracy

- Skannowanie spiralne** - większość współczesnych tomografów oferuje możliwość skanowania spiralnego (ang. helical scanning)
 - stół z pacjentem powoli przesuwa się w czasie ciągłej pracy obracającego się układu źródeł i detektorów
 - rekonstrukcja poszczególnych przekrojów wymaga bardziej skomplikowanych algorytmów uwzględniających stałe przesuwanie się warstwy
 - w zamian uzyskujemy krótszy czas skanowania, co jest szczególnie pomocne w eliminacji zniekształceń wywołanych oddychaniem pacjenta podczas obrazowania klatki piersiowej i jamy brzusznej
- Należy wspomnieć, że tradycyjnie tomografy są projektowane do uzyskiwania poprzecznych przekrojów (ang. axial planes) ciała pacjenta. Inne przekroje mogą być uzyskiwane dzięki rekonstrukcji na podstawie serii standardowych przekrojów, czyli poprzez tzw. MPR (ang. Multi Planar Reconstruction)



Metody rekonstrukcji obrazu na podstawie projekcji

Metody iteracyjne (m. algebraiczne (ang. algebraic reconstruction technique ART):

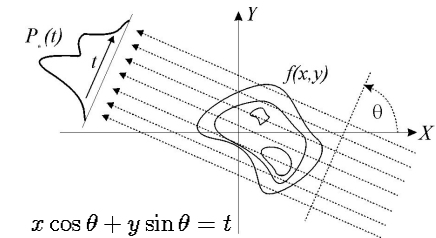
- wykorzystywane w skanerach I i II generacji (m.in. przez Hounsfielda)
- wymagają podania startowego przybliżonego obrazu, na podstawie którego obliczane są odpowiadające projekcje i porównywane ze zmierzonymi wart.
- bazując na otrzymanych różnicach dokonywana jest modyfikacja obrazu i proces jest powtarzany:
 - liczba iteracji niezbędna do uzyskania zbieżności takiego procesu zależy od konkretnej metody i może być duża
 - problemy ze zbieżnością w sytuacji występowania szumu

Metody analityczne - rekonstruowany obraz jest wyliczany bezpośrednio na podstawie zmierzonych projekcji; do najbardziej znanych i najczęściej wykorzystywanych tego typu metod należy filtrowana wsteczna projekcja; zawdzięcza ona swoją popularność głównie dużej dokładności i możliwości efektywnej implementacji (np. równoleglenie obliczeń)

W przypadku każdego z algorytmów rekonstrukcji obrazu, w zależności od przyjętej architektury systemu, związanej ze sposobem pomiaru projekcji, opracowywane są warianty wykorzystywane w konkretnej klasie urządzeń

Twierdzenie o przekroju w dziedzinie Fouriera (ang. Fourier Slice Theorem)

- Daje matematyczne podstawy tomografii i wiąże zmierzone projekcje z dwuwymiarową transformacją Fouriera przekroju obiektu
- Twierdzenie to pokazuje, że jednowymiarowe przekształcenie Fouriera S_θ projekcji P_θ zmierzonej dla kąta θ jest równe przekrojowi pod tym samym kątem dwuwymiarowej transformacji Fouriera F funkcji $f(x,y)$:



- oznacza to, że dla zadanego kąta transformacja obserwowanej projekcji obiektu jest równoznaczna odwzorzeniu przekroju transformacji samego obiektu
- wykorzystując projekcje z różnych kątów można zrekonstruować dwuwymiarową transformację obiektu, a następnie dzięki wykorzystaniu odwrotnej transformacji można odtworzyć obiekt

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$

$$F(u,v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi(ux+vy)} dx dy$$

$$S_\theta(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t) e^{-j2\pi\omega t} dt$$

