

1. Obrazowanie medyczne

Obrazowanie medyczne jest przedstawieniem pewnej fizycznej cechy organizmu w postaci obrazu, zwykle dwuwymiarowego. Obrazowaną cechą może być na przykład:

- współczynnik pochłaniania promieniowania rentgenowskiego;
- temperatura powierzchni ciała;
- rozkład radiofarmaceutyku w tkankach;
- gęstość protonów w tkankach;
- współczynnik utlenowania krwi

Obrazowanie medyczne można traktować jako rzutowanie przestrzennego rozkładu pewnego parametru fizycznego organizmu na przestrzeń o z reguły mniejszej liczbie wymiarów.

Pacjent jest „czterowymiarowy” – trzy wymiary przestrzenne plus jeden wymiar czasu.

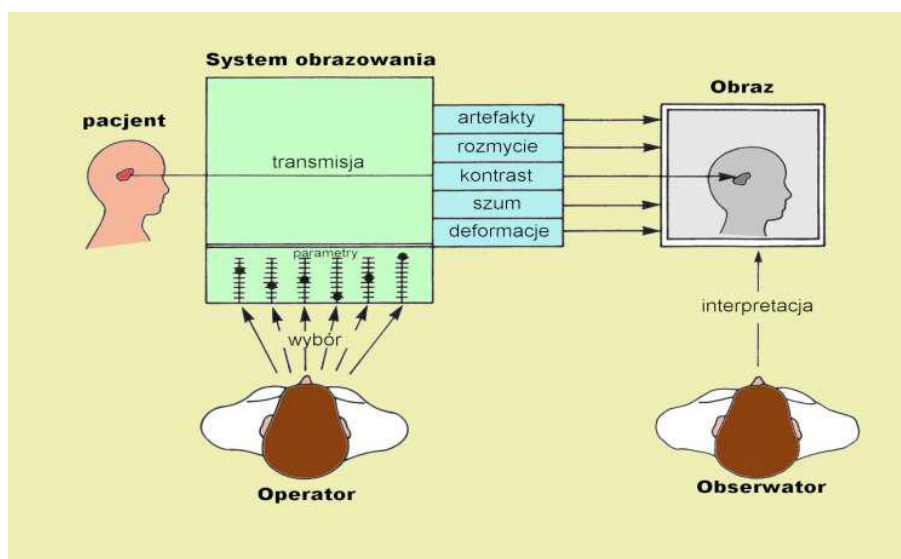
Obrazowanie „tradycyjne” – płaski obraz statyczny (nieruchomy) - dwuwymiarowy (dwa wymiary przestrzenne) lub dynamiczny (ruchomy) – trójwymiarowy (dwa wymiary przestrzenne plus czas).

Obrazowanie „współczesne”(różne rodzaje tomografii) – obraz trójwymiarowy (trzy wymiary przestrzenne).

Obrazowanie „nowoczesne”(tomografia dynamiczna) – obraz czterowymiarowy (trzy wymiary przestrzenne plus czas).

Cel obrazowania medycznego

Obrazy medyczne umożliwiają lekarzom specjalistom wgląd w anatomię struktur organizmu oraz w przebieg procesów fizjologicznych. Analiza i interpretacja informacji obrazowej (badanie obrazowe) jest podstawą diagnozy (tj. wykrycia zmian patologicznych i ich oceny, a także określenia wybranych cech obiektu obrazowania),a czasem też planowania ewentualnej terapii.



System obrazowania medycznego

W procesie obrazowania medycznego biorą udział:

- operator (technik, fizyk medyczny, inżynier kliniczny)
- obserwator –specjalista (lekarz).

Często obserwator pełni jednocześnie rolę operatora (np. w badaniach ultrasonograficznych).

Badania obrazowe wykorzystują różne nośniki informacji, np.:

- promieniowanie rentgenowskie (radiografia, tomografia komputerowa);
- promieniowanie gamma (scyntygrafia, tomografia PET);
- fale radiowe (tomografia rezonansu magnetycznego);
- fale akustyczne (ultrasonografia);
- promieniowanie podczerwone (termografia).

Wartość diagnostyczna obrazu

Wartość diagnostyczna obrazu jest związana ze zdolnością obserwatora do detekcji (wykrycia) symptomów chorobowych i zależy od czterech podstawowych czynników:

- jakości obrazów,
- warunków obserwacji,
- wiarygodności diagnostycznej obrazów,
- charakterystyki pracy lekarza-specjalisty.

Jakość obrazu

Jakość obrazu medycznego określona jest przez jego następujące cechy:

- kontrast,
- rozdzielczość przestrzenna,
- stosunek sygnału użytecznego do szumu,
- poziom artefaktów,
- poziom zniekształceń przestrzennych.

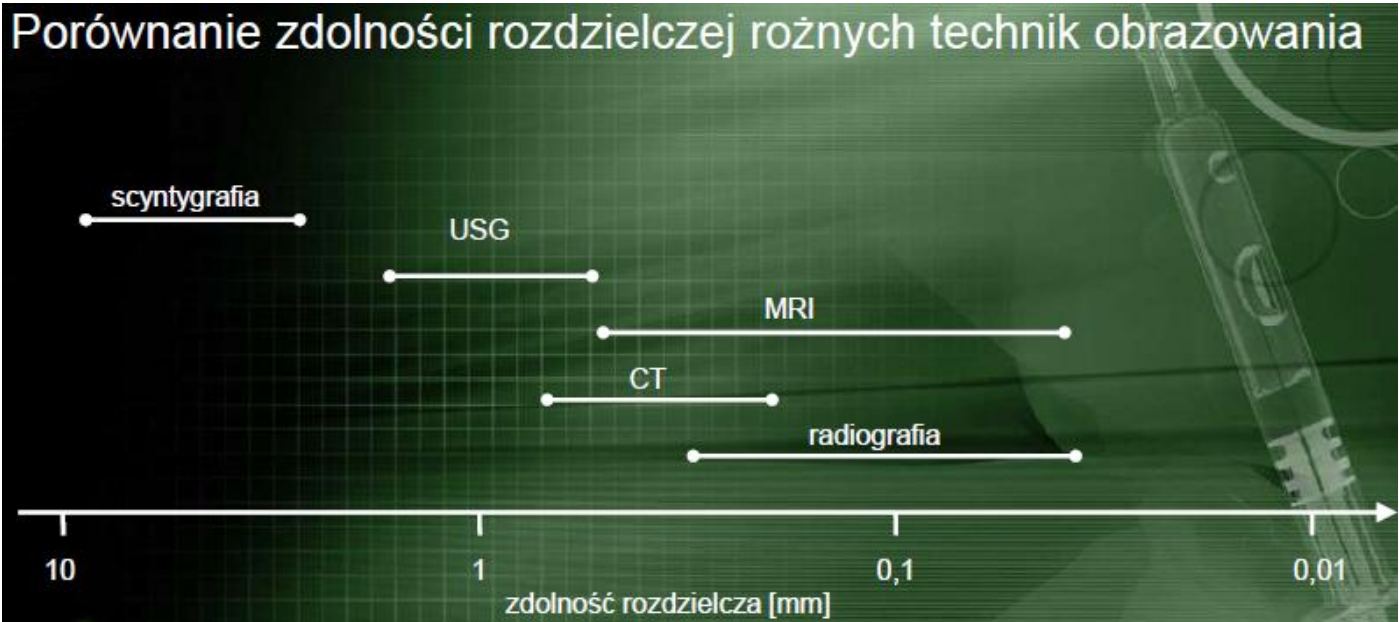
Kontrast

Kontrast oznacza różnicę. W przypadku obrazu miarą kontrastu jest różnica pomiędzy poziomem szarości lub kolorem różnych jego fragmentów. Obiekt obrazowania jest widoczny o ile istnieje dostateczny kontrast pomiędzy nim a otaczającymi go tkankami. Kontrast zależy od kontrastu obiektu (cecha obiektu badanego) oraz czułości kontrastu systemu obrazowania. Fizyczny kontrast obiektu zależy od różnic parametrów tkanek,

które są obrazowane. Np. w radiografii kontrast obiektu będzie zależał od różnic gęstości i efektywnej liczby atomowej, a także od grubości obrazowanych struktur. Widoczność obiektów na obrazie zależy także od czułości kontrastu systemu obrazowania. Przy większej czułości widoczne są obiekty o niższym kontraście fizycznym.

Rozdzielczość

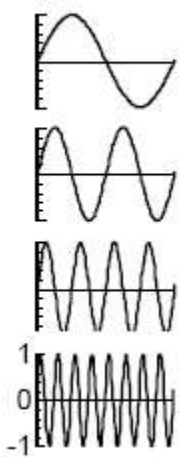
Zdolność rozdzielcza (rozdzielczość) obrazu –najmniejsza odległość między dwoma punktami obrazu, które można jeszcze rozróżnić. W radiografii rozdzielczość określa się zazwyczaj jako liczbę równoległych linii, czarnych i białych, które można rozróżnić ma 1 mm obrazu.



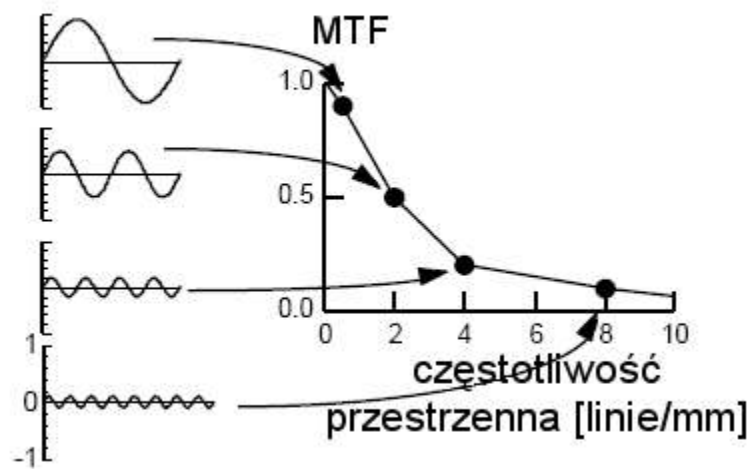
Funkcja przenoszenia modulacji

Funkcja przenoszenia modulacji –MTF (*Modulation Transfer Function*). Ze wzrostem liczby linii na 1 mm maleje kontrast między nimi. Wykres MTF jest ważną cechą systemu obrazowania. W opisach produktów najczęściej podawany jako pojedyncza wartość dla określonej liczby par linii na mm.

WEJŚCIE



WYJŚCIE



Stosunek sygnał/szum

W obrazie zawsze występuje szum, widoczny w postaci cętkowanej tekstury, ziarna, itp. Rodzaj i poziom szumu zależy od metody obrazowania. Stosunek sygnału użytecznego do szumu decyduje o widoczności obiektów. Szum pogarsza kontrast i percepcję szczegółów w obrazie. Najsilniej wpływa na obiekty o niskim kontraście, które znajdują się blisko progu widoczności (percepcji).

Artefakty

Problemem występującym w różnych technikach obrazowania jest powstawanie na obrazie fałszywych, niepożądanych struktur, które nie mają związku z cechami obrazowanych obiektów.

Zniekształcenia przestrzenne

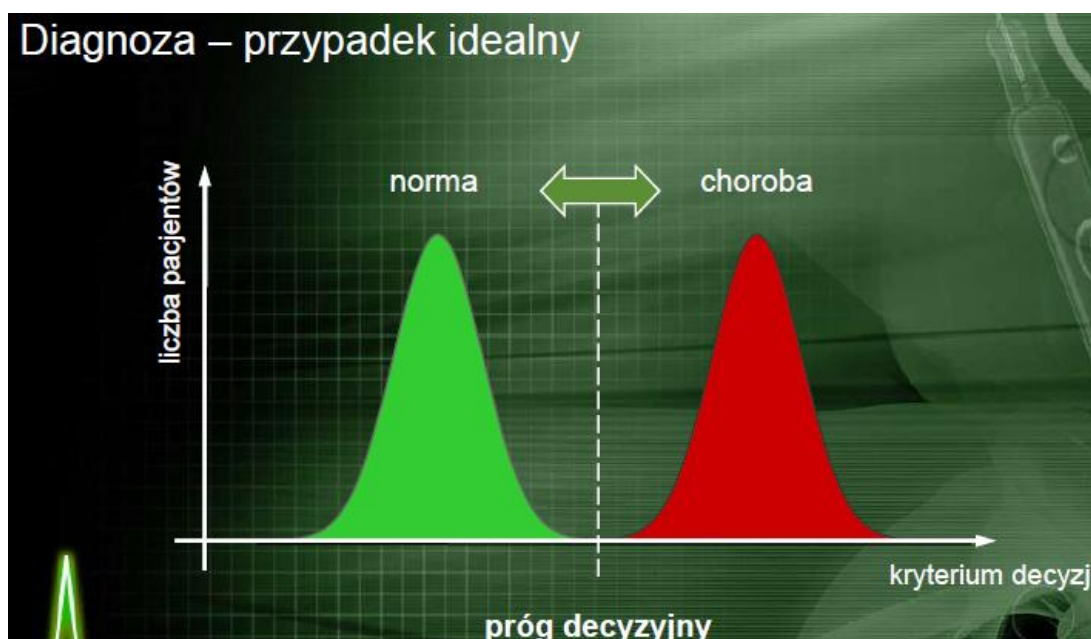
Zniekształcenia obrazu mogą mieć charakter geometryczny (np. różne powiększenie obiektów leżących na różnej głębokości, lub zniekształcenie kształtu obiektów z powodu przekrzywienia powierzchni odbiornika obrazu w radiografii czy deformacja obrazu spowodowana zaburzeniem rozkładu pola magnetycznego przez przedmioty metalowe w tomografii rezonansu magnetycznego).

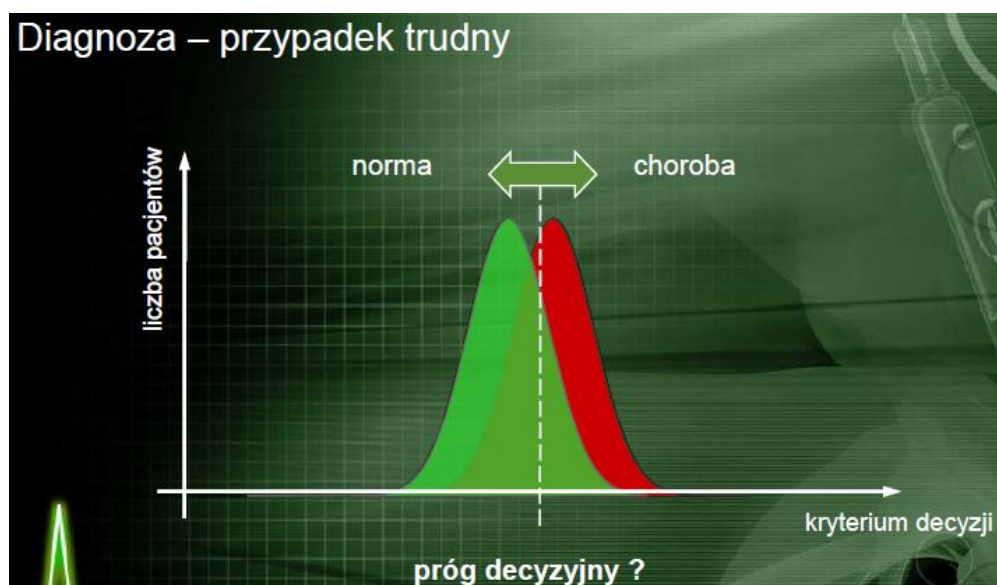
Warunki obserwacji

Zdolność postrzegania i interpretacji informacji obrazowej przez obserwatora (lekarza) silnie zależy od warunków, w jakich obraz jest oglądany. Istotne są metody prezentacji obrazu (jakość negatoskopu lub karty graficznej i monitora, możliwości przetwarzania obrazu, itd.), ale także warunki zewnętrznych pracy specjalisty (oświetlenie pomieszczenia, organizacja stanowiska pracy, poziom hałasu, zmęczenie, emocja, pośpiech, itp.).

Wiarygodność diagnostyczna obrazów

Obraz jest wiarygodny diagnostycznie, jeżeli ma cechy pozwalające na właściwą interpretację zawartej informacji diagnostycznej. W większości przypadków zadaniem diagnosty jest decyzja, czy przypadek jest patologiczny, czy też mieści się w normie. Często decyzja jest trudna ze względu na to, że w niektórych przypadkach obraz przypadków patologicznych wygląda normalnie, a w niektórych obraz przypadków mieszczących się w normie wygląda nienormalnie.





Procedura decyzyjna

Diagnosta, zgodnie ze swoim doświadczeniem, kształtuje pewien próg decyzyjny, mniej lub bardziej ostrożny. W zależności od przyjętego progu zmienia się prawdopodobieństwo postawienia prawidłowej diagnozy (decyzja prawdziwie pozytywna) i błędów różnego rodzaju –zakwalifikowania osoby chorej jako zdrowej (decyzja fałszywie negatywna) lub osoby zdrowej jako chorej (decyzja fałszywie pozytywna).

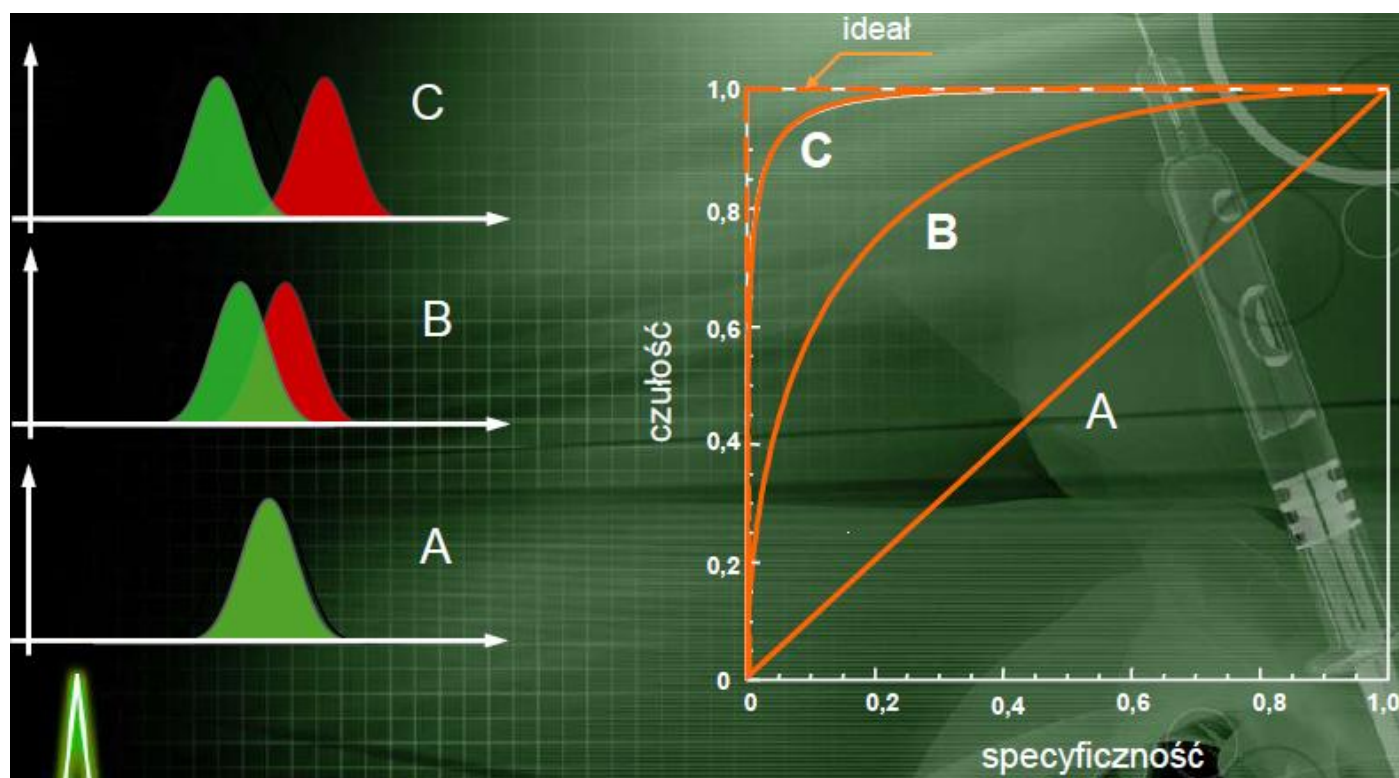


		STAN RZECZYWISTY	
		patologia	norma
DIAGNOZA	patologia	prawdziwie pozytywna (<i>True Positive</i> - TP)	fałszywie pozytywna (<i>False Positive</i> - FP)
	norma	fałszywie negatywna (<i>False Negative</i> - FN)	prawdziwie negatywna (<i>True Negative</i> - TN)

W zależności od przyjętego przez diagnostę poziomu progu decyzyjnego, wielkości TP, TN, FPiFN przyjmują różne wartości. Miarami wiarygodności metody diagnostycznej są:

- czułość = $TP/(TP+FN)$
- specyficzność = $TN/(TN+FP)$
- dokładność = $(TP+TN)/(TP+TN+FP+FN)$
- pozytywna wartość predykcyjna = $TP/(TP+FP)$
- negatywna wartość predykcyjna = $TN/(TN+FN)$

Krzywa ROC



2. Ultrasonografia

Ultrasonografia jest metodą obrazowania narządów wewnętrznych przy pomocy fal akustycznych – ultradźwiękowych. Badanie przeprowadza się przy pomocy specjalnej aparatury, która wykorzystuje zjawiska ultradźwiękowe – wysłane do wnętrza organizmu fale ultradźwiękowe odbijają się od badanych tkanek. Wykorzystanie zjawiska odbicia fali ultradźwiękowej na granicy ośrodków o różnych gęstościach pozwala na ocenę wielkości, kształtu i struktury narządów wewnętrznych, a w szczególności różnicowanie zmian o charakterze litym od zmian o charakterze płynowym.