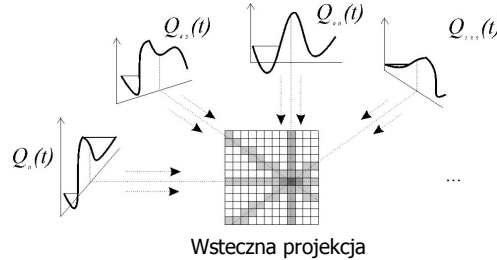
$$S_\theta(\omega) = F(\omega \cos \theta, \omega \sin \theta)$$

Algorytm filtrowanej wstecznej projekcji (ang. filtered back-projection)

- Bezpośrednie wykorzystanie twierdzenia jest utrudnione, gdyż z natury rzeczy dysponujemy jedynie ograniczoną liczbą projekcji
- Oznacza to, że wartość $F(u, v)$ może być znana tylko w określonych punktach na półprostych promieniście rozchodzących się od środka układu
- Wykorzystanie interpolacji do wyznaczenia potrzebnych wartości w innych punktach, może prowadzić do stosunkowo dużych błędów
- Dotyczy to zwłaszcza składowych wysokiej częstotliwości, co niekorzystnie odbija się na jakości obrazu

Algorytm:

- Zmierzenie projekcji
- Transformacja Fouriera (FFT)
- Filtracja
- Odwrotna transformacja Fouriera
- Normalizacja
- Wsteczna projekcja (ang. back projection)



Obrazowanie Rezonansu Magnetycznego (MRI) - wstęp

- odkrycie fenomenu rezonansu magnetycznego 1946 r. Felix Bloch oraz Edward Purcell (1952 r. nagroda Nobla)



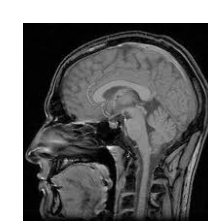
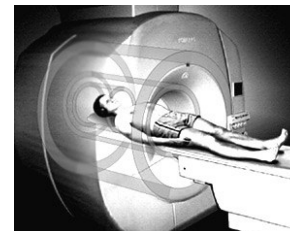
- zauważyli, że jądra komórkowe pewnych substancji umieszczone w polu magnetycznym mogą absorbować energię w zakresie fali radiowych widma elektromagnetycznego oraz następnie uwalniać ją podczas relaksacji, czyli powrotu do stanu równowagi
- w ten sposób narodziła się spektroskopia nuklearnego rezonansu magnetycznego, która w następnych dwudziestu latach była wykorzystywana głównie do badań nad budową chemiczną i fizyczną różnorodnych molekuł
- w 1971 r. Raymond Damadian udowodnił, iż czasy relaksacyjne rezonansu magnetycznego dla tkanek chorych oraz tkanek zdrowych różnią się między sobą, co było bezpośrednim powodem coraz szerszego zainteresowania naukowców tą techniką, jako metodą do detekcji schorzeń

Obrazowanie Rezonansu Magnetycznego (MRI) – wstęp (2)

- pierwsza prezentacja zjawiska rezonansu magnetycznego - Paul Lauterbur 1973 r.
- sposób przestrzennej identyfikacji elementów obrazu, zastosowany przez Lauterbura, został szybko odrzucony, ponieważ w 1975 r. zostały zaproponowane nowe, lepsze metody kodowania przestrzeni przez Richarda Ernsta, jak: kodowanie fazy i częstotliwości oraz transformata Fouriera, które do dziś stanowią podstawę wielu bardziej zaawansowanych technik
- pierwszy raz obrazowanie ciała ludzkiego zostało zaprezentowane w 1980 r. przez Edelsteina i jego współpracowników (czas na otrzymanie obrazów wynosił około 5 minut, do roku 1986 został skrócony do kilku sekund)
- wprowadzenie angiografii rezonansu magnetycznego 1987 r. Charles Dumoulin (obrazowanie przepływu krwi bez środków kontrastujących) (MRA, magnetic resonance angiography)
- nagroda Nobla, 1991 r. Richard Ernst, zastosowania transformaty Fouriera w MRI
- wprowadzenie funkcjonalnego rezonansu magnetycznego 1992 r. (fMRI, functional MRI), pozwalającego na przyporządkowanie różnych funkcji mózgu do odpowiednich jego części

Obrazowanie Rezonansu Magnetycznego (MRI) – wstęp (3)

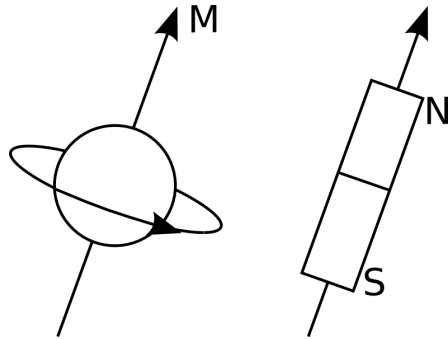
- 1994 r. prezentacja MRI spolaryzowanego gazu ^{129}Xe , rozwój obrazowania MR funkcji oddechowych
- nagroda Nobla 2003 r. Paul C. Lauterbur oraz Sir Peter Mansfield za osiągnięcia w dziedzinie MRI
- współcześnie MRI jedna z najnowocześniejszych technik obrazowania w zastosowaniach medycznych, pozwala ona na uzyskiwanie obrazów o bardzo wysokiej rozdzielczości przestrzennej, jej ogromna zaletą znikoma szkodliwość działania, w porównaniu np. do CT czy PET (przynajmniej jak dotychczas niewykryta szkodliwość)



<http://blog.posmyk.info/czytanie-w-myslach-nie-telepatia-tylko-rezonans-magnetyczny/>

Zjawisko rezonansu magnetycznego

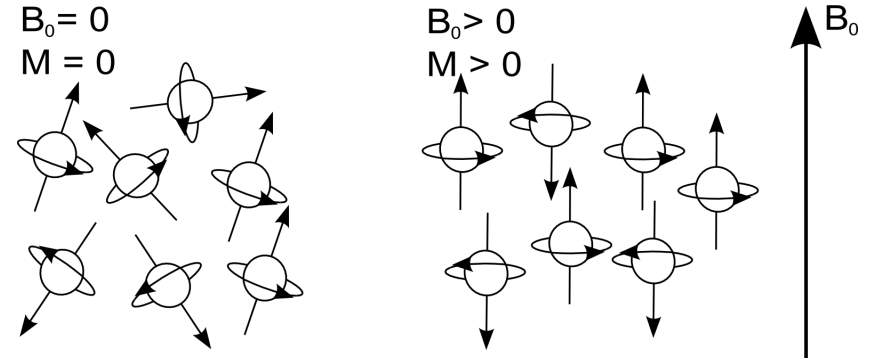
- wszystkie substancje składają się z atomów, atom natomiast z jądra atomowego (protony i neutrony) i elektronów
- jądro o niezerowym spinie (nieparzysta liczba protonów lub neutronów) zachowuje się jak naładowana wirująca cząstka/magnesik, czyli posiada pole elektromagnetyczne M



- w substancjach organicznych cząstki układają się w taki sposób, że wypadkowe pole magnetyczne jest bardzo bliskie zera, czyli pozostają one w równowadze elektromagnetycznej; dlatego też nasze ciała nie przyciągają metalowych przedmiotów

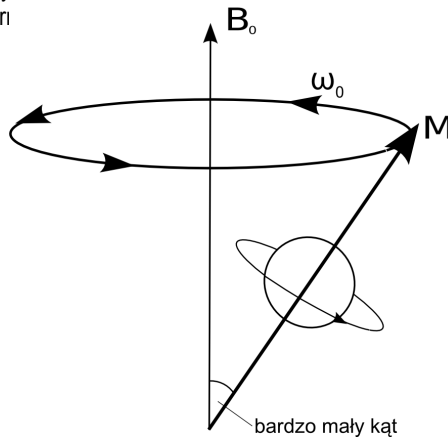
Zjawisko rezonansu magnetycznego – silne zewnętrzne pole magnetyczne