Do obrazowania wykorzystywana jest część odbita fali w postaci tzw. powracającego echa, które analizowane jest pod kątem położenia i intensywności. Po komputerowym przetworzeniu danych na ekranie widoczne są punkty odpowiadające umiejscowieniu odbicia fali. Intensywności echa przyporządkowane są odpowiednim

odcieniom ze szarości od tonu najciemniejszego (czarnego) dla braku lub bardzo małej intensywności echa, do białego przy bardzo dużym jego natężeniu.

Badanie dopplerowskie

Badanie dopplerowskie pozwala na ocenę przepływu krwi w dużych tętnicach i żyłach wykorzystując zmiany długości fal ultradźwiękowych odbitych od poruszających się krwinek. Poszukuje się w tych naczyniach między innymi obecności zwężeń spowodowanych skrzeplinami lub innych procesów chorobowych. W położnictwie ocena przepływu krwi w tętnicy pępowinowej jest wykorzystywana w przewidywaniu niektórych powikłań zagrażających prawidłowemu rozwojowi ciąży.

Główce ultradźwiękowe

Podstawowymi elementami głowicy ultrasonograficznej są przetworniki, które pełnią rolę zarówno nadajnika jak i odbiornika sygnałów akustycznych. Przetworniki ultradźwiękowe wytwarza się z materiałów piezoelektrycznych, które przetwarzają energię elektryczną w mechaniczną odwrotnie. W materiale piezoelektrycznym odkształcenia sprężyste wywołują powstanie wewnętrznego pola elektrycznego. Efekt odwrotny polega na zmianie kształtu materiału pod działaniem pola elektrycznego.

Fala akustyczna

Fala akustyczna jest to rozchodzące się w ośrodku zaburzenie gęstości ośrodka oraz związane z tą zmianą mechaniczne drgania cząstek ośrodka. Zaburzenie to ma charakter lokalnych oscylacji cząsteczek materii wokół położenia równowagi.

Fale akustyczne rozprzestrzeniają się wyłącznie w ośrodkach sprężystych:

- w wodzie i tkankach miękkich przeważają fale podłużne
- w tkankach twardych (np. w kości) pojawiają się fale poprzeczne)

Podstawowe parametry fali akustycznej to:

- częstotliwość;
- prędkość;
- długość fali;
- amplituda;
- natężenie.

Częstotliwość fali ultradźwiękowej jest uzależniona od użytego przetwornika (źródła fali), który pracuje w modzie rezonansowym. Stosowane częstotliwości mieszczą się w zakresie od 50 kHz do 100 MHz, w zależności od wykonywanego badania:

- 50kHz -600kHz -badania kości (diagnostyka osteoporozy)
- 200kHz -5MHz -badania przepływów
- 2MHz -10MHz -obrazowanie tkanek wewnętrznych
- 20MHz -100MHz -obrazowanie skóry (operacje plastyczne)

Prędkość fali akustycznej zależy od właściwości ośrodka. W zależności od typu ośrodka ultradźwięki rozchodzą się w postaci fal podłużnych (np. w płynach) lub poprzecznych (np. w kościach).

Długość fali jest odległością przebytą przez falę w ośrodku, na której fala wykonuje jeden pełny cykl drgania. Długość fali jest związana z jej częstotliwością i prędkością zależnością:

$$\lambda = \frac{v}{f}$$

Amplituda fali ultradźwiękowej oznacza maksymalne odchylenie cząstki od położenia równowagi w momencie przechodzenia fali ultradźwiękowej. W diagnostyce ultradźwiękowej zazwyczaj wystarczy znać względną amplitudę fali, tzn. stosunek jej amplitudy do amplitudy początkowej. Zazwyczaj stosunek ten wyrażony jest w skali logarytmicznej, w decybelach:

$$A_{rel} = 20 \log \left(\frac{A}{A_0} \right)$$

Tego typu miara ma tą zaletę, że przy osłabieniu fali w kilku kolejnych procesach możemy obliczyć całkowite osłabienie dodając wyrażone w miarze logarytmicznej osłabienia w kolejnych fazach.

Oddziaływania ultradźwięków z materią

Fala ultradźwiękowa propagując się w organizmie ulega kilku typom oddziaływań. Niektóre z nich są źródłem informacji o strukturze tkanek, inne są niepożądane z punktu widzenia pomiaru.

Osłabienie

Fala ultradźwiękowa w sposób ciągły traci energię. Główną przyczyną jest oddawanie energii otaczającej materii, gdzie energia ta jest zamieniana na ciepło. Osłabienie fali ultradźwiękowej rośnie ze wzrastającą częstotliwością. Osłabienie w warstwie materiału o grubości x fali o częstotliwości f wynosi:

$$T[dB] = \alpha \cdot f \cdot x$$

α – współczynnik tłumienia (w dB/cm·MHz)

Przykładowe wartości współczynnika osłabienia dla kilku ośrodków:

Ośrodek	Współczynnik osłabienia [dB/cm·MHz]
woda	0,002
tłuszcz	0,66
tkanka miękka śr.	0,9
ięśnie śr.	2,0
powietrze	12,0
kość	20,0
płuca	40,0

ODBICIE

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 i z_2 – oporności akustyczne ośrodków.



$$z = \rho \cdot v$$

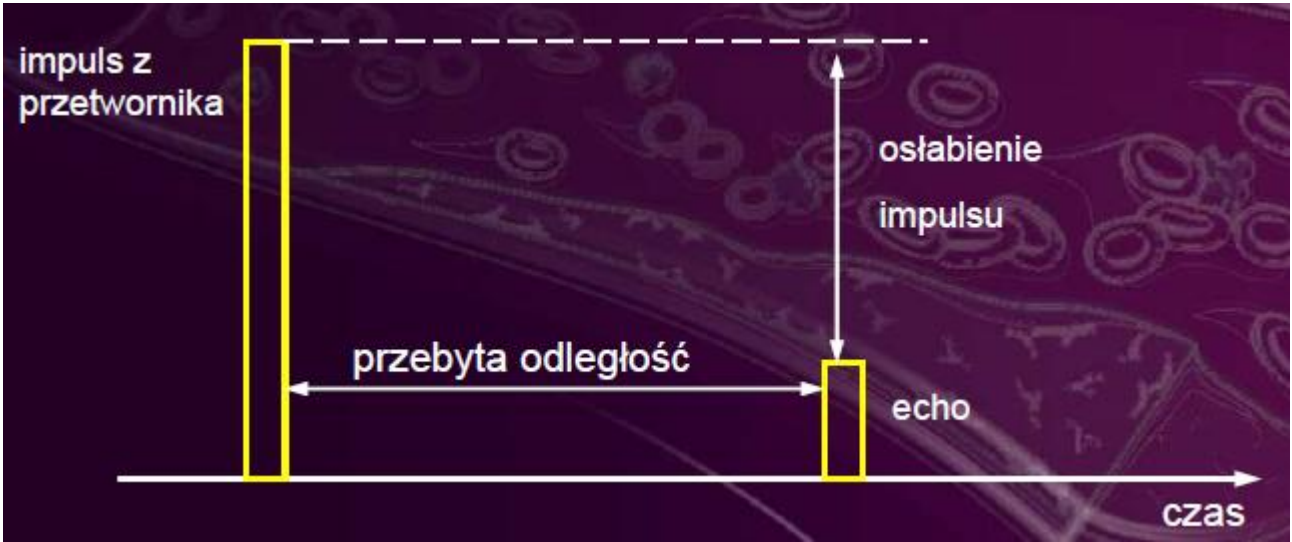
gdzie: ρ – gęstość materiału, v – prędkość fali w materiale.

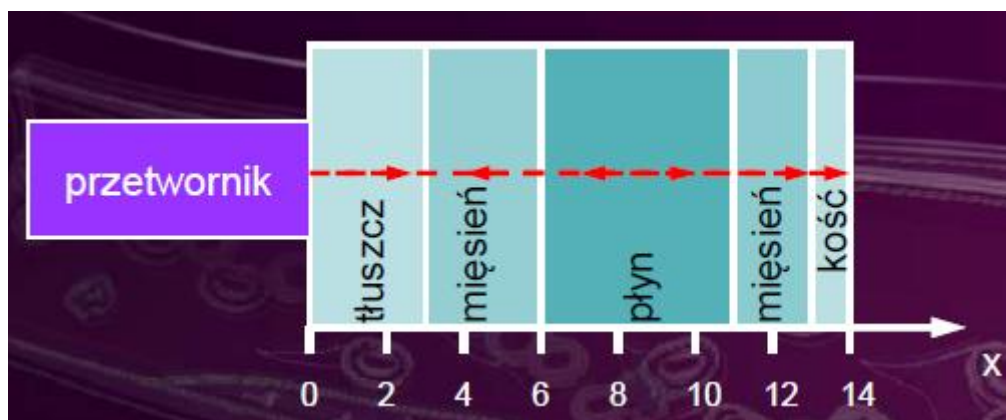
Strata amplitudy podczas odbicia –przykładowe wartości:

Rodzaj styku	Strata amplitudy [dB]
idealny reflektor	0,0
tkanka – powietrze	-0,01
kość – tkanka miękka	-3,8
tłuszcz – mięsień	-20,0
tkanka – woda	-26,0
mięsień - krew	-30,0

Tworzenie obrazu ultradźwiękowego

Obraz w technice ultradźwiękowej jest tworzony na podstawie amplitudy i czasu powrotu sygnałów odbitych (ech) ze styków obszarów o różnej impedancji akustycznej.





grubości kolejnych warstw:

tłuszcz – 3 cm

mięsień – 3 cm

płyn – 5 cm

mięsień – 2 cm

kość – 1 cm

osłabienie sygnału:

$3 \text{ cm} \times 0,66 \text{ dB/cm MHz} \times 2,5 \text{ MHz} \approx 5 \text{ dB}$

$3 \text{ cm} \times 2,0 \text{ dB/cm MHz} \times 2,5 \text{ MHz} \approx 15 \text{ dB}$

$5 \text{ cm} \times 0,002 \text{ dB/cm MHz} \times 2,5 \text{ MHz} \approx 0,025 \text{ dB}$

$2 \text{ cm} \times 0,66 \text{ dB/cm MHz} \times 2,5 \text{ MHz} \approx 3,3 \text{ dB}$

$1 \text{ cm} \times 20,0 \text{ dB/cm MHz} \times 2,5 \text{ MHz} \approx 50 \text{ dB}$

Współczynnik odbicia od kolejnych granic:

tłuszcz – mięsień: - 20 dB

mięsień – płyn: - 30 dB

płyn – mięsień: - 30 dB

mięsień – kość: - 3,8 dB

Na granicach ośrodków o różnych impedancjach akustycznych następuje częściowe odbicie fali ultradźwiękowej. Fale odbite od kolejnych granic struktur tkankowych wracają do przetwornika piezoelektrycznego, który po wygenerowaniu impulsu ultradźwiękowego przyjmuje rolę detektora.

Szczególne sytuacje występują na granicy *powietrze – tkanka*, gdzie odbicie jest prawie całkowite, oraz na granicy *tkanka miękka – kość*, gdzie odbicie wynosi ok. 50%. Tak więc przy ultrasonograficznym obrazowaniu struktur anatomicznych warstwa powietrza jest przeszkodą praktycznie nie do pokonania. Z kolei 50% odbicie od kości powoduje, że niezwykle trudno jest obrazować struktury znajdujące się, na drodze wiązki ultradźwiękowej, bezpośrednio pod kością. Powstają tak zwane cienie ultrasonograficzne, które uniemożliwiają obrazowanie struktur znajdujących się w tym cieniu.

Odbiór echa

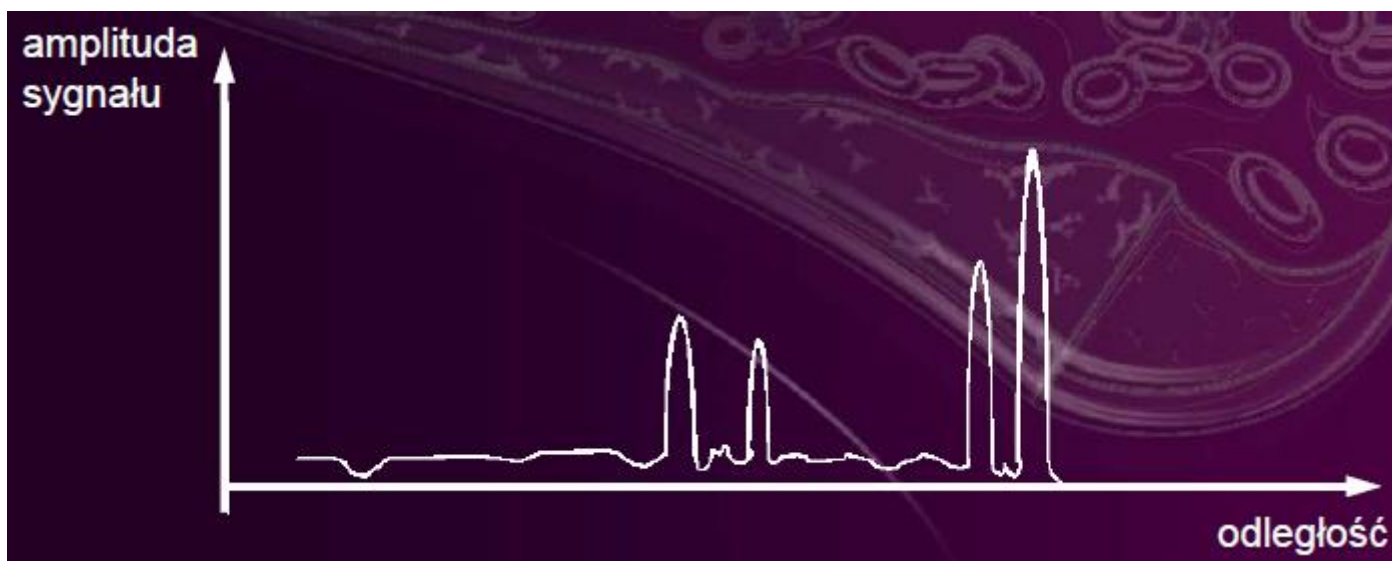
W głowicy ultradźwiękowej odsłuchiwanie echa prowadzone jest przez tą samą co przy nadawaniu grupę elementów piezoelektrycznych. Przetworniki po wzbudzeniu impulsu ultradźwiękowego przełączane są na odbiór. Pod wpływem naprężeń wywołanych powracającymi zaburzeniami akustycznymi indukowane są w nich sygnały elektryczne.

Sygnały elektryczne odbierane z poszczególnych przetworników są poprzysuwane w czasie, proporcjonalnie do odległości dzielącej przetwornik od obiektu. W aparacie USG przesunięcia te zostają skompensowane a sygnały zsumowane.

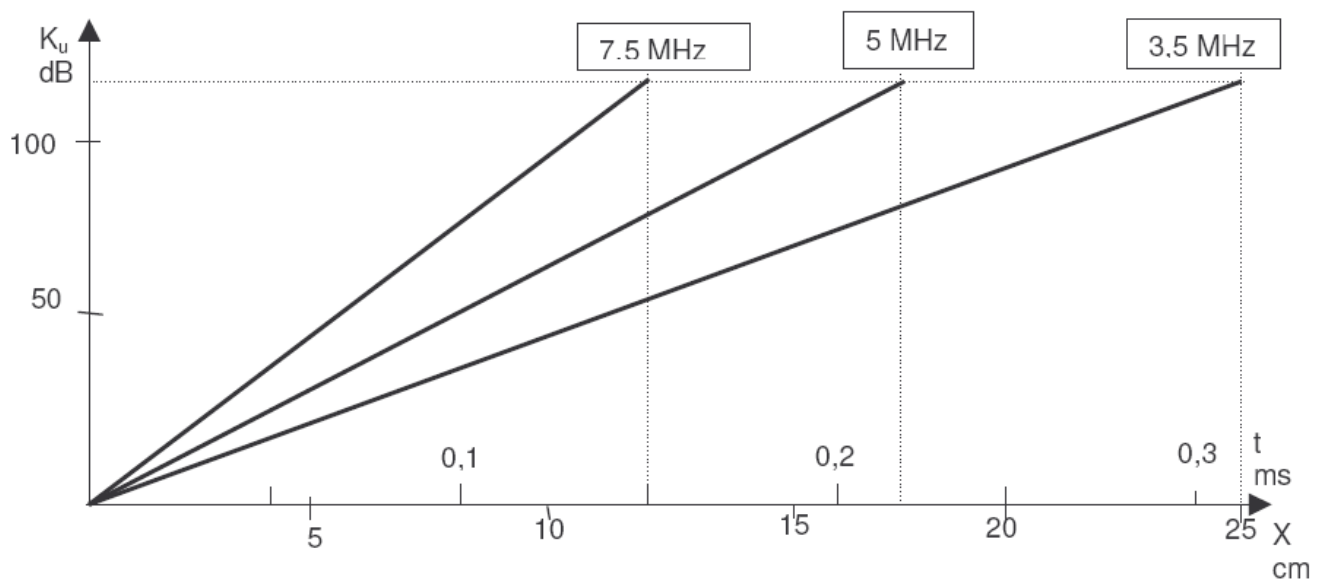
Przemieszczający się przez obiekt impuls fali akustycznej generuje echa, które są odbierane kolejno po upływie czasu proporcjonalnego do odległości miejsca odbicia od przetwornika. Wyróżnia się 3 sposoby prezentacji obrazu ultradźwiękowego uzyskiwanego metodą odsłuchiwania echa: A, B i M.

Prezentacja typu A

W prezentacji typu A impulsy echa od pojedynczej wąskiej wiązki ultradźwięków obserwuje się na oscyloskopie. Ten typ prezentacji obecnie jest rzadko stosowany – głównie w biometrii gałki ocznej. W przypadku prezentacji B i M poszczególne echa są odwzorowywane na monitorze w postaci pikseli, których jasność zależy od amplitudy odebranego sygnału.



Aby amplitudy impulsów reprezentowały wartości współczynników odbicia na granicach kolejnych obszarów tkanek, musimy uwzględnić osłabienie sygnału na drodze do i z punktu odbicia. Chcąc utrzymać ten sam poziom sygnału przez cały czas odbioru ech, nawet z najgłębszych struktur, należy systematycznie powiększać wzmocnienie toru. Regulacja ta nosi nazwę **TGC** *Time Gain Control*.



Przebieg wzmocnienia toru USG w funkcji czasu dla różnych częstotliwości fali.

Prezentacja typu B

Dwuwymiarowa prezentacja typu B (ang. *brightness*) jest najczęściej stosowanym sposobem obrazowania w diagnostyce USG. Głowica ultradźwiękowa emituje w określonym kierunku wąską wiązkę ultradźwięków a następnie odbiera impulsy echa wracające z tego kierunku. Po ich odsłuchaniu głowica emituje kolejną wiązkę w nowym kierunku obok poprzedniego i odbiera impulsy echa. W ten sposób wiązki ultradźwięków przemiatają całą badaną warstwę. Po przetworzeniu w aparacie USG tworzony jest dwuwymiarowy obraz warstwy wyznaczonej przez kierunki propagacji ultradźwięków szerokość głowicy. Obraz składa się z pikseli, których położenie jest wyznaczone przez kierunek opóźnienie impulsu echa a jasność zależy od amplitudy wzbudzonego przez echo sygnału elektrycznego.

Prezentacja typu M

W prezentacji typu M (ang. *motion*) głowica emituje wąską wiązkę ultradźwięków tylko w jednym kierunku. Impulsy echa rejestrowane są w kolejnych chwilach czasowych. Piksele jednowymiarowych obrazów przedstawiane są w postaci pionowych linii, które w miarę upływu czasu kreślone są kolejno obok siebie na ekranie monitora. Uzyskujemy wykres ilustrujący, w funkcji czasu, przemieszczanie się punktów w miejscu przecięcia wiązki z powierzchniami rozgraniczającymi tkanki o różnej impedancji akustycznej.

Prezentacja D (Doppler)

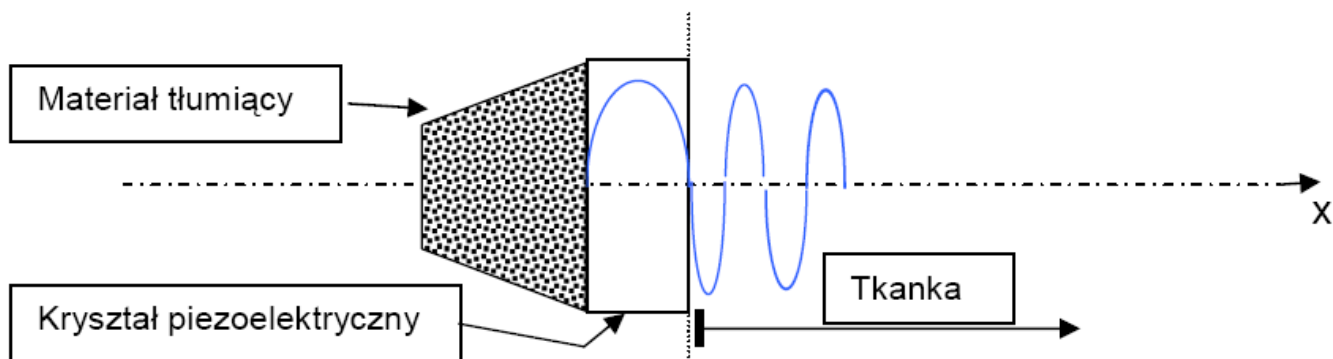
Prezentacja dopplerowska polega na odbiorze fali rozproszonej na poruszających się krwinkach. W zależności od kierunku ruchu krwinek względem wiązki USG i kierunku propagacji fali następuje dopplerowskie przesunięcie częstotliwości fali odebranej względem nadawanej. Prezentacja ta służy do diagnozowania stanu naczyń krwionośnych (głównie poszukiwanie przewężeń).