- umieszczenie naładowanych, wirujących cząstek w silnym zewnętrznym polu magnetycznym o indukcji B_0 powoduje, że ustawiają się one zgodnie z liniami sił pola lub też przeciwnie



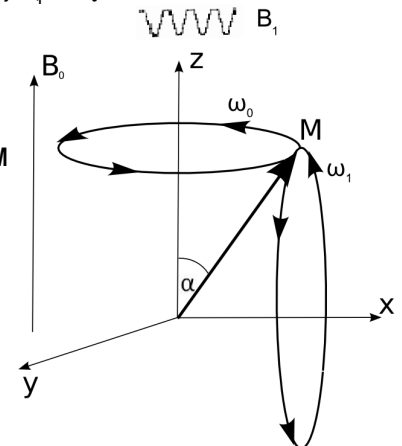
Zjawisko rezonansu magnetycznego – precesja Larmor'a

- przeciwnie układanie się spinów powoduje wyzerowanie się pól magnetycznych wytwarzanych przez cząsteczki; te, dla których nie zostanie wyzerowane pole magnetyczne, nazywa się częstotliwością Lari



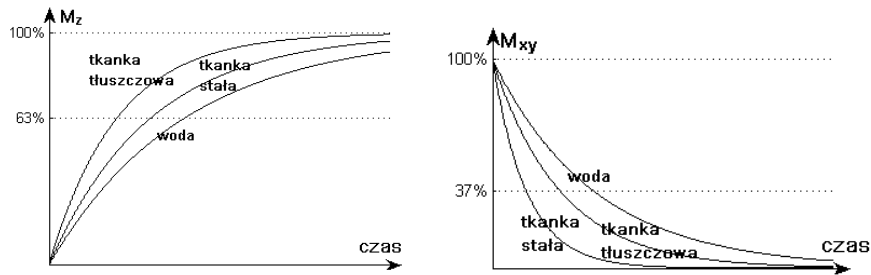
Zjawisko rezonansu magnetycznego – pobudzenie, absorpcja energii

- jeżeli próbka zawierająca cząstki rezonansowe zostanie dodatkowo naświetlona promieniowaniem elektromagnetycznym o indukcji B_1 o częstotliwości Larmor'a to może to spowodować absorpcję emitowanej energii, **zjawisko rezonansu magnetycznego**, co powoduje powstanie dodatkowej precesji o częstotliwości ω_1
- w takich warunkach ruch wektora magnetyzacji M jest złożeniem szybkiej precesji Larmor'a z częstotliwością ω_0 i wolnej precesji o częstotliwości ω_1 wokół B_1
- wraz z upływem czasu działania dodatkowego pola magnetycznego, następuje coraz większe odchylenie wypadkowego wektora magnetyzacji



Zjawisko rezonansu magnetycznego – relaksacja, emisja energii

- wyłączenie impulsu elektromagnetycznego, powoduje rozpoczęcie powrotu cząstek do stanu równowagi, czyli wcześniej pochłonięta energia jest uwalniana, co powoduje że pole magnetyczne cząstek dąży do swojej pierwotnej wartości
- proces ten nazywany jest relaksacją
- jednocześnie, ale niezależnie zachodzą dwa jej rodzaje: **relaksacja podłużna oraz poprzeczna**, które powodują odpowiednio zmiany wektora magnetyzacji w płaszczyźnie podłużnej i poprzecznej



Zjawisko rezonansu magnetycznego – akwizycja sygnału i rekonstrukcja obrazu

- czas powrotu do stanu równowagi jest zazwyczaj różny dla różnych tkanek, dzięki czemu różne tkanki emitują różne porcje energii w jednostce czasu i tym samym zmiany wektora magnetyzacji (wirowanie) zachodzą z różnymi prędkościami
- sygnał, który jest rejestrowany przy obrazowaniu techniką rezonansu magnetycznego, jest to napięcie indukowane na cewce odbiorczej poprzez zmiany w strumieniu pola magnetycznego, wywołane przemieszczaniem się wypadkowego wektora magnetyzacji dla układu cząstek, zależność ta opisana jest prawem indukcji elektromagnetycznej Faradaya
- otrzymywany sygnał poddawany jest konwersji analogowo-cyfrowej i zapisywany w odpowiedniej macierzy odbiorczej (macierz k-space)
- otrzymywana macierz zawiera wszystkie niezbędne informacje na temat poszukiwanego obrazu, aby go uzyskać wykonywana jest jeszcze transformata Fouriera
- ponieważ cewka odbiorcza rejestruje sumę sygnałów (napięć) z całego pobudzonego obszaru, podczas obrazowania wykonywane jest dodatkowo kodowanie przestrzeni za pomocą gradientów pola magnetycznego, które nieznacznie zmieniają wartości magnetyzacji cząstek względem ich pozycji przestrzennej

Rezonans magnetyczny w medycynie

- pacjent umieszczany jest w komorze aparatu MRI w stałym polu magnetycznym o wysokiej energii (indukcja B_0) => linie pola magnetycznego jąder atomów w organizmie człowieka ustawiają się równolegle do kierunku wytworzonego pola
- aparat emituje fale radiowe (indukcja B_1), które wzbudzają analogiczne fale w tkankach (zjawisko rezonansu) => następnie dodatkowe pole zostaje wyłączone i aparat rejestruje emitowaną energię/fale
- najczęściej jako rezonator wykorzystuje się cząstki wodoru, w skład których wchodzi tylko pojedyncze protony; jest to spowodowane wysoką wartością współczynnika giromagnetycznego, stąd też duża liczba cząstek rezonansowych, co więcej ciało człowieka składa się od 60% do 80% z wody, w której znajdują się dwa atomy wodoru na jeden atom tlenu; zawartość wody (a tym samym wodoru) w poszczególnych tkankach jest różna, co umożliwia ich identyfikację na obrazach rezonansu magnetycznego

Rezonans magnetyczny w medycynie (2)

- impuls elektromagnetyczny o indukcji B_1 nazywany jest często impulsem częstotliwości radiowych (RF pulse, radio frequency pulse), ponieważ jest to w rzeczywistości oscylująca fala elektromagnetyczna z częstotliwością należąca do okna częstotliwości radiowych widma elektromagnetycznego
- moc energii wytworzonej przez takie fale jest o wiele mniejsza niż przy promieniowaniu rentgenowskim oraz świetle widzialnym, ponieważ energia fali elektromagnetycznej jest proporcjonalna do jej częstotliwości
- jest to jeden z powodów bezinwazyjności metod obrazowania opierających się na rezonansie magnetycznym
- inne zalety:
 - ocena struktur anatomicznych w dowolnej płaszczyźnie i trójwymiarowo; szczególnie dobrze ośrodkowy układ nerwowy (mózg i kanał kręgowy) tkanki miękkie kończyn (tkanki podskórne, kości, stawy)
 - możliwość pomiaru przepływu krwi i innych płynów ustrojowych
 - minimalizacja artefaktów (wpływ struktur kostnych, wypełnień stomatologicznych i metalowych protez) – ograniczone oddziaływanie do otoczenia

Obrazy rezonansu magnetycznego mózgu

3 przekroje

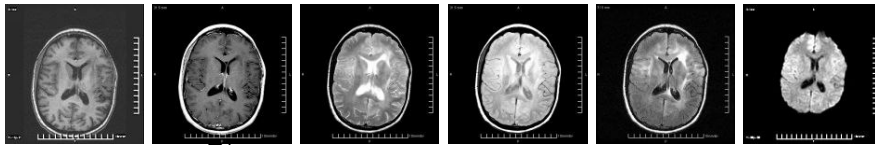


sagitalny

osiowy

koronalny

Różne serie



T1

T1 (kontrast)