Prezentacja trójwymiarowa

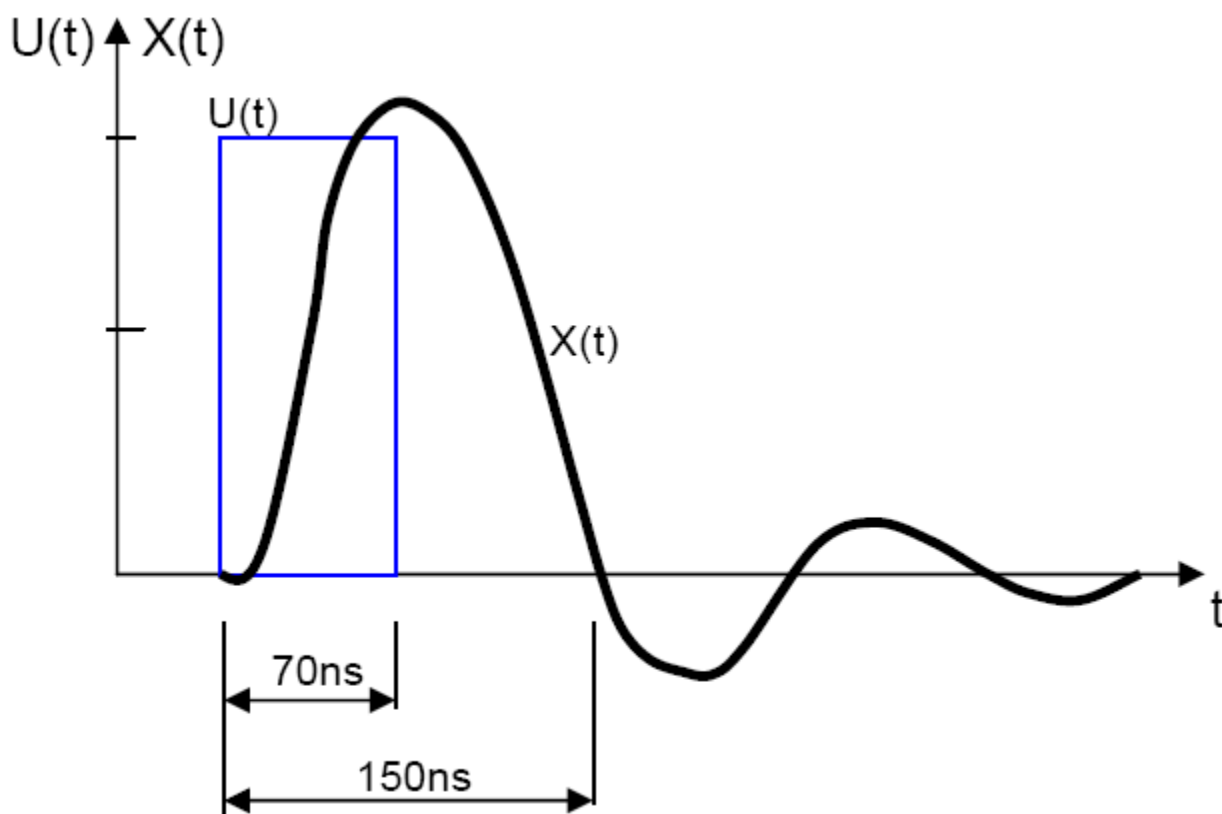
Ultrasonografia trójwymiarowa (3D) umożliwia szczegółową ocenę przestrzennej morfologii narządów i tkanek. Wykorzystywane są metody grafiki komputerowej (rendering).

Przetworniki ultradźwiękowe

Materiał: kryształy zawierające w sieci krystalicznej dipole elektryczne z własnościami piezoelektrycznymi (kwarc, materiały ceramiczne - tytanian baru, cyrkonian ołowiu itp.) Po deformacji mechanicznej kryształu zaburzona zostaje przestrzenna gęstość ładunku i na powierzchni kryształu pojawia się ładunek elektryczny.



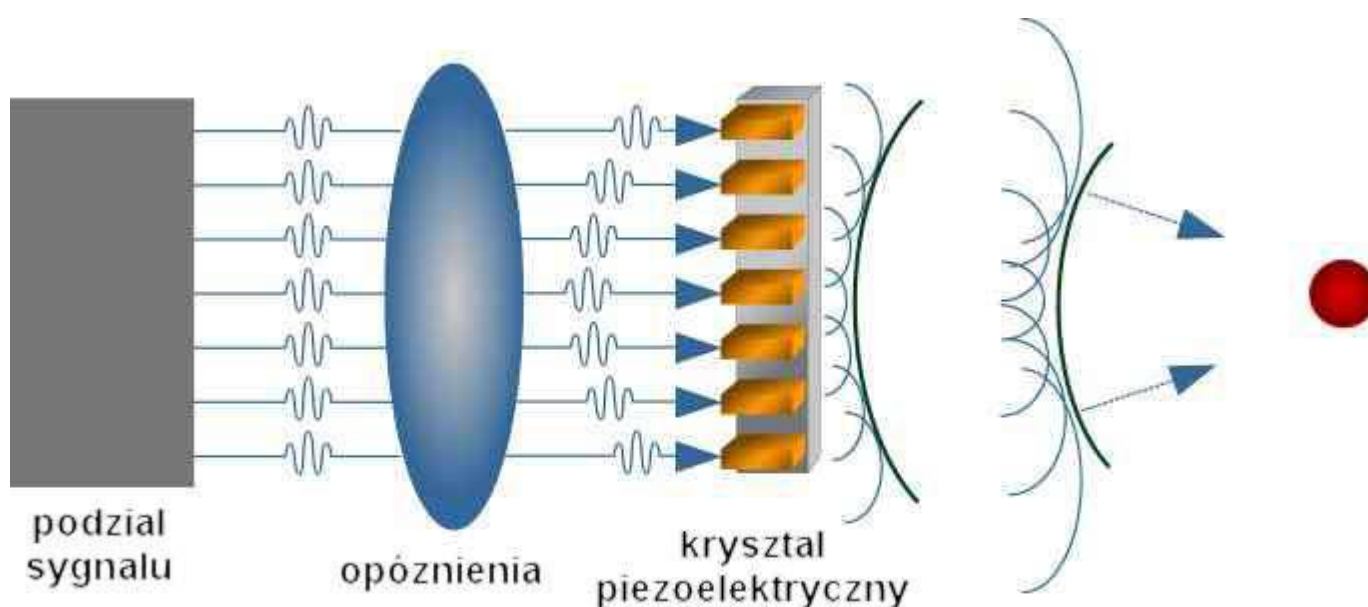
Spolaryzowanie kryształu piezoelektrycznego krótkim impulsem typu $\delta(t)$ pobudza go do drgań gasnących na własnej częstotliwości rezonansowej.



Impuls pobudzający $U(t)$ i drgania przetwornika $X(t)$.

Kształtowanie fali ultradźwiękowej

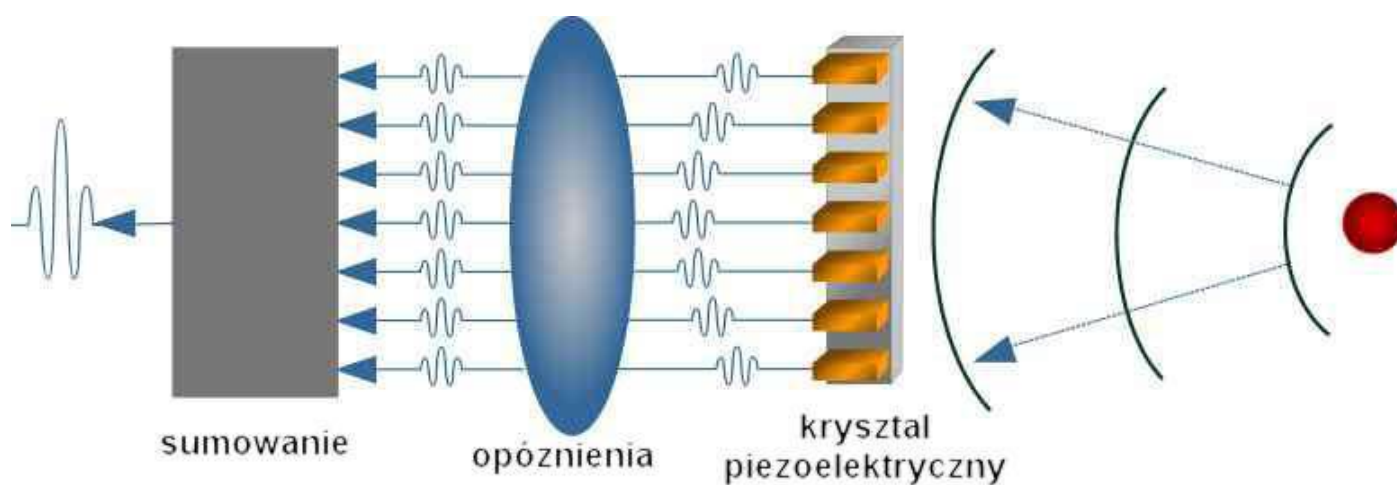
Każdy element kryształu wytwarza oddzielną falę. Każdy punkt powierzchni drgającego przetwornika jest źródłem fali kulistej.



Odpowiednie opóźnienia sygnału w grupie elementów kryształu pozwalają na zakrzywienie czoła fali wypadkowej. W ten sposób wiązka jest ogniskowana.

Odbiór sygnału

Każdy z elementów kryształu odbiera odbitą próbkę. Ze względu na różne drogi przebyte przez falę odbitą od obiektu każdy element kryształu rejestruje ją w innym czasie. Moduł opóźniający „wyrównuje” odebrane impulsy.



W celu rekonstrukcji sygnału próbki są sumowane.

Rodzaje głowic

- liniowa
- konweksowa
- sektorowa

- pierścieniowa
- wewnątrznaczyniowa
- intro-waginalna i intro-rektalna

3. Medycyna nuklearna

Medycyna nuklearna – gałąź medycyny zajmująca się leczeniem i diagnozowaniem chorób przy użyciu izotopów promieniotwórczych, zajmuje się głównie fizjologią ciała, organów i chorób. Metodami obrazowania stosowanymi w medycynie nuklearnej są: scyntygrafia i tzw. techniki tomografii emisyjnej: tomografia pojedynczego fotonu (SPECT) i pozytonowa emisyjna tomografia komputerowa (PET). Zaletą tych technik jest, poza uwidacznianiem struktury, również dodatkowa możliwość badania funkcji czynnościowej danego organu.

Scyntygrafia – jest to technika diagnostyczna, pozwalająca na uzyskanie obrazów rozmieszczenia aktywnego biologicznie związku chemicznego, znakowanego izotopem –radiofarmaceutyka – w ciele pacjenta. Z perspektywy historycznej urządzeniami technicznymi, stosowanymi w scyntyigrafii były liczniki scyntylicyjne i scyntygrafy, a obecnie są to kamery scyntylicyjne, zwane także scyntykamerami, gammakamerami lub kamerami Angera.

Radiofarmaceutyki – to związki chemiczne zawierające w swojej cząsteczce radioizotop stosowany w badaniach diagnostycznych lub terapii.

4 podstawowe metody otrzymywania radiofarmaceutyków:

- **wbudowanie radionuklidu** w cząsteczkę związku chemicznego na zasadzie wymiany z innym atomem (pod wpływem enzymów, pH, temperatury)
- **biosynteza** –do hodowli mikroorganizmów mających zdolność syntezy dodaje się radioizotop (np. witamina B12 znakowana ^{57}Co czy ^{58}Co)
- **synteza chemiczna** –w trakcie odpowiednich etapów syntezy związku chemicznego stosuje się radioizotopy będące składnikami otrzymywanej substancji (np. substancje znakowane ^{14}C)
- **wbudowywanie do cząsteczki właściwej** –np.. znakowanie albumin, przeciwciał monoklonalnych.

Kolimator – zbudowany jako regularna siatka otworów w materiale absorbującym promieniowanie gamma (np. w ołowiu) dzięki czemu przepuszcza tylko te promienie, które padają w ramach określonego kąta.

Tworzenie obrazu w gammakamerze

Promieniowanie gamma z izotopu skumulowanego w narządzie rozchodzi się w różnych kierunkach. Promienie padające na płaszczyznę gamma-kamery są filtrowane przez kolimator. Po przejściu przez kolimator promieniowanie trafia na kryształ scyntylatora –materiału, w którym przejście fotonu promieniowania gamma wzbudza zjawisko scyntytacji, czyli emisji błysków świetlnych. Światło pada na fotokatodę fotopowielacza, powodując emisję elektronów, które są w powielaczu wielokrotnie powielane – powstaje impuls elektryczny.

Wytworzone w każdym z fotopowielaczy sygnały elektryczne są dostarczane do analogowego lub cyfrowego systemu pozycjonowania, który jednoznacznie określa lokalizację (x,y) fotonu w kryształach, który wywołał mierzony sygnał. Współrzędne wykorzystywane są w procesie tworzenia obrazu.

Tomografia SPECT

Technika tomografii emisyjnej pojedynczego fotonu (z ang. SPECT -*Single Photon Emission Computed Tomography*) stanowi bezpośrednie zastosowanie gammakamer do obrazowania warstwowego. Metoda pomiarowa dla potrzeb obrazowania warstwowego wykorzystuje obrót źródła promieniowania. W przypadku SPECT źródłem promieniowania są organy badanego pacjenta, w których zgromadzony jest izotop promieniotwórczy. Stąd w metodzie SPECT w celu uzyskania obrazów warstwowych wykorzystuje się praktycznie te same techniki rekonstrukcji obrazów co w RTK.

Podstawowe systemy SPECT wykorzystują jedną gammakamerę umieszczoną na ruchomym ramieniu. Sterowanie ramieniem poprzez specjalne oprogramowanie umożliwia dokonanie pomiaru zestawu kolejnych projekcji. Następnie rekonstruowana jest macierz aktywności izotopu w wokselaх badanego przekroju obiektu. Uzyskane wartości macierzy są kodowane wybraną tablicą kolorów, tworząc w ten sposób obraz, który jest wyświetlany na dedykowanej konsoli.

Rozbudową podstawowej wersji systemów SPECT są systemy zawierające dwie i więcej gammakamer (inaczej głowic pomiarowych). W przypadku dwóch głowic pomiarowych uzyskuje się redukcję czasu pomiaru o połowę. Każda redukcja czasu pomiarowego jest o tyle ważna, że oprócz aspektów komfortu badania i jego kosztu, uzyskuje się prawie jednakowe warunki pomiarowe.

Tomografia PET

Kolejną techniką obrazowania w medycynie nuklearnej jest pozytonowa tomografia emisyjna -Positron Emission Tomography (PET). Do organizmu pacjenta wprowadzany jest radiofarmaceutyk z izotopem promieniotwórczym emitującym w rozpadzie pozytony. Pozyton w zderzeniu z elektronem anihiluje z emisją dwóch fotonów gamma o energii 511 keV poruszających się w przeciwnych kierunkach.

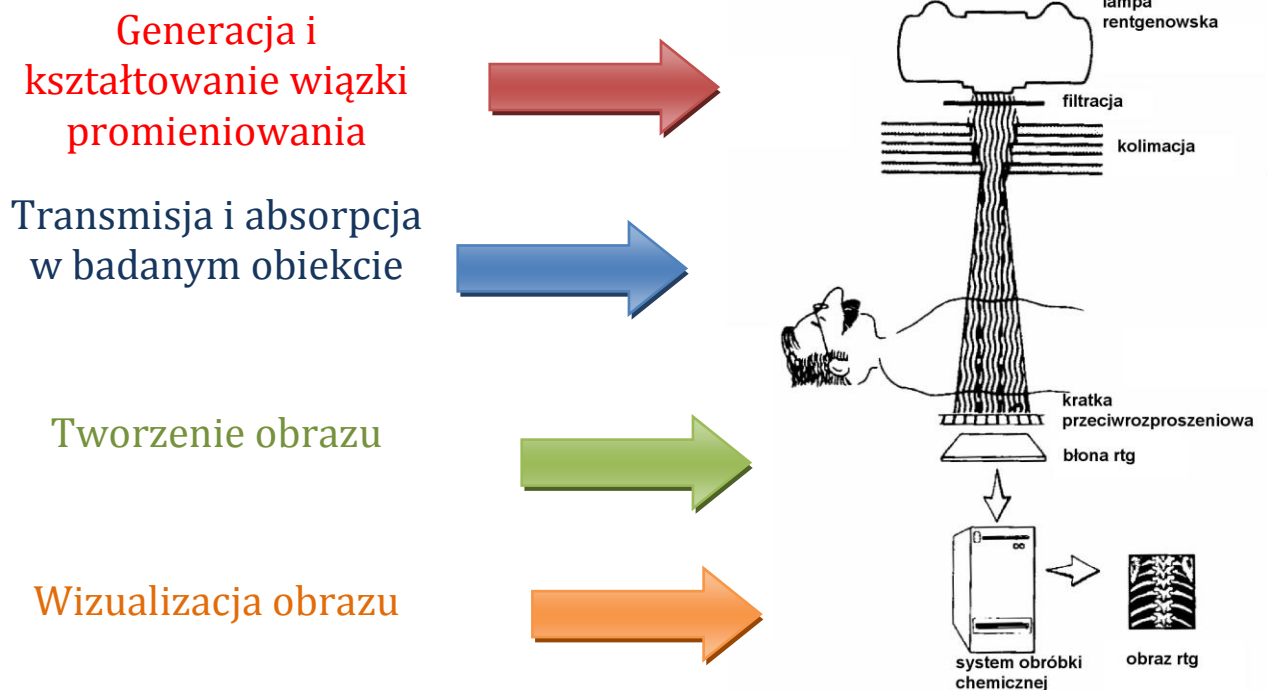
Pacjent umieszczony jest wewnątrz pierścieniowego zestawu detektorów. Układ elektroniczny rejestruje zdarzenia polegające na jednoczesnym pojawieniu się impulsów w dwóch detektorach (koincydencja zdarzeń). Pozycje tych detektorów wyznaczają linię prostą, na której wystąpił akt anihilacji, tzw. linii odpowiedzi (LOR -Line Of Response). By wywołać efekt emisji pozytonów a przez to generację fotonów promieniowania rejestrowanych przez zewnętrzne detektory, konieczne jest zastosowanie specjalnych izotopów. Czas połowicznego rozpadu poszczególnych izotopów są bardzo krótkie, co powoduje zazwyczaj konieczność produkcji izotopu bezpośrednio w miejscu badania.

4. Radiografia

Odkrycie promieniowania X

- **1895** – początek – Wurzburg, 8 listopad – Wilhelm Konrad Roentgen – odkrycie promieniowania X (rentgenowskiego).
- **1896** – zastosowanie siarczanu baru (stosowanego do dziś) do prześwietleń układu pokarmowego (Walter B. Cannon)
- **1900** – powszechne zastosowanie promieniowania X w diagnostyce gruźlicy
- **1906** – pierwsze badania rentgenowskie układu moczowego i nerek z użyciem kontrastu, pierwsze zdjęcie naczyń krwionośnych z zastosowaniem środka kontrastowego
- **1924** – pierwsze zdjęcia woreczka żółciowego
- **1945** – obrazowanie naczyń wieńcowych
- **1955** – pierwsze zdjęcie panoramiczne zębów (pantogram)
- **1970** – powszechne wprowadzenie badań mammograficznych
- **1976** – początki koronarografii i angioplastyki naczyń wieńcowych
- **1978** – początki radiografii cyfrowej – digitalizacja obrazu tv z systemu rentgenowskiego

- **1985** – pierwsze kliniczne sieci komputerowe



Główne mechanizmy fizyczne oddziaływania promieniowania X z materią:

- zjawisko fotoelektryczne, efekt Comptona - odpowiadają za tworzenie i jakość obrazu rtg
- tworzenie par – zachodzi dla energii promieniowania powyżej 1,022 MeV

Oslabienie promieniowania przez jednorodny obiekt

Zmiana natężenia promieniowania (prawo Beera):

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu(E) \cdot d}$$

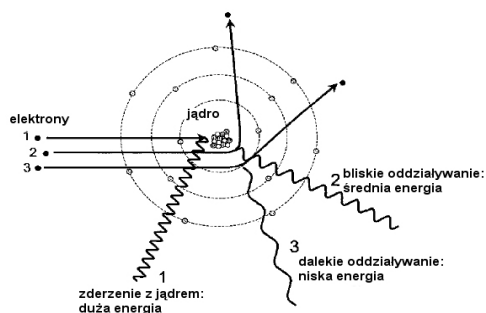
$\mu(E)$ – liniowy współczynnik osłabiania promieniowania o energii E

Mechanizm fizyczny generacji promieniowania X:

- promieniowanie hamowania („Brehmstrahlung”)
- promieniowanie charakterystyczne materiału anody

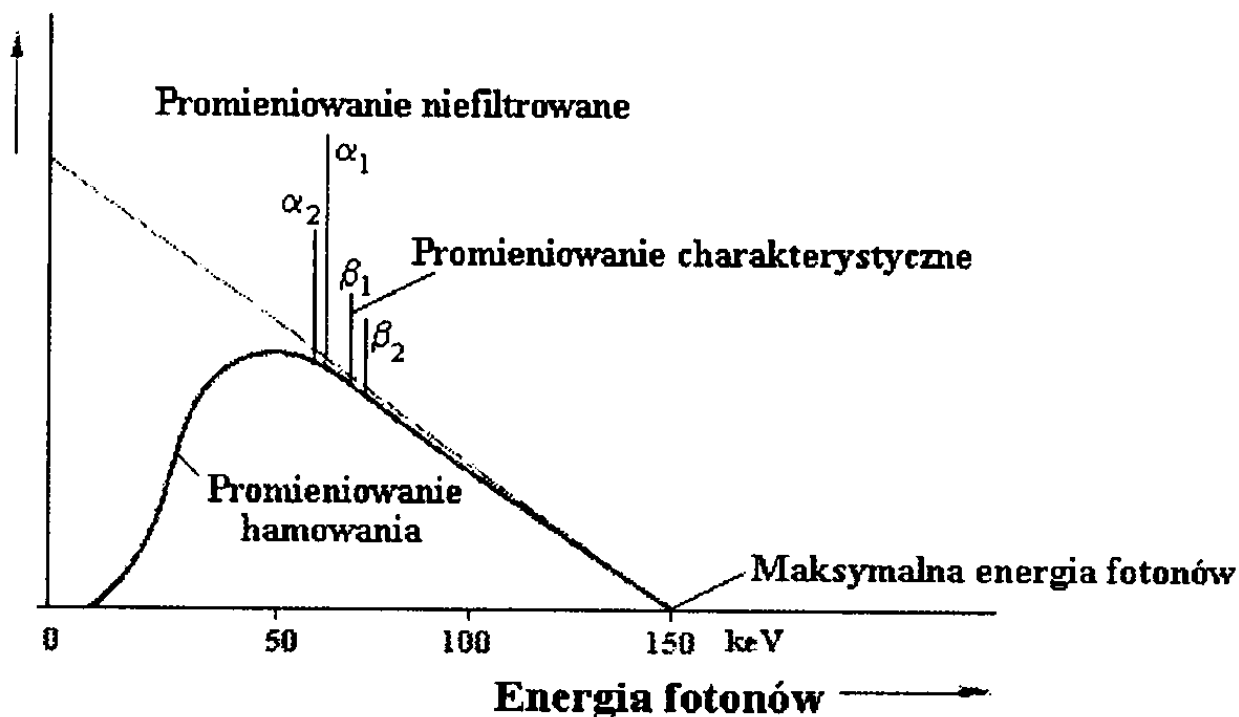
Promieniowanie hamowania

Mechanizm emisji promieniowania hamowania



Widmo energetyczne promieniowania lampy rentgenowskiej

Liczba fotonów



Zależności geometryczne

Wszystkie obiekty leżące w tej samej płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny odbiornika obrazu są powiększane w tym samym stopniu. W praktyce prześwietlane są struktury trójwymiarowe, a tworzące je punkty nie są usytuowane w tej samej płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny odbiornika. Różne elementy prześwietlanej struktury powiększane są w różnym stopniu. Zaczernienie w danym punkcie obrazu zależy od sumarycznego współczynnika osłabiania (pochłaniania + rozpraszania) promieniowania na drodze pomiędzy lampą rentgenowską a punktem na kliszy. Ze względu na sposób powstawania obrazu poszczególne plany nakładają się na siebie, a pewne szczegóły badanej struktury są przesłaniane. Z uzyskanego w ten sposób dwuwymiarowego, pozbawionego głębi, obrazu nie można uzyskać jednoznacznych informacji o wzajemnym położeniu poszczególnych detali.

Współczesna radiografia analogowa

Detektor obrazu – błona światłoczuła

Błony światłoczułe – halogenosrebrowe – w radiografii stosowane w postaci prostokątnych arkuszy o rozmiarach: 13 x 18, 18 x 24, 24 x 30, 30 x 40, 35 x 35 i 35 x 43 cm.

Wydajność detekcji promieniowania X przez błonę jest bardzo mała – uzyskanie zdjęcia rtg wymagałoby obciążenie pacjenta znaczną dawką promieniowania. Dlatego używa się kaset zawierających błonę i okładki wzmacniające (głównie zawierające fosfor), w których promieniowanie X przetwarzane jest na błyski świetlne (mechanizm scyntytacji).

Okładki pogarszają rozdzielczość obrazu w stopniu zależnym od grubości okładek

Grubsza okładka – lepsza wydajność detekcji, ale gorsza rozdzielczość

Jedno z rozwiązań – scyntylator strukturalny (struktura igłowa, kolumnowa)

Dlaczego radiografia cyfrowa?

- Żyjemy w „świecie cyfrowym” – cyfrowe aparaty fotograficzne, telewizja, sieci komputerowe, systemy transmisji, cyfrowy zapis plików audio i video, itp...
- W medycynie coraz powszechniejsze są modalności cyfrowe: tomografia komputerowa, tomografia rezonansu magnetycznego, techniki medycyny nuklearnej (PET, SPECT), ultrasonografia, itp...
- Rozwijają się techniki szybkiej transmisji danych, stosowane m. in. w telemedycynie
- Rozwijają się kliniczne sieci typu RIS (*Radiology Information System*), HIS (*Hospital Information Systems*), PACS (*Picture Archiving and Communication System*)
- Rozwijają się techniki przetwarzania i analizy obrazu, a także automatycznej interpretacji i wspomagania diagnostyki
- Narasta problem archiwizacji milionów klisz rentgenowskich
- Z punktu widzenia ochrony środowiska trudne do zaakceptowania są masowo stosowane w radiografii agresywne chemikalia
- Wzrost dostępności usług medycznych coraz trudniej pogodzić z długim czasem obrobki zdjęć rentgenowskich
- I wiele, wiele innych argumentów, z dyrektywami UE włącznie.

Wady i ograniczenia radiografii analogowej

- ☐ Tworzony jest pojedynczy egzemplarz obrazu
- ☐ Dostęp do wyników badania ograniczony, a dystrybucja - trudna
- ☐ Nietrwały nośnik obrazu - możliwość utraty badania
- ☐ Problem z archiwizacją wyników badań (wymaga dużo miejsca, kłopotliwe przeszukiwanie)
- ☐ Dość długi czas oczekiwania na wynik badania
- ☐ Nieprzyjazna dla środowiska technologia ('brudna chemia')
- ☐ Niewielkie możliwości komputerowego wspomagania badań

Zalety radiografii cyfrowej

- ☐ Krótki czas badania
- ☐ Niższe dawki pochłonięte przez pacjenta podczas badania
- ☐ Scentralizowane gromadzenie i udostępnianie danych
- ☐ Łatwa archiwizacja i zabezpieczenie danych – powielanie obrazów bez utraty jakości
- ☐ Elastyczny sposób wizualizacji badań
- ☐ Bogate możliwości przetwarzania obrazów oraz komputerowego wspomagania diagnostyki
- ☐ Możliwość korzystania z osiągnięć teleradiologii
- ☐ Obniżenie kosztów eksploatacyjnych (ale sprzęt wielokrotnie droższy)

- ☑ Wygoda pracy radiologów oraz większy komfort dla pacjentów
- ☑ Skuteczniejsza kontrola jakości, wyższa jakość opieki medycznej
- ☑ Obiektywizacja interpretacji, standaryzacja procedur

Cechy obrazu cyfrowego:

Obraz składa się z małych kwadratowych elementów (pikseli), ułożonych w wiersze i kolumny. Obraz złożony z M kolumn i N wierszy nazywany jest obrazem o rozmiarze M x N (kwantyzacja pozycji).

Liczba bitów użytych do opisu poziomów szarości decyduje o zakresie dynamiki obrazu. Typowo w obrazowaniu medycznym stosuje się zapis o długości od 8 (256 poziomów szarości) do 12 bitów (4096 poziomów szarości), ale czasem nawet 14 bitów. Typowy rozmiar obrazu medycznego to 512x512, chociaż niektóre systemy oferują już obrazy o rozmiarze 1024x1024 i większe. Dla obrazowania klatki piersiowej przydatne byłyby obrazy o rozmiarze 2048x2048 lub większe.

Digitalizacja błon rtg

Najprostszy sposób otrzymania obrazów cyfrowych – digitalizacja błon rentgenowskich. Błony rentgenowskie skanowane są za pomocą wysokiej jakości skanera z przystawką do skanowania materiałów transparentnych.

Zalety:

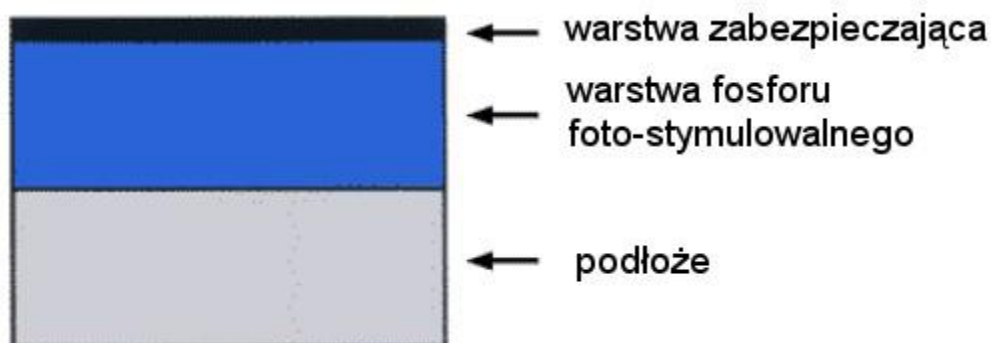
- jedynym uzupełnieniem istniejącego sprzętu w pracowni rtg jest skaner

Wady:

- otrzymanie obrazów rtg nadal wymaga procesu obróbki chemicznej
- długi czas oczekiwania na wywołane i przeskanowane zdjęcie
- jakość zależna od parametrów skanera

Radiografia komputerowa (*Computed Radiography*) – CR, Zasada zbliżona do radiografii konwencjonalnej, ale zamiast kaset „błona-okładki wzmacniające” stosuje się pamięciowe płyty fosforowe (BaFBr), odczytywane po naświetleniu w specjalnym skanerze. Płyty pamięciowe są zgodne wymiarami z konwencjonalnymi kasetami rtg.

Zasada działania płyt pamięciowych – wykorzystanie zjawiska luminescencji fotostymulowanej – PSL (*Photostimulated Luminescence*):



Promieniowanie X oddziałuje z materiałem płyty, powodując stabilne zmiany energetyczne atomów. Zmiany te są proporcjonalne do liczby oddziałujących fotonów promieniowania X. W ten sposób powstaje **obraz utajony**.

Technika odczytu płyt pamięciowych

Typowe rozdzielczości:

35 x 43 cm – 2,5 l/mm
24 x 30 cm – 3,3 l/mm
18 x 24 cm – 5,0 l/mm

W procesie odczytu wykorzystywane jest zjawisko fotoluminescencji. Płyta jest oświetlana (skanowana) wiązką światła czerwonego z lasera. Wzbudzone w ten sposób atomy wracają do stanu o minimalnej energii emitując światło niebieskie, o natężeniu proporcjonalnym do wcześniejszego naświetlenia, rejestrowane w elektronicznym systemie odczytowym.

Radiografia cyfrowa oparta na matrycach CCD

CCD z okładką scyntylacyjną

Matryce CCD (*Charge-Coupled Devices*) są powszechnie używane jako element cyfrowych aparatów fotograficznych i kamer. W skład modułu CCD wchodzi duża liczba mikroskopijnych światłoczułych płytek. Mimo że wymiary czujnika są niewielkie (2-3 cm²), pojedynczy element CCD zawiera miliony płytek światłoczułych.

Z powodu niewielkich rozmiarów CCD stosuje się dodatkowe układy optyczne (soczewki, systemy światłowodów) zmieniające skalę obrazu otrzymanego na ekranie scyntylacyjnym – podnosi to koszt rozwiązania, a także wprowadza zniekształcenia obrazu. Wadą układu jest też dość wysoki poziom szumów, który obniżyć można tylko poprzez chłodzenie struktur CCD (dodatkowa komplikacja i koszt). Obecnie systemy odczytu z CCD uważa się dość powszechnie za technologię przejściową.

Płaskie panele detekcyjne (technologia „Flat Panel”)

Głównym problemem technicznym wstrzymującym „cyfryzację” radiografii była trudność z wytworzeniem detektora o odpowiednio dużej powierzchni – mikroelektronika oferowała układy scalone o dowolnej komplikacji, ale o bardzo ograniczonej powierzchni.

ROZWIĄZANIE: technologia TFT (Thin Film Transistor) oparta na zastosowaniu amorficznego krzemu (amorphous Silicocon – a-Si). Jest to technologia, na której oparta jest, między innymi, technologia monitorów komputerowych z tzw. aktywną matrycą – stosowana w milionach komputerów.

FPD – bezpośrednie i pośrednie systemy konwersji

W systemach z bezpośrednią konwersją energia fotonów promieniowania X są bezpośrednio przetwarzane na ładunek elektryczny. W systemach z pośrednią konwersją energia fotonów X jest przetwarzana w scyntylatorze na fotony świetlne, a te dopiero powodują generację sygnału elektrycznego.

FPD z przetwarzaniem pośrednim

Struktura CsI o igłowej (kolumnowej) strukturze kryształów. Najczęściej stosowane scyntylatory to jodek cezu CsI oraz związek gadolinu Gd₂O₂S₂ – nazywany u nas czasem „gadoxem”.

5. Tomografia komputerowa

Rentgenowska tomografia komputerowa (*X-ray Computed Tomography*) jest jedną z technik diagnostyki rentgenowskiej, umożliwiającą uzyskiwanie warstwowych obrazów narządów pacjenta. Aparaturę do

wykonywania badań metodą CT wprowadzono do szpitali w roku 1973. Technika ta umożliwia nieinwazyjne obrazowanie poprzecznych przekrojów ciała ludzkiego.

- 1895**–Wilhelm Roentgen odkrywa promieniowanie X (rentgenowskie);
- 1917**–Radon stwarza matematyczne podstawy tomografii;
- 1956**–Pierwsza praktyczna rekonstrukcja obrazu;
- 1970**–G. N. Hounsfield konstruuje pierwszy tomograf komputerowy –pierwsza generacja tomografów (czas skanowania ok. 4,5min.).
- 1973**–Druga generacja tomografów –zwiększona liczba detektorów (czas skanowania 20 s);
- 1979**–Trzecia generacja tomografów –zastosowanie macierzy detektorów (czas skanowania 5 –10 s);
- 1981**–Czwarta generacja tomografów –lampa i detektory obracają się dookoła (czas skanowania 2 s).
- 1985**–Piąta generacja tomografów –skanowanie w czasie rzeczywistym.

Nagroda została podzielona pomiędzy dwóch laureatów: angielskiego inżyniera Hounsfield'a i amerykańskiego fizyka Cormacka. Hounsfield otrzymał nagrodę za konstrukcję pierwszego tomografu rentgenowskiego, a Cormack za prace teoretyczne nad tomografią.

Zasada działania tomografu

Typowy tomograf rentgenowski składa się ze stołu, tzw. gantry, w którym umieszczona jest jest lampa RTG oraz zespół detektorów oraz konsoli sterującej. W skład zestawu wchodzi także zasilacz wysokiego napięcia oraz komputer. Podczas badania obracająca się wokół pacjenta lampa rentgenowska emituje wiązki promieniowania X, które ulegają, w różnym stopniu, osłabieniu przenikając przez ciało pacjenta, a następnie są rejestrowane przez detektory, mierzące rozkład intensywności promieniowania osłabionego.

Rozkłady te, zmierzone dla różnych położeń układu lampa – detektory stanowią dane dla programu rekonstrukcji, który na ich podstawie tworzy obrazy poprzecznych przekrojów ciała pacjenta, uwidaczniając z dużą dokładnością strukturę narządów.

Podstawy fizyczne

Tomografia rentgenowska polega na transmisji promieniowania X poprzez obiekt (stąd druga nazwa - tomografia transmisyjna) i pomiarze sumy współczynnika osłabiania na liniach projekcji. Na podstawie projekcji po liniach zmierzonych w funkcji kąta obrotu i odległości radialnej rekonstruowany jest obraz, który przedstawia rozkład przestrzenny współczynnika osłabiania w obiekcie.

Współczynnik osłabiania promieniowania dla promieniowania mono-energetycznego (dla jednorodnego materiału μ i danej energii E) jest zdefiniowany wzorem:

$$\mu_E^t = -\frac{1}{d} \ln \frac{I}{I_0}$$

Gdzie: I_0 oznacza początkowe natężenie promieniowania, I natężenie promieniowania po przejściu przez jednorodny obiekt, d -grubość obiektu. Współczynnik osłabiania promieniowania wyrażony jest w wartościach na jednostkę odległości [cm⁻¹].

W przypadku niejednorodnego materiału zachodzi superpozycja współczynnika osłabiania. Załóżmy, że mamy do czynienia z promieniowaniem mono-energetycznym transmitowanym poprzez obiekt o niejednorodnym współczynniku osłabiania na odcinku L . Prawdziwa jest następująca zależność:

$$\ln \frac{I}{I_0} = - \int_L \mu(x) dx$$

W tomografii rentgenowskiej wartość współczynnika osłabiania wyraża się w jednostkach Hounsfielda - nazywanych tak na cześć twórcy pierwszego tomografu. Skala Hounsfielda jest skalą relatywną, odniesioną do współczynnika osłabiania dla wody dla promieniowania mono-energetycznego o energii 73 keV. Skala Hounsfielda zdefiniowana jest za pomocą następującej formuły:

$$CTnumber = 1000 \frac{\mu - \mu_{water, 73keV}}{\mu_{water, 73keV}}$$

W tej reprezentacji współczynnik osłabiania dla wody ma wartość 0 a współczynnik osłabiania dla powietrza ma wartość bliską -1000.

Konstrukcja systemu tomograficznego CT

Urządzenia i oprogramowanie, które tworzą jedną całość pozwalającą na uzyskiwanie obrazów -przekrojów badanych obiektów -tworzą system tomograficzny.

Elementami systemu tomografii rentgenowskiej są:

- suwnica (gantry),
- zasilacz wysokiego napięcia,
- lampa rentgenowska,
- detektory, filtry, kolimatory,
- układ akwizycji danych,
- układ rekonstrukcji obrazów,
- system wizualizacji, analizy i archiwizacji danych.

Każdy komponent systemu tomograficznego pełni ważną rolę w wiarygodnym tworzeniu obrazu.

Suwnica tomografu rentgenowskiego (CT Gantry)

Suwnica ramowa (*gantry*) jest urządzeniem zapewniającym pomiar projekcji tomograficznych. Z suwnicą sprzężony jest ruchomy stół pacjenta. Suwnica to rama, której elementem jest obrotowy pierścień z zamocowaną lampą rentgenowską i detektorami. Lampa rentgenowska wyposażona jest w system kolimatorów i filtrów energetycznych. W suwnicy umieszczone są silniki krokowe zapewniające obrót pierścienia, przesuw i nachylenie ramy. W suwnicy znajduje się również część systemu akwizycji danych (*data acquisition system -DAS*).

Cylindryczną przestrzeń w suwnicy tomografu -w której badany jest pacjent -nazywa się otworem bądź szczeliną tomografu (*tomograph aperture*). Średnica otworu zawiera się w granicach 50-85 cm. Większa średnica otworu ramy -70-85 cm jest potrzebna w przypadku istnienia konieczności dostępu do pacjenta w trakcie badania (np. celem wykonania biopsji). Większa przestrzeń pozwala na łatwiejszy dostęp do pacjenta ale w pewnych sytuacjach prowadzi do pogorszenia obrazu. Średnica otworu ramy jest dużo większa niż

średnica pola pomiarowego lub inaczej mówiąc pola widzenia. Jeśli tomograf CT ma szczelinę ramy o średnicy około 70 cm to pole widzenia tomografu jest ograniczone do około 50 cm.

Lampa rentgenowska, kolimatory, filtry energetyczne

Czas ekspozycji w tomografii rentgenowskiej musi być jak najkrótszy, co pozwala na szybki obrót tomografu i szybki pomiar projekcji. Zapobiega to powstawaniu artefaktów związanych z ruchem pacjenta. Przy krótkim czasie ekspozycji konieczne jest stosowanie dużego natężenia prądu katody. Czasami duże natężenie prądu na lampie musi być utrzymywane przez długi okres czasu, np. w spiralnej tomografii –ok. 30-40 sekund. Ze względu na wydzielanie się dużej ilości ciepła -wywołanego ciągłym "bombardowaniem elektronowym" - lampa stosowana w tomografii musi mieć dużą pojemność cieplną. Lampy tomograficzne wyposażone są w układ chłodzenia o dużej zdolności odprowadzania ciepła. Niektóre lampy mają kombinowany, olejowo - powietrzny system chłodzenia.

Projekcja tomograficzna wymaga odpowiednio ukształtowanej wiązki. W skład układu kształtowania wiązki promieniowania X -poza lampą rentgenowską -wchodzi system kolimatorów i filtr energetyczny.

W tomografii kolimacja wiązki promieniowania rentgenowskiego uzyskiwana jest za pomocą trzech rodzajów kolimatorów: kolimatora lampy, kolimatorów "przed pacjentem", kolimatorów "po pacjencie" ("przed detektorami"). Kolimator lampy reguluje grubość przekroju (*slice thickness*). Kolimator "przed pacjentem" ogranicza szerokość wiązki, która przebiega przez pacjenta. Szerokość wiązki zależy od wybranego rozmiaru pola rekonstrukcji. Ostatni zestaw kolimatorów "przed detektorami" ostatecznie wyznacza szerokość i grubość wiązki oraz zmniejsza frakcję fotonów rozproszenia komptonowskiego.