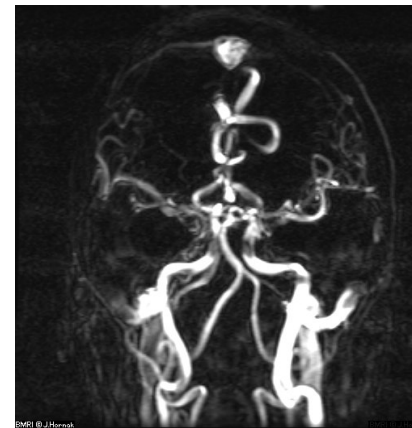
T2

PD

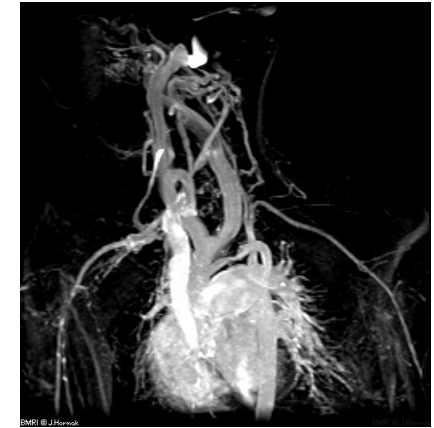
FLAIR

DIFFUSION

Angiografia rezonansu magnetycznego



głowa

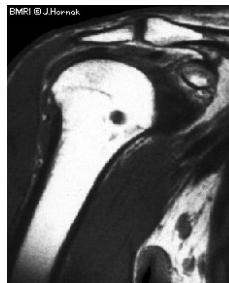


klatka piersiowa i szyja

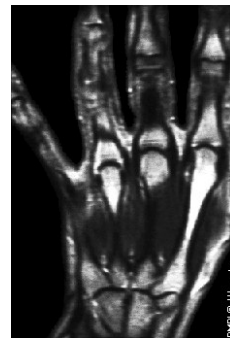
Inne obrazy rezonansu magnetycznego



kręgosłup



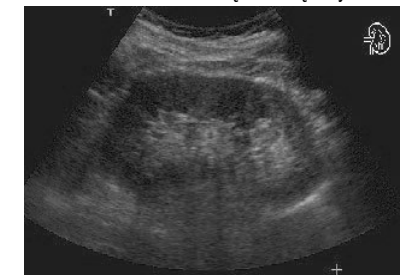
ramię



dłoń

Ultrasonografia (USG)

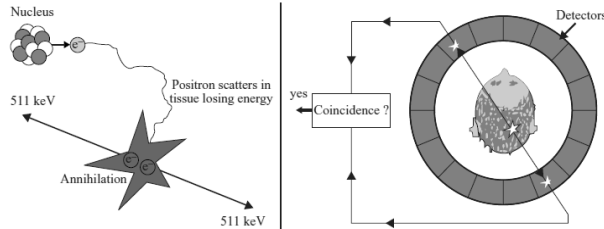
- Wykorzystuje zjawisko pochłaniania i odbicia fal ultradźwiękowych, wysyłanych (wiązka wielokierunkowa) w głąb ciała za pomocą specjalnej głowicy
 - czynnikiem decydującym o wyniku pomiaru są własności mechaniczne tkanek (szybkość propagacji fal, oraz odbicia, załamania, rozpraszanie i tłumienie fal)
- Bardzo mała inwazyjność, pozwala na długotrwale nieprzerwane obserwowanie funkcjonowania badanych struktur
- Umożliwia obrazowanie szczególnie wrażliwych obiektów (np. rozwijający się płód, ruchome zastawki serca)
- Pozwala wykrywać niektóre struktury niewykrywane w innych technikach:
 - zmiana tekstury na obrazie USG wątroby pozwala wykrywać zróżnicowanie właściwości mechanicznych tkanek o takim samym składzie chemicznym => zmiany nowotworowe w mięszu wątroby