Tomografia CT –detektory

Wiązka promieni X -po przejściu przez ciało pacjenta, gdzie jest osłabiana -trafia do detektorów. Zadaniem detektora jest przetworzenie energii fotonów X na sygnał elektryczny. Dalej sygnał jest konwertowany na postać cyfrową i wykorzystywany do numerycznej rekonstrukcji obrazu. Detektorem promieniowania wykorzystywanym w tomografii rentgenowskiej jest kryształ scyntylacyjny lub wysokociśnieniowa komora ksenonowa. Detektor absorbując foton promieniowania generuje światło (fluorescencja) lub prąd elektryczny (jonizacja gazu).

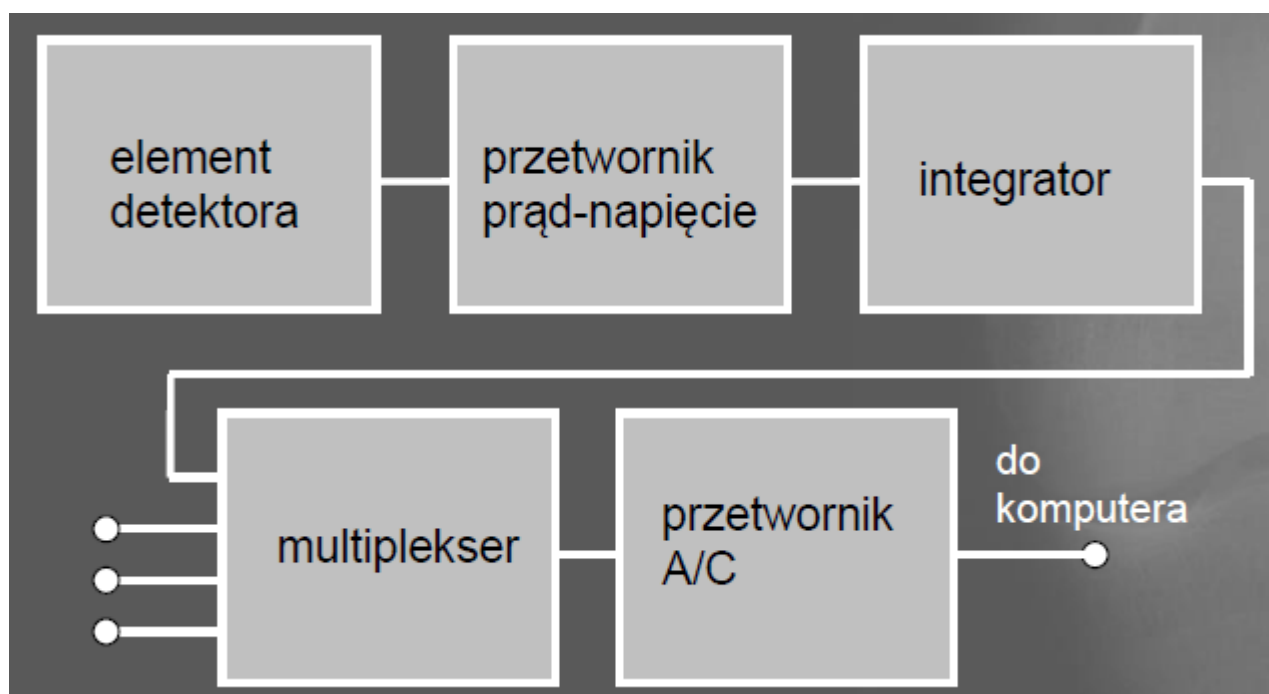
Detektory scyntylacyjne

Najczęściej używanym w tomografii scyntylatorem jest germanian bizmutu -BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) lub wolframian kadmu (CdWO_4). Z jodku sodu lub cezu -używanych początkowo -zrezygnowano ze względu na długi czas wyświecania (*after glow time*), który spowalniał akwizycję danych. Do detektorów scyntylacyjnych dołączone są fotopowielacze lub fotodiody, które transformują energię świetlną na energię elektryczną. Moc sygnału elektrycznego jest proporcjonalna do natężenia promieniowania (liczby fotonów).

Detektory gazowe

Drugim typem detektora, który jest stosowany w tomografii rentgenowskiej jest wysokociśnieniowa komora ksenonowa - komora ceramiczna wypełniona gazem. Absorbowane przez sprężony gaz fotony promieniowania X wywołują jonizację gazu. Przepływ jonów gazu w polu elektrycznym powoduje powstawanie prądu elektrycznego, którego wielkość zależy od natężenia promieniowania. Wielkość sygnału zależy również od ciśnienia gazu - im większe tym silniejszy sygnał.

System akwizycji danych



Łóżko pacjenta

Część łóżka pacjenta, która wjeżdża wraz z pacjentem do otworu tomografu musi być jak najbardziej transparentna dla promieniowania X. Podstawowym materiałem wykorzystywanym w konstrukcji łóżka tomograficznego jest włókno węglowe.

Łóżko pacjenta porusza się ruchem krokowym lub ciągłym. Ruch łóżka jest zsynchronizowany z ruchem układu detekcyjnego. W typowym tomografie pozycja łóżka może się zmieniać minimalnie o jeden milimetr. Dla śrubowego/spiralnego tomografu ruch stołu jest podawany w mm/s. Każde łóżko umożliwia unieruchomienie pacjenta, np. jego głowy, co ma zapobiegać poruszaniu się pacjenta w trakcie pomiaru.

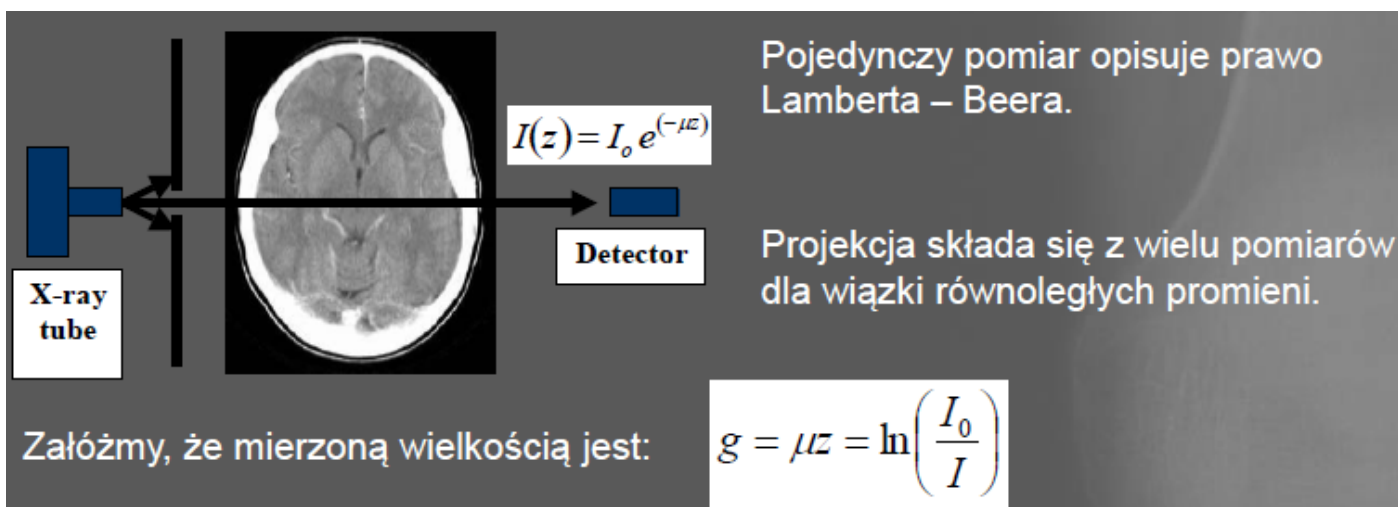
Rekonstrukcja obrazów

- Obraz tomograficzny przedstawia przekrój pojedynczej warstwy struktury anatomicznej
- obrazowana warstwa ma bardzo małą grubość (1 do 10 mm) i jest w przybliżeniu jednorodna
- obraz warstwy prezentowany jest w postaci macierzy pikseli, które odpowiadają tej samej liczbie wokseli ciała pacjenta
- Każdy piksel obrazu reprezentuje średnią wartość współczynnika pochłaniania promieniowania rtg w odpowiednim wokselu

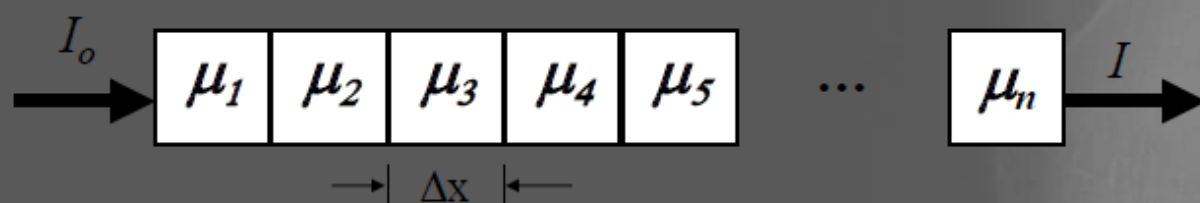
Rys historyczny

Jednostkowy detektor mierzy intensywność promienia wiązki, który przebył drogę od lampy, poprzez badany obiekt, do detektora. Jednocześnie inny detektor mierzy intensywność promieniowania wysyłanego przez lampę rentgenowską. Po uwzględnieniu niezbędnych korekcji, obie mierzone wartości pozwalają wyznaczyć całkę współczynnika osłabiania dla danego promienia. Zbiór promieni dla danego kąta pomiaru tworzy jedną projekcję. Kompletny zbiór projekcji pozwala zrekonstruować obraz -przekrój obiektu.

Rekonstrukcja obrazu



Założmy, że obiekt na drodze pojedynczego promienia składa się z szeregu „pudełek” (wokseli), z których każdy ma pewną wartość współczynnika osłabiania μ_i .



Z prawa Lamberta-Beera:

$$I = I_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x} e^{-\mu_3 \Delta x} \dots e^{-\mu_n \Delta x}$$

$$= I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x}$$

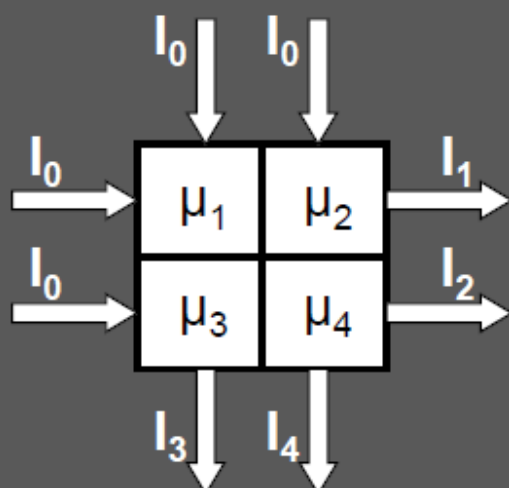
Mierzona wartość g wynosi zatem:

$$g = \ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \sum_{i=1}^n \mu_i \Delta x$$

Jeśli rozmiary wokseli dążą do zera, zależność przyjmuje formę:

$$g = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x) dx$$

Rekonstrukcja obrazu dla prostego przypadku:



Z prawa Lamberta – Beera mamy:

$$g_1 = \ln(I_0/I_1) = (\mu_1 + \mu_2)$$

$$g_2 = \ln(I_0/I_2) = (\mu_3 + \mu_4)$$

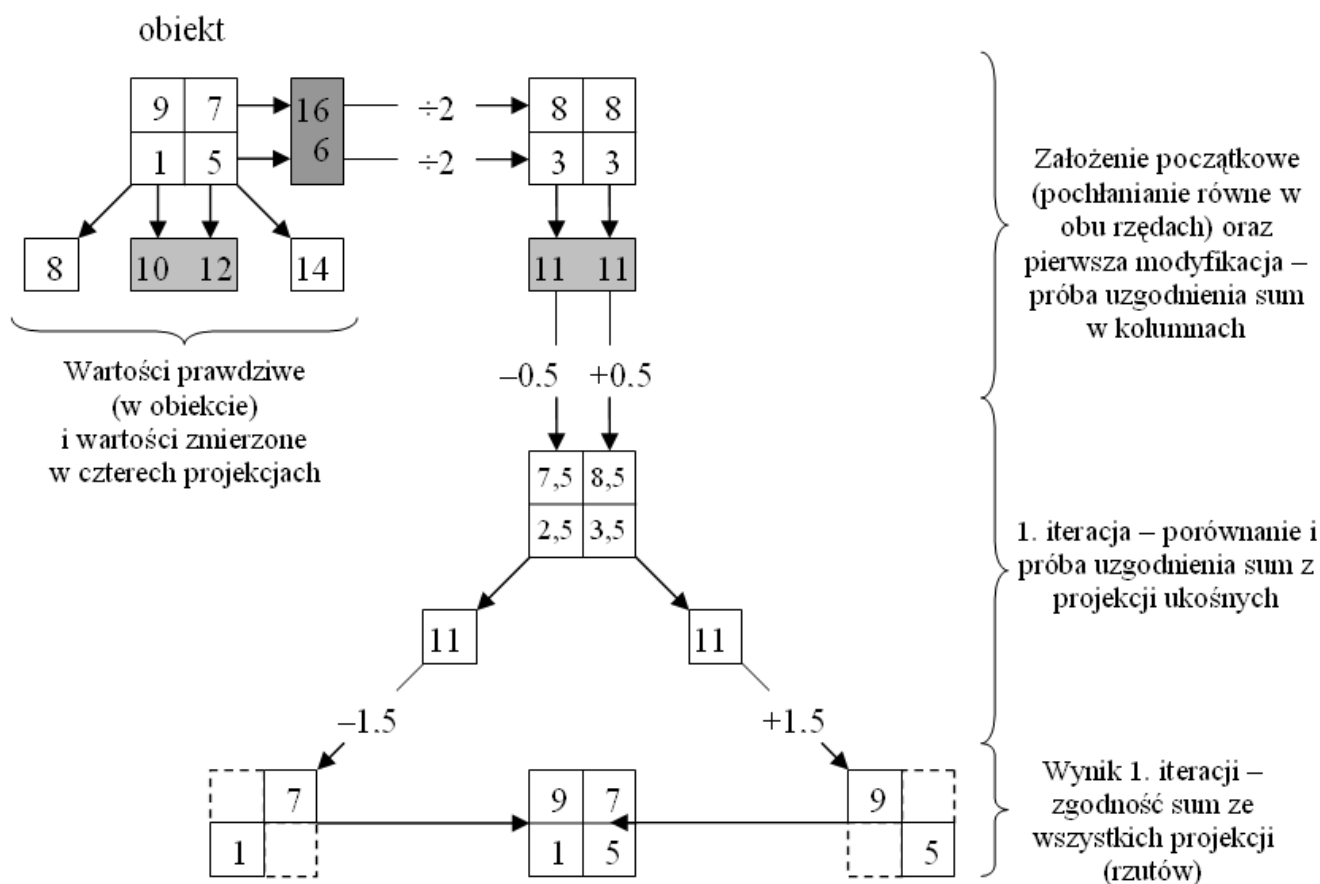
$$g_3 = \ln(I_0/I_3) = (\mu_1 + \mu_3)$$

$$g_4 = \ln(I_0/I_4) = (\mu_2 + \mu_4)$$

Jest to układ 4 równań z 4 niewiadomymi – łatwy do rozwiązania.

Jest to tzw. algebraiczna metod rekonstrukcji.

Niestety, w rzeczywistych przypadkach ta metoda zawodzi. Typowy obraz w tomografii CT ma rozmiar 512 x 512. Aby określić wartość współczynnika osłabiania w tylu wokselał trzeba rozwiązać układ co najmniej 262 144 równań. Inna możliwość – algorytm rekonstrukcji iteracyjnej. Zakładamy wstępnie równomierny rozkład współczynnika osłabienia w wokselał, następnie na podstawie różnic pomiędzy rzeczywistymi i obliczonymi wartościami projekcji iteracyjnie modyfikujemy wartości.



Obecnie jedynym używanym w praktyce algorytmem rekonstrukcji jest algorytm filtrowanej projekcji wstecznej. Algorytm ten oparty jest na zastosowaniu tzw. transformaty Radona. Przekształcenia całkowite opisujące problem rekonstrukcji zostały opisane w 1917 roku (!!!) przez austriackiego matematyka J. Radona.

6. Opracowania

Podaj podstawowe wielkości fizyczne używane w radiologii oraz ich interpretacje fizyczne.

Jaka się rozdzielczość w scyntygrafii planarnej i co ją ogranicza?

Rozdzielczość w scyntygrafii zależy od czterech podstawowych parametrów:

- rozdzielczości własnej,
- rozdzielczości kolimatora,
- ograniczenia rozdzielczości przez nieliniowość,
- lokalizacja izotopu.

Rozdzielczość własna wskazuje na zdolność kamery do precyzyjnego określenia lokalizacji rejestracji fotonu przez kryształ. Na rozdzielczość własną wpływa więc bezpośrednio liczba stosowanych fotopowielaczy (typowe kamery posiadają od 37 do 61 fotopowielaczy). Zwiększanie liczby fotopowielaczy zwiększa rozdzielczość własną, lecz oczywiście istnieją fizyczne ograniczenia na liczbę wykorzystywanych fotopowielaczy. Inne ograniczenie rozdzielczości własnej wynika z odchylen wartości amplitud sygnałów elektrycznych produkowanych przez fotopowielacze chociaż promieniowanie gamma pada na dokładnie te same miejsce kryształu.

Kolejne ograniczenie rozdzielczości własnej detektora wynika ze skończonej grubości kryształu scyntylicyjnego. W efekcie wytworzone wewnątrz kryształu światło ulega

rozproszeniu (funkcja rozproszenia światła ma formę stożka o wierzchołku w punkcie wytworzenia światła i podstawie przy styku z fotopowielaczami) i w takiej formie jest rejestrowane przez fotopowielacz. W rezultacie detekcji podlega pole rozproszone a nie punkt wytworzenia światła. Dodatkowo w ramach samego kryształu może dochodzić do rozproszenia Comptona, a następnie zjawiska fotoelektrycznego tworząc w ten sposób dodatkowe źródło promieniowania widzialnego. Zatem dla jednego incydentu (rejestracji promieniowania gamma) powstają dwa źródła światła, co utrudnia lokalizację miejsca padania fotonów promieniowania gamma.

Kolejną składową rozdzielczości jest rozdzielczość kolimatora, zależna od jego konstrukcji. Typowa rozdzielczość kolimatora to 1cm w odległości 10 cm od jego powierzchni.

Kolejny wkład do ogólnej rozdzielczości przestrzennej kamery wnosi problem nieliniowości konwersji promieniowania widzialnego na sygnał elektryczny. Ponieważ odpowiedź każdego fotopowielacza jest zależna od lokalizacji wytworzenia światła w kryształach, zatem niezależnie od miejsca zaistnienia incydentu w polu detekcji jednej fotokatody powielacza wytwarzany sygnał elektryczny powinien być jednakowy. Niestety w rzeczywistych systemach nie jest to przeważnie wykonalne. Oznacza to, że wraz ze zmianą położenia punktu-źródła światła na powierzchni jednej fotokatody nieliniowo zmienia amplituda sygnału elektrycznego. Zatem problemem jest określenie rzeczywistej lokalizacji incydentu w kryształach.

Budowa, rodzaje i rola kolimatorów w procesie akwizycji badania scyntygraficznego.

Kolimator w scyntyigrafii pełni zadanie analogiczne do układu optycznego dla światła widzialnego – pozwala na wierne odzwierciedlenie geometrii rozkładu aktywności wykrywanego izotopu na powierzchni scyntylatora. Kolimator eliminuje promieniowanie rozproszone – przepuszcza tylko te kwanty promieniowania, które padają prostopadłe do jego powierzchni. Kolimator pozwala uzyskać i określa rozdzielczość detektora.

Kolimator stanowi płytę, zazwyczaj ołowianą, z wydrążonymi otworami. Wielkość otworów, jak i grubość kolimatora mają wpływ na jego dwie cechy: wydajność i rozdzielczość. Im kolimator jest grubszy, tym mniejsza jest jego wydajność. Im jednak cieńszy – tym mniejsza będzie uzyskiwana dzięki niemu rozdzielczość.

Rodzaje kolimatorów: wysokoenergetyczne (dla wyższych energii; duże otwory o dużym rozstawie – bariera dla promieniowania rozproszonego o dużej $E > 140\text{keV}$ kosztem rozdzielczości), niskoenergetyczne (gęsty, o małych otworach – bariera dla promieniowania rozproszonego o niskich energiach $E < 140\text{keV}$; wysoka rozdzielczość). Ze względu na rodzaj otworów można wyróżnić kolimatory: równoległe, zbieżne i rozbieżne, różniące się ułożeniem otworów. Pozwalają na powiększanie lub pomniejszanie obrazu pacjenta.

Wady i zalety trybu akwizycji danych scyntygraficznych typu "list mode".

W badaniach dynamicznych stosuje się akwizycję list mode, czyli zapisywanie w pamięci informacji o współrzędnych przestrzennych i energetycznych każdego kolejnego impulsu, oraz oznaczanie impulsów odebranych co określonej stałej czasowej. Metoda ta wymaga więcej pamięci i nie pozwala na podgląd badania na bieżąco, jednak pozwala na dokładną obserwację procesu w czasie, niezależnie od szybkości akumulacji radiofarmaceutyku w badanym organie.

Zalety:

- możliwość dowolnego obrazowania.

Wady:

- pamięciożerny,
- nie można obserwować obrazy na bieżąco.

Podaj teoretyczny kształt widma promieniowania X wychodzącego z lampy

rentgenowskiej i jego zależność od wartości napięcia i prądu anodowego.

Przebieg teoretyczny: liniowo opadający, ponieważ prawdopodobieństwo wielu słabych hamowań przy jądrach atomów jest większe niż jednego silnego hamowania, stąd emitowane jest więcej kwantów o niskiej energii niż wysokiej

Wzrost napięcia powoduje liniowe przesunięcie i podniesienie widma w stronę wyższych energii. Wzrost prądu powoduje zwiększenie nachylenia charakterystyki (bardziej stroma).

Wprowadza się również filtrację, mającą na celu wycięcie promieniowania zakresu niskich energii – kwanty z tego zakresu są na tyle mało przenikliwe, że wpływają tylko w niewielkim stopniu na uzyskiwany obraz, a zwiększają efektywną dawkę pochłoniętą przez pacjenta.

Omów metody eliminacji wpływu promieniowania rozproszonego na kontrast obrazu radiograficznego.

- Siatka przeciwrozproszeniowa (znajduje się przed kliszą roentgenowską, im większa gęstość siatki, tym lepsze pochłanianie promieniowania rozproszonego),
- Odsunięcie kliszy od pacjenta (rzadziej stosowane ze względu na komplikacje – większa klisza, większe dawki promieniowania),
- Zmniejszenie napięcia anodowego lampy RTG (kwanty o wyższej energii oddziałują silniej w efekcie Comptona, niskie w fotoefekcie),
- Spłaszczenie tkanki.

Narysuj krzywą charakterystyczną i krzywą kontrastu dla błony rentgenowskiej wysoko i niskoczułej.

Zasada działania wzmacniacza obrazu we fluoroskopii. Jakie zjawiska powodują pogorszenie kontrastu na wyjściu wzmacniacza?

Wzmacniacz składa się ze scyntylatora wejściowego, fotokatody, anody oraz ekranu. Scyntylator oddziałuje z padającymi kwantami promieniowania X, a fotony pochodzące z rozbłysków scyntylacyjnych trafiają na fotokatodę, gdzie dochodzi do emisji elektronów. Między fotokatodą, a anodą jest silne pole elektryczne, które przyspiesza elektrony. Te trafiają w anodę powodując emisję fotonów, a te trafiają w ekran, dając rozbłysk luminoforu w odpowiednim miejscu.

Zjawiska pogarszające rozdzielczość to:

- kwanty promieniowania X, które nie oddziałują z detektorem scyntylacyjnym, mogą wejść w reakcję z luminoforem ekranu wnosząc do obrazu szumy,
- fotony wytworzone w anodzie mogą wejść w reakcję z luminoforem wejściowym, powodując wtórną emisję elektronów i w jej wyniku – błędne określenie pozycji

Dlaczego w angiografii subtrakcyjnej dawki ekspozycyjne są większe niż w klasycznej radiografii?

Przede wszystkim dlatego, że wykonywane są dwa zdjęcia – pierwsze (tła) bez kontrastu oraz drugie – po podaniu kontrastu. Co więcej, ponieważ odejmuje się otrzymane sygnały, to spada stosunek sygnału do szumu i dlatego, by uzyskać odpowiednio dobry obraz trzeba zwiększyć sygnał – a w konsekwencji także dawkę pochłoniętą.

Oblicz prędkość elektronu uderzającego w anodę przy napięciu zasilającym lampę rentgenowską 150kV i 160kV.

Jakimi cechami powinien odznaczać się radiofarmaceutyk używany w scyntygrafii?

- powinien ulegać rozpadowi gamma,
- promieniowanie gamma jego rozpadu powinno być monoenergetyczne,

- odpowiedni czas połowicznego rozpadu (od kilku godzin, do kilku dni; na tyle duży by dało się go transportować i używać podczas padania, ale na tyle krótki by szybko opuścił ciało pacjenta),
- odpowiednia energia kwantu (od kilkudziesięciu, do kilkuset keV; zbyt duże wywołują reakcje jądrowe i są trudne w detekcji, zbyt małe są za mało przenikliwe),
- odpowiednia aktywność (dobierana do wagi pacjenta; na tyle duża, by była łatwo wykrywalna, ale na tyle mała by ograniczyć do minimum szkodliwość dla pacjenta),
- bardzo duża czystość chemiczna (brak zanieczyszczeń innymi izotopami),
- odpowiednie powinowactwo do organu badanego (najlepiej by gromadził się tylko w obrazowanym organie),
- odpowiedni czas wydalania z organizmu (jak najkrócej, by zaraz po badaniu pozbyć się go z ciała pacjenta).

Obecnie najpopularniejszy jest technet ^{99m}Te (monoenergetyczne promieniowanie gamma, 140keV, czas połowicznego rozpadu 6-8 godzin, łatwy do otrzymania w szpitalu z trwalszego izotopu molibdenu). Innym przykładem są izotopy Jodu: I-131 i I-125 używane głównie w badaniach tarczycy, z racji na ich wysokie powinowactwo do tego narządu.

Zakładając, że wykonanie obrazowania pewnego narządu człowieka jest możliwe, uszereguj znane metody obrazowania ze względu na:

a) ich szkodliwość dla zdrowia pacjenta (od najmniej szkodliwego):

- USG i MRI,
- radiografia i fluoroskopia,
- angiografia subtrakcyjna,
- CT,
- scyntygrafia.

b) ich rozdzielczość przestrzenna (od najmniejszej rozdzielczości):

- scyntygrafia (10-2 mm),
- USG (5-1 mm),
- MRI (2-0,8 mm),
- CT (1-0,6 mm),
- fluoroskopia (0,8-0,5 mm),
- Radiografia (0,7-0,1 mm).

Narysuj i opisz przykładowy tor akwizycji w scyntygrafii. Po co stosuje się jednokanałowy analizator amplitudy?

Na tor akwizycji w scyntygrafii składają się: kolimator (regularna siatka otworów w materiale absorbującym promieniowanie gamma, np. ołów; przepuszcza tylko te promienie, które padają w ramach określonego kąta filtrującym tym samym promieniowanie padające na powierzchnię scyntygrafu), scyntylator (zamieniający promieniowanie padające na promieniowanie widzialne), zespół fotopowielaczy (zwiększający ilość fotonów padających na anodę), wzmacniacza pomiarowego (wzmacniającego sygnał anodowy), jednokanałowego analizatora amplitudy, elektronicznego systemu pozycjonowania (pozwalającego na określenie współrzędnych rozbłysków w kryształach scyntylacyjnych) oraz urządzenia wyjściowego (umożliwiającego zobaczenie wyniku pomiaru; w postaci drukarki, przelicznika, ekranu).

Celem stosowania jednokanałowego analizatora amplitudy jest elektroniczna separacja sygnałów pochodzących od kwantów energii o precyzyjnie wybranym zakresie. Zabieg ten pozwala na pomiar ilości interesującego nas izotopu promieniotwórczego w mieszaninie izotopów o szerokim zakresie energii.

Rola, budowa i rodzaje okładek wzmacniających w radiografii.

Wydajność detekcji promieniowania X przez błonę jest bardzo mała – uzyskanie dobrego zdjęcia rtg wymagałoby obciążenia pacjenta znaczną dawką promieniowania. Dlatego też używa się specjalnych szczelnych kaset zawierających błonę i okładki wzmacniające, w których promieniowanie X przekształcane jest w procesie scyntytacji w błysk świetlny. Dzięki zastosowaniu okładek wzmacniających zmniejsza się dawka promieniowania, jaką przyjmuje pacjent.

Błony rentgenowskie są bardziej czułe na promieniowanie widzialne niż rentgenowskie, dlatego niemal wszystkie urządzenia do obrazowania rentgenowskiego są wyposażone w okładki wzmacniające, których zadaniem jest przetworzenie kwantu promieniowania X na światło widzialne, które naświetla błonę rentgenowską w jej najbardziej czułym zakresie widmowym. Istotnym elementem okładek (folii) wzmacniających jest warstwa luminoforu w zawieszynie plastikowej (obecnie wykorzystuje się luminofory ze związków pierwiastków ziem rzadkich, tzw. „fosfory”).

Wydajność rejestracji okładek wzmacniających wynosi ok. 5-20%, wyświecania – ok. 20-70%, wydajność zamiany na światło widzialne – ok. 5%.

Rodzaje okładek wzmacniających:

- mammograficzne (najcieńsze, nie powodują rozmycia),
- małowzrostłe (rozmycie rzędu 0,4 mm),
- normalne (rozmycie rzędu 0,5 mm),
- wysokowzrostłe (rozmycie rzędu 0,65 mm).

Narysuj 2 krzywe ROC, z których jedna sugerowałaby lepsze parametry diagnostyczne w stosunku do drugiej i zdefiniuj obie osie wykresu.

Specyficzność metody to ilość prawidłowo wykrytych braków patologii, do całkowitej liczby braków patologii rozważanych w badaniu.

Czułość metody to ilość prawidłowo wykrytych patologii do ich całkowitej liczby w badaniu.

Podaj używane jednostki dawki ekspozycyjnej, pochłoniętej i równoważnika dawki i omów te pojęcia.

Dawka ekspozycyjna – stanowi określoną sumę ładunków elektrycznych jonów jednego znaku, które są wytworzone w określonej jednostce masy suchego powietrza pod wpływem promieniowania. Jednostką dawki ekspozycyjnej jest: kulomb na kilogram, a dawniej była stosowana jednostka rentgen ($1R=2,58 \cdot 10^{-4} C/kg$).

Dawka pochłonięta – średnia ilość energii przekazana przez promieniowanie jednostce masy danego ciała. Jednostką dawki pochłoniętej jest Grej ($1Gy=1 J/kg$), dawniej stosowano rad ($1 rad = 0,01Gy$).

Dawka równoważna – jest to energia, jaką deponuje promieniowanie w jednostce masy materii żywej przez którą przechodzi, z uwzględnieniem skutków biologicznych wywołanych przez to promieniowanie. Otrzymuje się ją po przemnożeniu dawki pochłoniętej odpowiadającej promieniowaniu, przez współczynnik wagowy promieniowania. Jednostką dawki równoważnej jest Sivert ($1Sv = 1 J/kg$).

Podaj w jaki sposób powstaje obraz ultradźwiękowy typu B.

Obraz tworzony jest w taki sposób, że głowica ultradźwiękowa emituje w określonym kierunku wąską wiązkę ultradźwiękową, a następnie odbiera impuls echa napływający z

tego kierunku. Po ich odsłuchaniu głowica emituje kolejną wiązkę w nowym kierunku obok poprzedniego i odbiera impuls echa. W ten sposób wiązka ultradźwiękowa przemiatą całą badaną warstwę. Po przetworzeniu uzyskanych w taki sposób danych, w aparacie USG tworzony jest dwuwymiarowy obraz warstwy wyznaczonej przez kierunki propagacji ultradźwięków i szerokości głowicy. Obraz składa się z pikseli, których położenie oznacza kierunek i opóźnienie impulsu echa, a jasność zależy od amplitudy wzbudzonego przez echo sygnału elektrycznego.

Podaj w jaki sposób powstaje obraz ultradźwiękowy typu M.

Obraz tworzony jest w taki sposób, że głowica emituje wąską wiązkę ultradźwięków w tylko jednym kierunku. Impulsy echa napływające z tego samego kierunku rejestrowane są w kolejnych chwilach czasowych. Piksele jednowymiarowych obrazów przedstawiane są w postaci pionowych linii, które w miarę pływu czasu kreślone są kolejno obok siebie na ekranie monitora. Uzyskuje się wykres ilustrujący, w funkcji czasu, przemieszczanie się punktów w miejscu przecięcia wiązki z powierzchniami rozgraniczającymi tkanki o różnej impedancji akustycznej.

Podaj zasadniczą różnicę przy tworzeniu obrazu tomograficznego i radiograficznego. Do której z tych grup należy zaliczyć obraz ultradźwiękowy, a do której scyntygraficzny?

W wyniku badania tomograficznego otrzymuje się obraz całej warstwy, co pozwala na jego pełną rekonstrukcję. Inaczej jest w przypadku badania radiograficznego, gdzie otrzymywany obraz jest obrazem całkowym (sumarycznym) i nie pozwala na pełną rekonstrukcję badanego obiektu. (Tomografia – obrazuje się przekroje obiektów, Radiografia – obrazuje się rozkład aktywności izotopu w warstwie).

W USG obrazuje się całą warstwę-przekrój, więc jest to badanie tomograficzne. W scyntygrafii zaś uzyskujemy sumaryczny rozkład izotopu w całym obiekcie – nie jest możliwe określenie, na jakiej głębokości jest jaki jego rozkład, przed co jest to padanie radiograficzne.

Zasada tworzenia obrazu ultrasonograficznego. Uzasadnić zależność wykładniczą wzmocnienia wzmacniacza w funkcji czasu.

Na obrazie USG odwzorowywane są informacje o gęstości, sprężystości i ruchu narządów (lub, w szczególnych wypadkach – przepływie krwi)., uzyskane na podstawie analizy odbicia lub zmiany częstotliwości wiązki fal ultradźwiękowych penetrujących ciało pacjenta.

Głowica wysyła w głąb ciała pacjenta wiązkę ultradźwiękową, a ta – na granicach ośrodków o różnych impedancjach akustycznych następuje częściowo odbicie. Fale odbite od kolejnych granic struktur tkankowych wracają do przetwornika piezoelektrycznego w głowicy, który po wzbudzeniu impulsu ultradźwiękowego przyjmuje rolę detektora. Pod wpływem naprężeń wywoływanych powracającymi zaburzeniami akustycznymi indukowane są w materiale piezoelektrycznym sygnały elektryczne. Te, odbierane z poszczególnych przetworników są przesuwane w czasie proporcjonalnie do odległości dzielącej przetwornik od obiektu. W aparacie USG przesunięcia te zostają skompensowane, a sygnały zsumowane dając odpowiedni obraz.

Wykładnicze wzmocnienie wzmacniacza w funkcji czasu kompensuje osłabienie amplitudy drgań, która maleje wykładniczo wraz z odległością. W ten sposób uzyskuje się skompensowanie wszystkich ech, niezależnie od odległości, jaką pokonały.

Obraz ultrasonograficzny uzyskiwany metodą echa może być prezentowany na trzy sposoby, różniące się nieco sposobem prezentacji danych. Są to:

– Prezentacja typu A (jednowymiarowa): echa od pojedynczej wiązki obserwowane są na oscyloskopie, obecnie stosowany tylko w biometrii gałki ocznej;

- Prezentacja typu B (dwuwymiarowa): echa wielu wiązek tworzą dwuwymiarowy obraz warstwy badanej złożony z pikseli, których położenie jest wyznaczone przez kierunek i opóźnienie impulsu echa, a jasność zależy od amplitudy wzbudzonego przez echo sygnału elektrycznego;
- Prezentacja typu M: wiązka wysyłana jest tylko w jednym kierunku, a piksele tworzą jednowymiarowy obraz w postaci linii, które w miarę upływu czasu kreślone są obok siebie na ekranie, ilustrując w funkcji czasu przemieszczanie się punktów w miejscu przecięcia wiązki z powierzchniami tkanki o różnej impedancji akustycznej.

Rola magnesu π w obrazowaniu metody MRI. Czy można go stosować nie tylko wzdłuż osi ox (jak magnesu $\pi/2$), ale wzdłuż osi oy .

Magnes π daje impuls który zmienia magnetyzację wektora z wzdłuż osi OZ na $-OZ$. Pobudzenie jest dostarczane w osi prostopadłej do wektora pola stałego, np w osi x . Umożliwia to pomiar czasu $T1$ - czyli czasu relaksacji (powrotu do stanu podstawowego)- chodzi o składową podłużną wektora magnetyzacji. Wydaje mi się że można go stosować również wzdłuż osi OY - składowa poprzeczna zanika na skutek wytracania fazy (oddziaływania spin-spin) (protony obracają się w poziomie z różnymi prędkościami gubiąc synchronizację)- aby odbudować fazę możemy zastosować sygnał $\pi/2$ - wtedy zsynchronizują się obracając w tym samym kierunku lub π -wtedy zaczną obracać się w przeciwnym i również nastąpi synchronizacja.

Jakie czasy TR i TE należy stosować (w stosunku $T1$, $T2$), aby kontrast obrazu MRI zależał od:

a) różnic w czasie $T1$

b) różnic w czasie $T2$

a) Obraz $T1$ -zależny (zależny od czasu relaksacji podłużnej) powstaje, dla krótkich czasów TR (poniżej 500ms) – na tyle krótkich, by składowa podłużna wektora magnetyzacji nie zdążyła się w całości odbudować.

Należy więc zastosować czas $TR \sim T1$, $TE \ll T2$.

b) O tym, że obraz jest $T2$ -zależny (zależny od czasu relaksacji poprzecznej) decyduje wartość TE , pod warunkiem, że czas TR jest dostatecznie długi (powyżej 1500ms). Jeżeli ustawi się bardzo krótki czas TE (poniżej 30ms), to różnica między sygnałami z tkanek A i B będzie niewielka i trudno będzie rozróżnić te tkanki na obrazie. Jeżeli zaś TE będzie nieco dłuższy (80 ms), to różnica sygnałów między tkankami będzie silnie zależeć od $T2$. Przy jeszcze dłuższym TE zyska się jeszcze większą różnicę między sygnałami, ale pogorszy się stosunek sygnału do szumów. Należy zastosować czas $TE \sim T2$, $TR \gg T1$.

Czy prędkość przepływu medium przez obrazowany przekrój może wpływać na kontrast w obrazowaniu NMR?

Jasność w obrazie zależy także od prędkości przepływu. Jeżeli przepływ jest prostopadły do wybranej warstwy, to po pobudzeniu do kolejnej warstwy przepływa płyn z magnetyzacją zrzuconą na płaszczyznę XY .

Powoduje to, że jasność obrazu zwiększa się. Przy bardzo dużych prędkościach przepływów część płynu pobudzonego impulsem $\pi/2$ wypływa przed impulsem π , przez co sygnał jest odbierany tylko z części płynu i obraz maleje.

Opisz sekwencję czasową impulsu przy badaniu MRI metodą spin-echo.

Po umieszczeniu obiektu w stałym polu skanera następuje sekwencja impulsów pobudzających: najpierw następuje pobudzenie sygnałem $\pi/2$, co powoduje, że wektory momentów magnetycznych są obracane o 90 stopni względem swojego początkowego położenia.

Następnie wysyłany jest sygnał π po pewnym czasie następuje odbiór echa za pomocą cewki odbiorczej. Czas ten, mierzony od impulsu $\pi/2$ nazywa się czasem echa, TE.

Impuls π znajduje się dokładnie w połowie TE. Po dłuższym czasie powtarzana jest sekwencja. Czas między sygnałami $\pi/2$ jest nazywany czasem repetycji TR.

Po impulsie $\pi/2$ wszystkie wektory są obrócone z osi Z na oś X, co oznacza, że magnetyzacja w osi X jest równa M_0 . Następnie magnetyzacja w osi X zanika, w miarę jak wektor wraca do osi Z, z krótką stałą czasową, wynikającą z obracania się wektorów z powrotem na oś Z, oraz "rozjeżdżania się" wektorów, wynikającego z niejednorodności pola magnetycznego, przy czym ten drugi czynnik jest bardziej istotny przy skracaniu stałej czasowej.

Po przyłożeniu impulsu π wektory są przerzucane na drugą część okręgu w płaszczyźnie XY po którym się obracają, dzięki czemu po pewnym czasie "zjeżdżają się" z powrotem po jego przeciwnej stronie, niż zaczęły obrót, co pozwala na odbiór sygnału

Zmieniając czasy TE i TR można uzyskiwać obrazy, w których jasność jest uzależniona od różnych cech fizycznych i chemicznych woksela. Możliwe jest uzależnienie jasności od:

- czasu relaksacji podłużnej T_1 ($TE \ll T_2$, $TR \sim T_1$),
- czasu relaksacji poprzecznej T_2 ($TE \sim T_2$, $TR \gg T_1$),
- gęstości protonowej dP ($TE \ll T_2$, $TR \gg T_1$).

1) Podaj w jaki sposób powstaje obraz ultradźwiękowy typu B.

Dwuwymiarowa prezentacja typu B (ang. *brightness*) jest najczęściej stosowanym sposobem obrazowania w diagnostyce USG.

Głowica ultradźwiękowa emituje w określonym kierunku wąską wiązkę ultradźwięków a następnie odbiera impulsy echa wracające z tego kierunku. Po ich odsłuchaniu głowica emituje kolejną wiązkę w nowym kierunku obok poprzedniego i odbiera impulsy echa. W ten sposób wiązki ultradźwięków przemiatają całą badaną warstwę. Po przetworzeniu w aparacie USG tworzony jest dwuwymiarowy obraz warstwy wyznaczonej przez kierunki propagacji ultradźwięków szerokość głowicy. Obraz składa się z pikseli, których położenie jest wyznaczone przez kierunek opóźnienie impulsu echa a jasność zależy od amplitudy wzbudzonego przez echo sygnału elektrycznego.

2) Rola magnesu π w obrazowaniu metody MRI. Czy można go stosować nie tylko wzdłuż osi ox (ja k magnesu $\pi/2$), ale wzdłuż osi oy .