USG nerki

Pozytonowa tomografia emisyjna (PET)

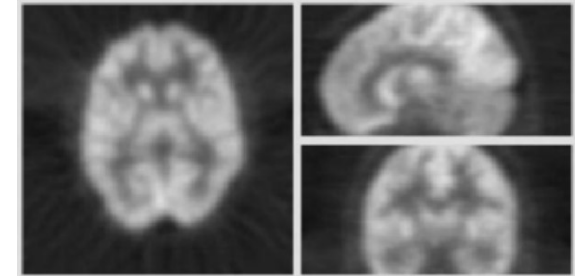
- Technika medycyny nuklearnej, bazuje na promieniowaniu powstającym podczas anihilacji pozytonów
- Pacjentowi podawana jest specjalna substancja (ang. tracer), która zawiera izotopy promieniotwórcze o krótkim czasie połowicznego rozpadu (pozwala to ograniczyć negatywne skutki promieniowania)
- Wykorzystuje się fakt, że określonym zmianom chorobowym towarzyszy podwyższony metabolizm niektórych związków chemicznych, np. cukrów



- W obszarze docelowym substancja ulega rozpadowi (metabolizm w aktywnym obszarze) i emituje pozytony, które zderzają się z elektronami => anihilacja i generowana jest para fotonów w dokładnie przeciwnych kierunkach, które są rejestrowane przez detektory skanera

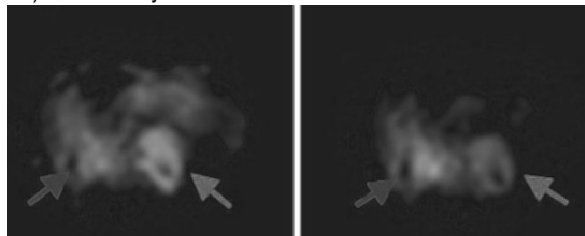
Pozytonowa tomografia emisyjna (2)

- PET pozwala na uzyskiwanie trójwymiarowych obrazów funkcjonalnych – np. aktywności metabolicznej
- Przy badaniach mózgu, serca, stanów zapalnych niejasnego pochodzenia oraz nowotworów (duże prawd. rozpoznania nowotworów)
- Rozdzielczość przestrzenna PET jest jednak zdecydowanie niższa niż np. TK czy TRM
 - aby uzyskać dokładniejsze odwzorowanie - łączenie z TK (PET-CT)
- Konieczność uruchomienia cyklotronu w pobliżu (krótki czas rozpadu – maks. skrócenie czasu transportu)



Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (SPECT)

- Bazuje na zjawisku emisji promieniowania gamma z podanego pacjentowi radioaktywnego izotopu
 - wykorzystywane są metale ciężkie w połączeniu z substancjami biologicznie neutralnymi (np. thallium – Tl lub technetium -Tc)
 - umożliwia wizualizację przepływu krwi (np. w mózgu) i metabolizmu
- W porównaniu do PET mniejsza rozdzielczość przestrzenna (np. 96x96) i czasowa, mniejsze też spektrum zastosowań, ale możliwość badania dłużej trwającego metabolizmu (dzięki dłuższemu czasowi rozpadu)
- Pojedynczy foton gamma jest emitowany z jądra
- Projekcje co kilka stopni (3 lub 6) => całkowity obrót wokół pacjenta
 - badanie trwa kilkanaście minut
- Obrazy w skali szarości, albo pseudo-kolorowane
- stosowane w onkologii, obrazowaniu mózgu, kości, perfuzji serca, ...



SPECT wątroby: zmiana aktywności w czasie