Nie wiem czy dobrze ogarnąłem ale moim zdaniem odpowiedź jest taka:

Magnes π daje impuls który zmienia magnetyzację wektora z wzdłuż osi OZ na -OZ. Pobudzenie jest dostarczane w osi prostopadłej do wektora pola stałego, np w osi x.

Umożliwia to pomiar czasu T_1 - czyli czasu relaksacji (powrotu do stanu podstawowego)-chodzi o składową podłużną wektora magnetyzacji. Wydaje mi się że można go stosować również wzdłuż osi OY- składowa poprzeczna zanika na skutek wytracania fazy (oddziaływania spin-spin) (czytać protony obracają się w poziomie z różnymi prędkościami gubiąc synchronizację)- oby odbudować fazę możemy zastosować sygnał $\pi/2$ - wtedy zsynchronizują się obracając w tym samym kierunku lub π -wtedy zaczyna obracać się w przeciwnym i również nastąpi synchronizacja. Jak ktoś wie lepiej to niech poprawi.

3) Jakie czasy T_r i T_e należy stosować (w stosunku T_1 , T_2), aby kontrast obrazu MRI zależał od:

a) różnic w czasie T_1

b) różnic w czasie T_2

Jestesmy w punkcie gdzie wektor obraca się w poziomie.

T_e - czas od pobudzenia sygnałem π do zrównania się fazy precesji protonów

T_r -czas repetycji- jest to czas między impulsami $\pi/2$ rozpoczynającymi cykl pobudzenie – odbior

a) krótkie T_e (10-20 ms) i krótkie T_r (300-600 ms)

b) długie T_e (dłuższe niż 60 ms) i długie T_r (dłuższe niż 1600 ms)

Też nie jestem tego pewien. Fajnie by było gdyby ktoś sprawdził.

4) Podaj i uzasadnij sekwencje czasowa impulsów radiowych i gradientów w metodzie spin-echo.

Najpierw umieszczamy obiekt w jednorodnym polu magnetycznym. Uzyskujemy wektor magnetyzacji wzdłuż osi OZ. Teraz dajemy impuls $\pi/2$ -uzyskujemy wektor magnetyzacji w osi XY. Następuje desynchronizacja. Aby zsynchronizować fazę podajemy impuls π . Po czasie od podania $\pi/2$ do podania π następuje synchronizacja i defekujemy sygnał (spin-echo).

5) Czy prędkość przepływu medium przez obrazowany przekrój może wpływać na kontrast w obrazowaniu NMR?

Może ponieważ sygnał rezonansowy rośnie wraz z ograniczeniem przepływu cząstek.

6) Podaj zasadnicze różnice przy tworzeniu obrazu tomograficznego i radiograficznego. Do której z tych grup należy zaliczyć obraz ultradźwiękowy, a do której scyntygraficzny?

Tomografia pokazuje nam pełną strukturę pojedynczej warstwy obiektu badanego np. jeden przekrój poprzeczny przez czaszkę natomiast radiografia daje nam sumaryczny obraz całej płaszczyzny (np. na kliszy rentgenowskiej widzimy sumaryczny wpływ współczynników pochłaniania na promieniowanie). Obraz USG daje nam przekrój w jednej osi więc zaliczamy go do tomograficznego. Obraz scyntygraficzny daje nam rozkład izotopu w całym obiekcie np. widzimy że jest go dużo w sercu ale nie wiemy na jakiej głębokości jest go najwięcej.

POMED – Pytania na kolokwium

1. Jakimi cechami powinien odznaczać się izotop promieniotwórczy używany w scyntygrafii?

☐ izotop powinien ulegać rozpadowi (ewentualnie β^- , co rzadziej się stosuje);

☐ promieniowanie powinno być monoenergetyczne;

☐ odpowiedni czas połowicznego rozpadu (od kilku godzin do kilku dni – na tyle duży, aby zdążyć dostarczyć izotop z miejsca produkcji na miejsce badania oraz wykonać badanie, i na tyle mały, żeby szybko pozbyć się izotopu z ciała pacjenta);

☐ odpowiednia energia kwantu (od kilkudziesięciu do kilkuset keV – zbyt małe energie nie wydostają się z ciała pacjenta, zbyt duże wywołują reakcje jądrowe i są gorzej detekowane);

☐ odpowiednia aktywność (na tyle duża, żeby dawać wiele zliczeń i na tyle mała, żeby niezaszkodzić pacjentowi, zwykle dobierana do wagi pacjenta);

- ☐ bardzo duża czystość chemiczna, bez zanieczyszczeń innymi izotopami;
- ☐ radiofarmaceutyk powinien wykazywać powinowactwo do badanego organu (izotop powinien gromadzić się w badanym organie i nigdzie więcej);
- ☐ odpowiedni czas wydalania z organizmu (jak najkrótszy, żeby szybko pozbyć się źródła promieniowania z ciała pacjenta).

2. Budowa, rodzaje i rola kolimatorów w procesie akwizycji badania scyntygraficznego.

Rola kolimatora w scyntyigrafii polega na eliminacji promieniowania rozproszonego oraz przepuszczaniu tylko tych kwantów, które wpadają prostopadle do powierzchni kolimatora.

Wadą kolimatora jest to, że może on czasem przepuszczać promieniowanie rozproszone pod kątem prostym do swojej powierzchni, co daje błędne informacje.

Kolimator to ołowiana płytka, w której znajdują się otwory.

Rodzaje kolimatorów:

a) ze względu na energię promieniowania:

☐ **wysokoenergetyczny**

☐ Duże odległości między otworami (zapewnie to barierę dla promieniowania rozproszonego o dużej energii);

☐ Niska rozdzielczość (ze względu na dużą odległość otworów);

☐ Stosowany dla pierwiastków powyżej technetu (wyższej energii);

☐ **niskoenergetyczny**

☐ Małe odległości między otworami (wystarczą do powstrzymania promieniowania rozproszonego o niskiej energii);

☐ Wysoka rozdzielczość;

☐ Stosowany dla technetu i pierwiastków poniżej (niższej energii).

b) ze względu na rodzaj otworów:

scyntylator

scyntylator

☐ otwory **równoległe** (zachowanie rozmiarów pacjenta);

pacjent

☐ otwory **zbieżne** (pomniejszenie);

pacjent

scyntylator

☐ otwory **rozbieżne** (powiększenie);

pacjent

☐ **jednotworowy** (szpilkowy, pinhole – ważne są odległości pacjenta od kolimatora i długości kolimatora).

3. Oblicz czas akwizycji niezbędny do wykrycia guza gorącego o wychwycie o 10% większym niż tkanka normalna. Średnia częstość rejestracji kwantów przez gammakamerę z obszaru zdrowego wynosi $100 \text{ imp cm}^{-2} \cdot \text{s}$. Czy na ten czas ma wpływ kształt i wielkość guza?

Kryterium występowania guza gorącego:

$$n_1 \cdot S \cdot \Delta t - k \cdot \sqrt{n_1 \cdot S \cdot \Delta t} > n_0 \cdot S \cdot \Delta t$$

$$n_0 = 100 \frac{\text{imp}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}}; n_1 = 1,1n_0; \Delta t = ?$$

$$1,1n_0 \cdot S \cdot \Delta t - n_0 \cdot S \cdot \Delta t > k \cdot \sqrt{1,1n_0 \cdot S \cdot \Delta t}$$

$$0,1n_0 \cdot S \cdot \Delta t > k \cdot \sqrt{1,1n_0 \cdot S \cdot \Delta t}$$

$$0,01n_0^2 \cdot S^2 \cdot \Delta t^2 > k^2 \cdot 1,1n_0 \cdot S \cdot \Delta t$$

$$\Delta t > k^2 \frac{1,1}{0,01n_0 \cdot S} = k^2 \frac{1,1}{0,01 \cdot 100 \cdot S} = k^2 \frac{1,1}{S}$$

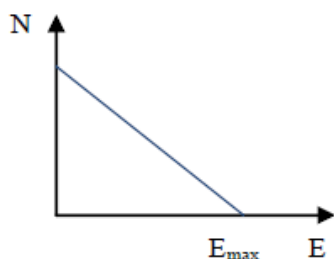
Przykładowo dla $k = 3$ (wynik pomiaru znajdzie się w przedziale $\pm 3\sqrt{n_1 \cdot S \cdot \Delta t}$ z prawdopodobieństwem $p = 0,99$):

$$\Delta t > \frac{9,9}{S}$$

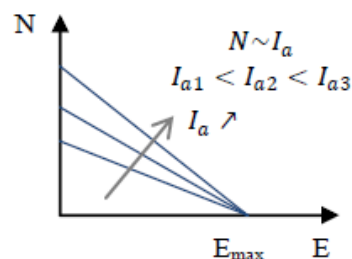
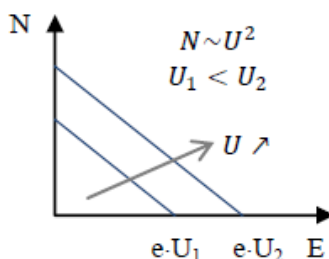
Na czas akwizycji ma wpływ wielkość guza, nie ma wpływu jego kształt.

4. Podaj teoretyczny kształt widma promieniowania X wydostającego się z lampy RTG i jego zależność od wartości napięcia i prądu anodowego.

Teoretyczny kształt widma promieniowania:



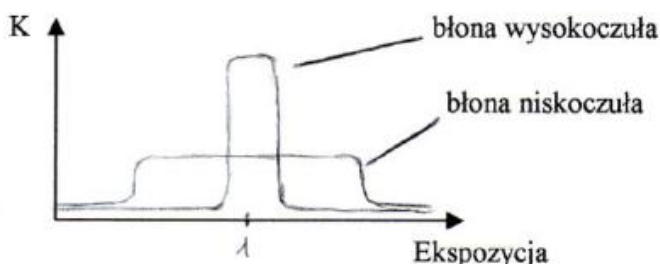
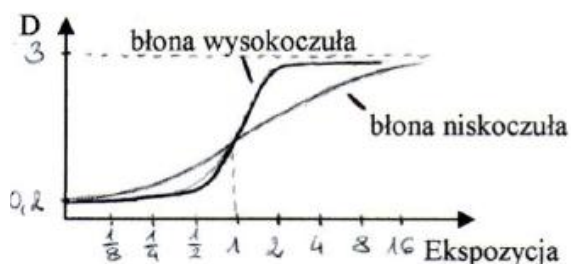
Zależność od napięcia i prądu anodowego:



5. Omów metodę eliminacji wpływu promieniowania rozproszonego na kontrast obrazu radiograficznego.

- ☐ stosowanie kratki przeciwrozproszeniowej (Bucky), znajdującej się przed kliszą rentgenowską, im większa gęstość siatki tym lepsze pochłanianie promieniowania rozproszonego;
- ☐ zwiększenie odległości detektora od obiektu badanego (rzadziej stosowane ze względu na komplikacje z tym związane – większa klisza rentgenowska, większe dawki promieniowania);
- ☐ zmniejszenie napięcia anodowego.

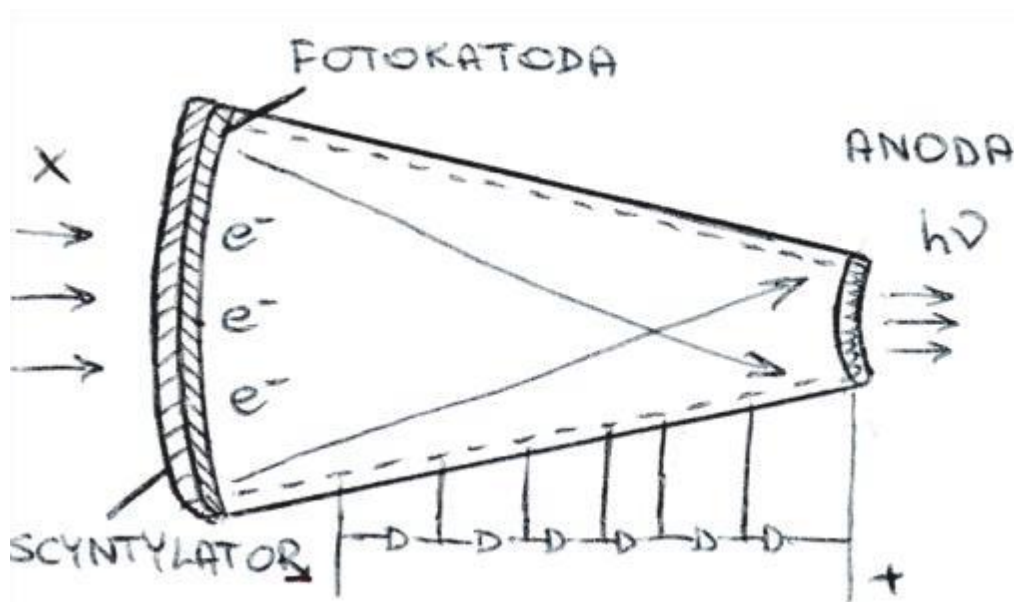
6. Narysuj krzywą charakterystyczną i krzywą kontrastu dla błony rentgenowskiej wysoko- i niskoczułej.



7. Zasada działania wzmacniacza obrazu we fluoroskopii. Jakie zjawiska powodują pogorszenie kontrastu na wyjściu wzmacniacza?

Wzmacniacz składa się z ekranu scyntylacyjnego, fotokatody i anody. Promieniowanie docierające do ekranu scyntylacyjnego wywołuje efekt fotoelektryczny i w wyniku przejścia elektronów z wyższej powłoki na niższą emitowane są błyski światła.

Pod wpływem kwantów światła z fotokatody wybijane są elektrony, które następnie przyspieszane są w polu elektrycznym i zyskują wyższą energię. Energia kinetyczna zamieniana jest w ekranie na kwanty promieniowania widzialnego. Wydajność wzmacniacza wynosi ok. 5000 razy. Wylicza się ją ze stosunku wartości luminancji na wyjściu (ok. 75 nit) do luminancji ekranu fluorescencyjnego (0,014 nit).



Pogorszenie kontrastu na wyjściu wzmacniacza może być spowodowane wybijaniem fotonów na anodzie w nieodpowiednim kierunku i powtórny odbiciem od fotokatody (emisja dodatkowego elektronu), detekcją elektronów z różnych kierunków w tym samym miejscu, grubością scyntylatora (rozmycie), oddziaływaniem ekranu anody z promieniowaniem X.

8. Dlaczego w angiografii subtrakcyjnej dawki ekspozycji są większe niż w klasycznej radiografii?

☐ duże dawki ekspozycji gwarantują zwiększenie stosunku wartości średniej sygnału do wariancji sygnału (szumu), im większa dawka tym większa prawdopodobieństwo wyeliminowania szumów.

9. Co to jest krzywa ROC, zdefiniuj jej osie i narysuj przebieg przykładowy.

Krzywa ROC jest narzędziem, jakim posługują się lekarze w celu określenia poprawności danego badania. Na osi pionowej określa się czułość metody, a na osi poziomej specyficzność metody.

$\text{czułość} = \frac{TP}{TP + FN}$; $\text{specyficzność} = \frac{TN}{TN + FP}$

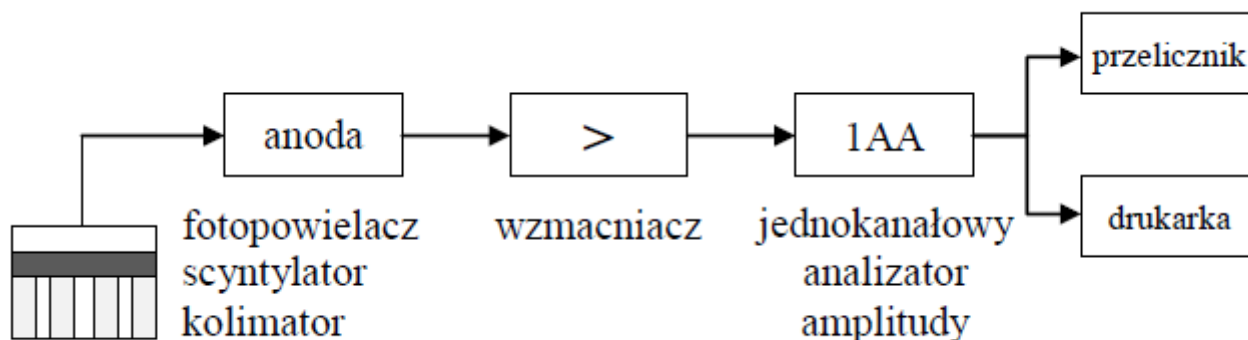
TP - True Positive; TN - True Negative; FP - False Positive; FN - False Negative.

10. Zakładając, że wykonanie obrazowania pewnego narządu człowieka jest możliwe, uszereguj znane metody obrazowania ze względu na: a) ich szkodliwość dla zdrowia pacjenta; b) ich rozdzielczość przestrzenną.

a) (od najmniej szkodliwych) USG i MRI → CT → radiografia i fluoroskopia → → angiografia subtrakcyjna → scyntygrafia

b) (od najlepszej rozdzielczości) angiografia subtrakcyjna → radiografia → fluoroskopia → CT → → MRI → USG → scyntygrafia

11. Narysuj i opisz przykładowy tor akwizycji w scyntygrafii. Po co stosuje się jednokanałowy analizator amplitudy?



Celem stosowania jednokanałowego analizatora amplitudy jest elektroniczna separacja sygnału pochodzącego od cząstek lub kwantów o precyzyjnie wybranym zakresie energii. Zabieg ten pozwala mierzyć ilość interesującego nas izotopu promieniotwórczego w mieszaninie kilku izotopów emitujących promieniowanie o różnym zakresie energetycznym.

12. Rola, budowa i rodzaje okładek wzmacniających w radiografii.

Błony rentgenowskie są bardziej czułe na promieniowanie widzialne niż rentgenowskie, dlatego niemal wszystkie urządzenia do obrazowania rentgenowskiego są wyposażone w okładki wzmacniające, których zadaniem jest przetworzenie kwantu promieniowania X na światło widzialne, które naświetla błonę rentgenowską w jej najbardziej czułym zakresie widmowym. Istotnym elementem okładek (folii) wzmacniających jest warstwa luminoforu w zawieszynie plastikowej (obecnie wykorzystuje się luminofory ze związków pierwiastków ziem rzadkich, tzw. „fosfory”). Wydajność rejestracji okładek wzmacniających wynosi ok. 5-20%, wyświecania – ok. 20-70%, wydajność zamiany na światło widzialne – ok. 5%.

Rodzaje okładek wzmacniających:

☐ mammograficzne (najcieńsze, nie powodują rozmycia);

- ☐ małowczułe (rozmycie rzędu 0,4 mm);
- ☐ normalne (rozmycie rzędu 0,5 mm);
- ☐ wysokoczule (rozmycie rzędu 0,65 mm).

13. Oblicz prędkość elektronu uderzającego w anodę lampy RTG przy napięciu anodowym 160kV.

Korzystając z równania Einsteina:

$$(\gamma - 1) \cdot m_0 \cdot c^2 = eU$$

gdzie $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}}$ oraz $m_0 c^2 = 511 \text{ keV}$.

$$\left(\frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} - 1 \right) \cdot m_0 \cdot c^2 = eU \Rightarrow \frac{1}{\sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}}} = \frac{eU}{m_0 c^2} + 1 \Rightarrow \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}} = \left(\frac{eU}{m_0 c^2} + 1 \right)^{-1} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow 1 - \frac{v^2}{c^2} = \left(\frac{eU}{m_0 c^2} + 1 \right)^{-2} \Rightarrow v^2 = c^2 \left(1 - \left(\frac{eU}{m_0 c^2} + 1 \right)^{-2} \right) \Rightarrow v = c \sqrt{1 - \left(\frac{eU}{m_0 c^2} + 1 \right)^{-2}}$$

Dla napięcia anodowego 160kV:

$$v = c \sqrt{1 - \left(\frac{160 \text{ keV}}{511 \text{ keV}} + 1 \right)^{-2}} \cong 0,65c$$

Dla napięcia anodowego 150keV:

$$v = c \sqrt{1 - \left(\frac{150 \text{ keV}}{511 \text{ keV}} + 1 \right)^{-2}} \cong 0,63c$$

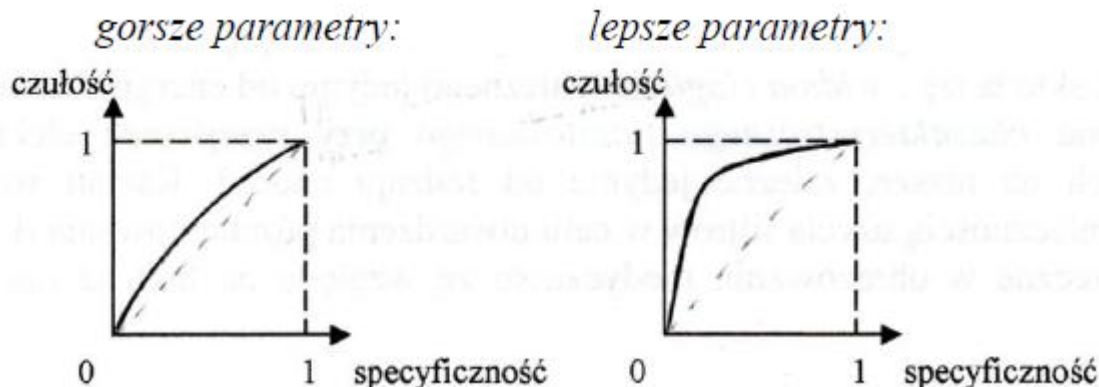
14. System obrazowy składa się z dwóch części o następujących funkcjach przenoszenia modulacji:

$MTF_a = 1$, dla $\omega < \omega_a \exp - \omega - \omega_a$, dla $\omega \geq \omega_a$ $MTF_b = 1$, dla $\omega < \omega_b \exp - \omega - \omega_b$, dla $\omega \geq \omega_b$

Ile razy spadnie kontrast sygnału wejściowego o częstotliwości przestrzennej $\omega_s = \omega_a + \omega_b$ po przejściu przez ten system? $MTF_{\omega} = MTF_a \omega \cdot MTF_b \omega$ $MTF_{\omega_s} = \exp - \omega_a + \omega_b$

\Rightarrow kontrast sygnału wejściowego po przejściu przez system spadnie $e^{\omega_a + \omega_b}$ razy.

15. Narysuj dwie krzywe ROC, z których jedna sugerowałaby lepsze parametry diagnostyczne w stosunku do drugiej i zdefiniuj obie osie wykresu.



16. Podaj używane jednostki dawki ekspozycyjnej, pochłoniętej i równoważnika dawki i omów te pojęcia.

DAWKA EKSPOZYCYJNA – stanowi określoną sumę ładunków elektrycznych jonów jednego znaku, które są wytworzone w określonej jednostce masy powietrza. Jednostką dawki ekspozycyjnej jest **kulomb na kilogram** ($C \cdot kg^{-1}$), dawniej używaną jednostką był **rentgen** ($1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$).

DAWKA POCHŁONIĘTA – średnia ilość energii przekazana przez promieniowanie jednostce masy danego ciała. Jednostką dawki pochłoniętej jest **grej** ($1Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$), dawniej używaną jednostką był **rad** ($1rd = 0,01Gy$).

DAWKA RÓWNOWAŻNA – pojęcie pochodne od dawki pochłoniętej. Jest to ilość energii, którą deponuje cząstka w materii żywej (tkance, organie) przez którą przechodzi, z uwzględnieniem skutków biologicznych wywołanych przez różne rodzaje promieniowania, otrzymuje się ją w wyniku przemnożenia dawki pochłoniętej przez współczynnik wagowy promieniowania. Jednostką dawki równoważnej jest **siwert** ($1Sv = 1 J \cdot kg^{-1}$).

17. Jaki minimalny rozmiar guza zimnego o wychwycie mniejszym od tkanki normalnej o 25% da się wykryć przy akwizycji równej 5 min. Średnia częstość rejestracji gammakamerą kwantów z obrazu tkanki normalnej wynosi $100 \text{ imp} \cdot \text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$.

Kryterium występowania guza zimnego:

$$n_1 \cdot S \cdot \Delta t + k \cdot \sqrt{n_1 \cdot S \cdot \Delta t} < n_0 \cdot S \cdot \Delta t$$

$$n_0 = 100 \frac{\text{imp}}{\text{cm}^2 \cdot \text{s}}; n_1 = 0,75n_0; \Delta t = 300\text{s}; S = ?$$

$$n_0 \cdot S \cdot \Delta t - 0,75n_0 \cdot S \cdot \Delta t > k \cdot \sqrt{0,75n_0 \cdot S \cdot \Delta t}$$

$$0,25n_0 \cdot S \cdot \Delta t > k \cdot \sqrt{0,75n_0 \cdot S \cdot \Delta t}$$

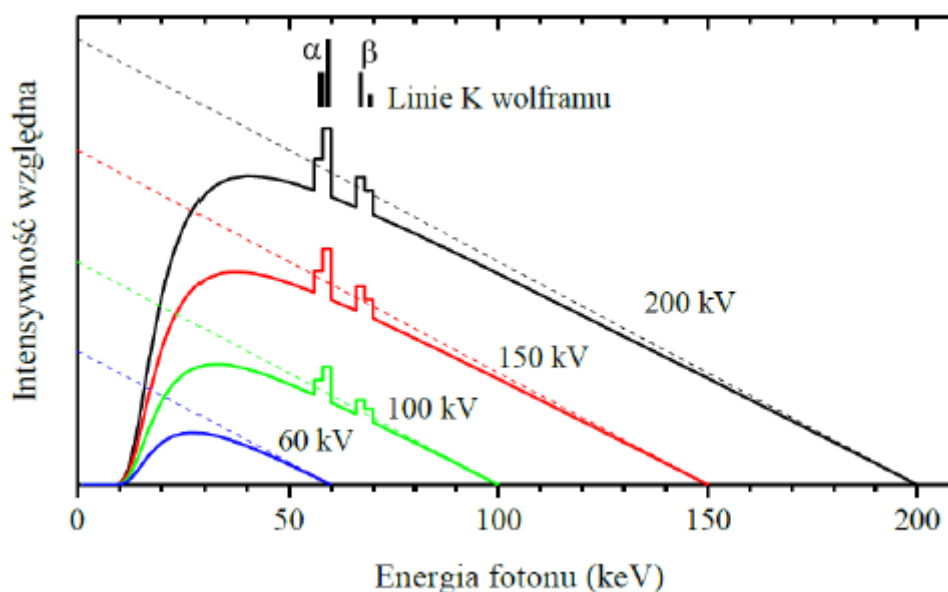
$$\frac{1}{16} n_0^2 \cdot S^2 \cdot \Delta t^2 > k^2 \cdot \frac{3}{4} n_0 \cdot S \cdot \Delta t$$

$$S > k^2 \frac{12}{n_0 \cdot \Delta t} = k^2 \frac{12}{100 \cdot 300} = 0,0004k^2 [\text{cm}^2]$$

Przykładowo dla $k = 3$ (wynik pomiaru znajdzie się w przedziale $\pm 3\sqrt{n_1 \cdot S \cdot \Delta t}$ z prawdopodobieństwem $p = 0,99$):

$$S_{\min} = 0,0036 \text{ cm}^2 = 0,36 \text{ mm}^2$$

18. Podaj i wyjaśnij kształt widma promieniowania X z lampy RTG.



Teoretyczny kształt widma promieniowania X narysowano linią przerywaną. Widmo rzeczywiste promieniowania X składa się z **widma ciągłego** (zależnego jedynie od energii elektronów padających na anodę) oraz **widma charakterystycznego** (emitowanego przy przejściach elektronów w atomach z powłok wyższych na niższe, zależne jedynie od rodzaju anody). Kształt widma rzeczywistego związany jest z koniecznością użycia filtrów w celu utwardzenia promieniowania (kwanty o zbyt niskiej energii są bezużyteczne w obrazowaniu medycznym ze względu na fakt, iż nie wydostaną się one z organizmu).

19. Wady i zalety trybu LIST MODE w procesie akwizycji w scyntygrafii.

☐ **wady:** tryb pamięciożerny (tworzone są listy adresów wszystkich przychodzących kwantów γ), nie pozwala na podgląd „na żywo”;

☐ **zalety:** pozwala na odtworzenie dowolnej dynamiki.

20. Jaka jest rozdzielczość przestrzenna w scyntygrafii planarnej i co ją ogranicza?

Rozdzielczość przestrzenna w scyntygrafii planarnej zależy głównie od trzech parametrów: **rozdzielczości własnej** (zdolność kamery do precyzyjnego określenia lokalizacji rejestracji fotonu przez kryształ, wpływa na nią ilość zastosowanych fotopowielaczy, grubość kryształu scyntylicyjnego), **rozdzielczości kolimatora** (wynikającej z konstrukcji kolimatora oraz jego położenia względem źródła promieniowania) oraz ograniczenia rozdzielczości przez **nieliniowość konwersji** promieniowania widzialnego na sygnał elektryczny. W układzie pomiarowym jest również niezwykle istotna **lokalizacja izotopu**, lub inaczej lokalizacja obrazowanego narządu co wpływa na całkowitą rozdzielczość pomiarową. W przypadku narządów położonych głęboko występuje rozproszenie promieniowania w obiekcie, stąd utrudniona jest identyfikacja źródła promieniowania. Rozdzielczość przestrzenna może przyjmować zatem różne wartości, zależnie od użytych parametrów, jednak przeważnie zawiera się w przedziale 10–2mm. Uzyskuje się jednak jedynie obrazu dwuwymiarowe, trzeci wymiar przestrzenny nie jest uzyskiwany.

21. Opisz tor akwizycji w scyntygrafii (gammakamera). Wyjaśnij, w jaki sposób zostają utworzone obrazy dynamiczne w pamięci komputera.

Tworzenie obrazów dynamicznych w scyntygrafii:

☐ wielokrotne powielanie obrazów statycznych (charakterystyczne przy badaniu nerek, zaletą tej metody jest możliwość wyświetlania obrazów na bieżąco, uzyskuje się podgląd „na żywo”);

☐ tryb LIST MODE (tworzenie listy adresów przychodzących kwantów).

22. Co to jest siatka przeciwrozproszeniowa Bucky? Omów jej parametry i (w zależności od nich) zastosowania.

Kratka przeciwrozproszeniowa jest to urządzenie w postaci sztywnej płyty, zbudowane z ołowianych listewek rozdzielonych wypełniaczem z włókien węglowych. Całość kratki zamknięta jest w aluminiowej obudowie. Kratka służy eliminacji promieniowania rozproszonego, które zatrzymuje się lub odbija od listewek.

Aby na zdjęciu RTG nie było „pasków” pochodzących od kratki, stosowane są kratki ruchome. Są one przesuwane w kierunku prostopadłym do listewek.

Rzadziej stosowane są kratki o zogniskowanym układzie listewek (skolimowane) i stałej odległości od ogniska. Takie kratki są nieruchome, ale wymagają dokładnego ustawienia względem ogniska lampy. Parametrami charakteryzującymi kratki przeciwrozproszeniowe są: odległość między listkami (d) oraz wysokość (t). Im wyższy parametr $r=td$, tym większy stosunek promieniowania pierwotnego do promieniowania rozproszonego, zwiększa się również efektywność poprawy kontrastu.

23. W badaniu scyntygraficznym wykryto z prawdopodobieństwem 0,997 guz zimny rejestrując 625 fotonów/piksel. Ile wynosi średnia liczba fotonów na piksel rejestrowana w obrębie tkanki zdrowej, jeśli przyjąć wymiar guza 9 pikseli?

Kryterium występowania guza zimnego:

$$n_1 \cdot p_x + k \cdot \sqrt{n_1 \cdot p_x} < n_0 \cdot p_x$$

$$n_1 = 625 \frac{\text{foton}}{\text{piksel}}; p_x = 9 \text{ piksel}; k = 3; n_0 = ?$$

$$\alpha \cdot n_1 p_x - n_1 p_x > k \cdot \sqrt{n_1 p_x}$$

$$(\alpha - 1)n_1 p_x > k \cdot \sqrt{n_1 p_x}$$

$$(\alpha - 1)^2 n_1^2 p_x^2 > k^2 n_1 p_x$$

$$(\alpha - 1)^2 > \frac{k^2}{n_1 p_x}$$

$$\alpha > \frac{k}{\sqrt{n_1 p_x}} + 1$$

$$\alpha > \frac{k}{\sqrt{n_1 p_x}} + 1 = \frac{3}{\sqrt{625 \cdot 9}} + 1 = 1,04$$

$$n_0 = \alpha n_1 = 1,04 \cdot 625 = 650 \left[\frac{\text{foton}}{\text{piksel}} \right]$$

POMED – Pytania na egzamin

1. Podaj zasadę tworzenia obrazu ultradźwiękowego. Dlaczego używany wzmacniacz ma wykładniczą zależność wzmocnienia w funkcji czasu?

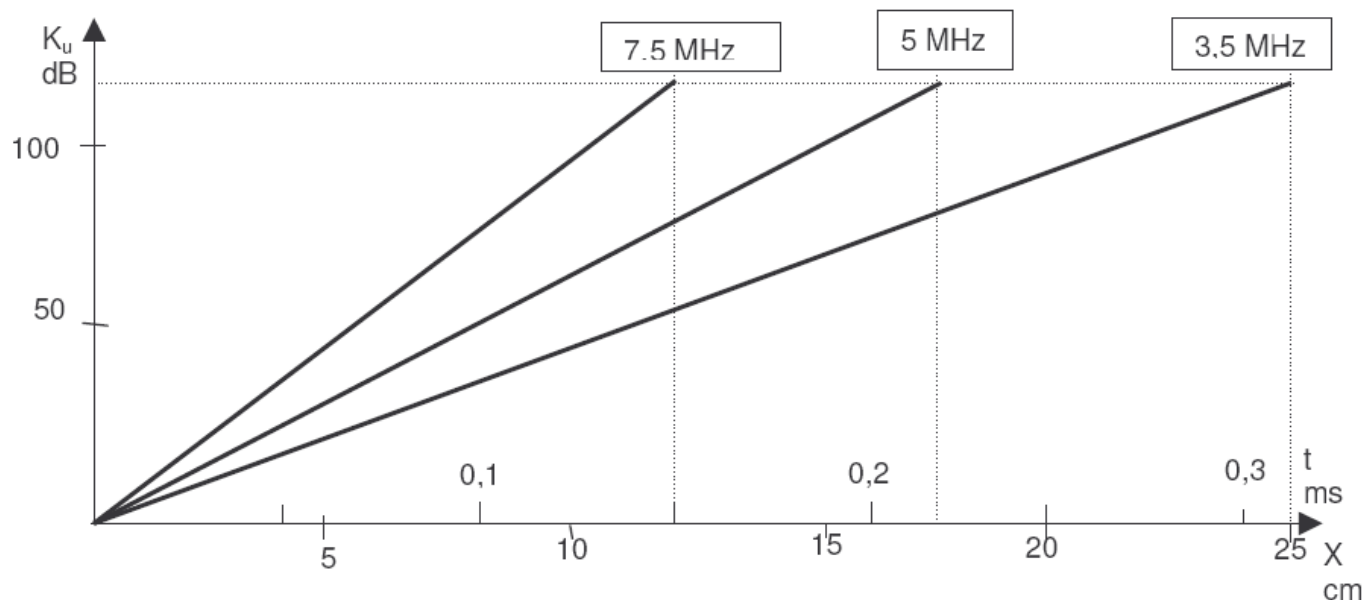
2. Podaj zasadę tworzenia obrazu ultradźwiękowego. Narysuj typowy przebieg amplitudy fali ultradźwiękowej podczas jej rozchodzenia się w ciele ludzkim.

Zasada tworzenia obrazu ultradźwiękowego:

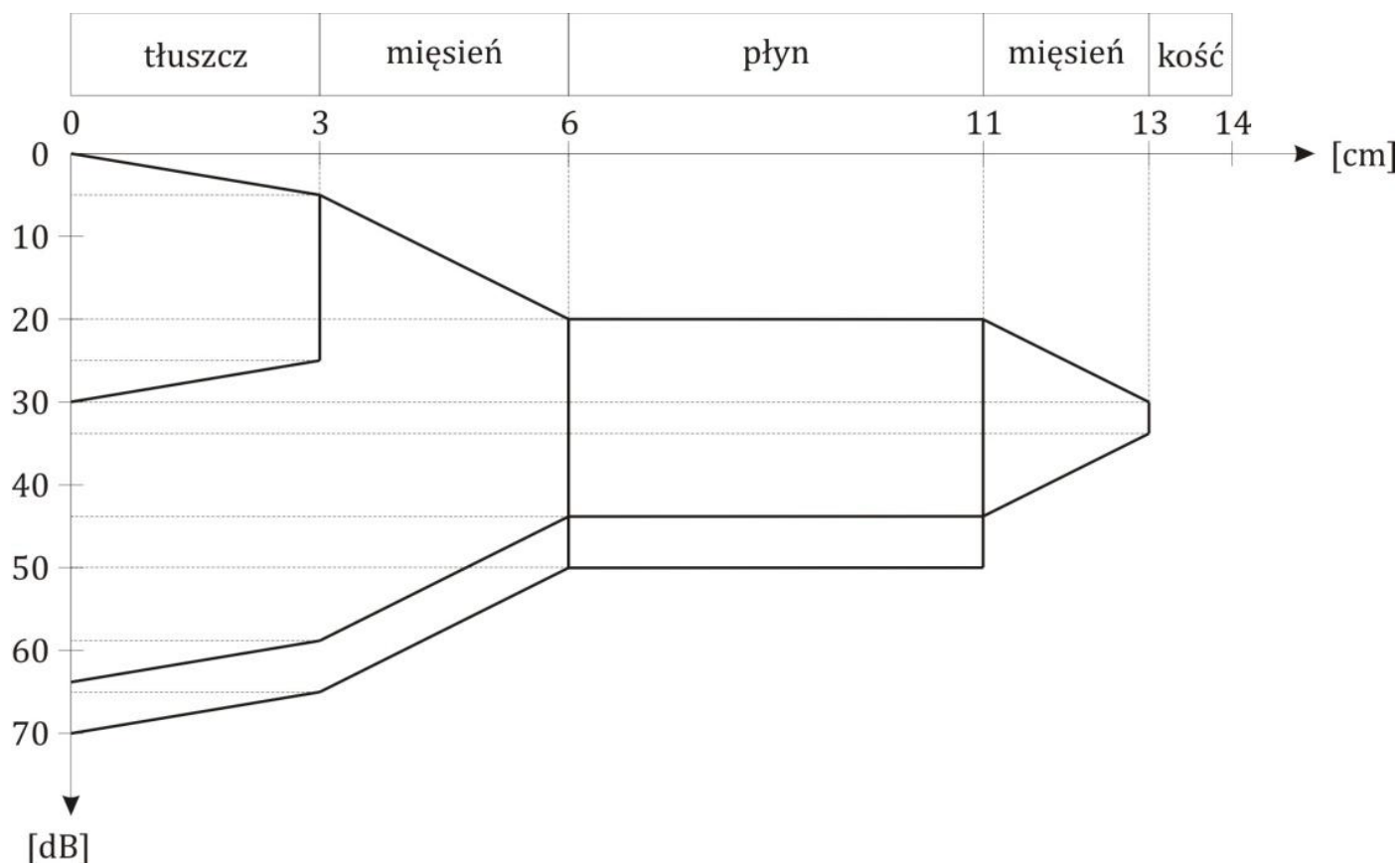
W głowicy ultrasonografu znajdują się przetworniki (pełniące role nadajnika i odbiornika fal akustycznych) wykonane z ceramicznych materiałów piezoelektrycznych (ceramicznych, polimerów lub kompozytów), które charakteryzują się wysoką sprawnością zmiany energii elektrycznej na akustyczną. Wytworzone na głowicy fale ultradźwiękowe wysłane są do wnętrza organizmu gdzie odbijają się od badanych tkanek – do obrazowania wykorzystywana jest część odbita fali w postaci tzw. powracającego echa, które analizowane jest pod kątem położenia i intensywności. Wykorzystanie zjawiska odbicia fali ultradźwiękowej na granicy ośrodków o różnych gęstościach pozwala na ocenę wielkości, kształtu i struktury narządów wewnętrznych, a w szczególności różnicowanie zmian o charakterze litym od zmian o charakterze płynowym. Po komputerowym przetworzeniu danych na ekranie widoczne są punkty odpowiadające umiejscowieniu odbicia fali. Intensywności echa przyporządkowane są odpowiednim odcieniom ze skali szarości od tonu najciemniejszego (czarnego) dla braku lub bardzo małej intensywności echa, do białego przy bardzo dużym jego natężeniu.

Wykładnicza zależność wzmocnienia w funkcji czasu:

Aby amplitudy impulsów reprezentowały wartości współczynników odbicia na granicach kolejnych obszarów tkanek, musimy uwzględnić osłabienie sygnału na drodze. Chcąc utrzymać ten sam poziom sygnału przez cały czas odbioru ech, nawet z najgłębszych struktur, należy systematycznie powiększać wzmocnienie toru. Regulacja ta nosi nazwę **TGC** od *Time Gain Control*.



Rozchodzenie się fali w ciele ludzkim:



3. Podaj w jaki sposób powstaje obraz ultradźwiękowy typu B.

Prezentacja typu B (ang. *brightness*) – głowica ultradźwiękowa emituje w określonym kierunku wąską wiązkę ultradźwięków a następnie odbiera impulsy echa wracające z tego kierunku. Po ich odsłuchaniu głowica emituje kolejną wiązkę w nowym kierunku obok poprzedniego i odbiera impulsy echa. W ten sposób wiązki ultradźwięków przemiatają całą badaną warstwę. Po przetworzeniu w aparacie USG tworzony jest dwuwymiarowy obraz warstwy wyznaczonej przez kierunki propagacji

ultradźwięków szerokość głowicy. Obraz składa się z pikseli, których położenie jest wyznaczone przez kierunek opóźnienie impulsu echa a jasność zależy od amplitudy wzbudzonego przez echo sygnału elektrycznego.

Amplituda sygnału jest przedstawiana jako jasność punktu, a obraz jest dwuwymiarowy. Jedną osią jest głębokość, a druga – szerokość głowicy.

4. Podaj zasadniczą różnicę przy tworzeniu obrazu tomograficznego i radiograficznego. Do której z tych grup należy zaliczyć obraz USG, a do której scyntygraficzny?

Podział na techniki:

☐ **planarne** (do jakich zalicza się radiografia) – obraz rzutowany jest na płaszczyznę i nie ma informacji na temat jego grubości (dzwuwymiarowa);

☐ **tomograficzne** – informacja zbierana jest z wybranych warstw przekroju i po komputerowej rekonstrukcji daje obraz trójwymiarowy.

Obraz USG zaliczamy do technik tomograficznych, zaś scyntygraficzny do technik planarnych.

6. Jakie czasy TR i TE należy stosować (w stosunku do $T1$ i $T2$), aby kontrast obrazu MRI zależał od: (a) różnic w czasie $T1$, (b) różnic w czasie $T2$?

Kontrast zależny od gęstości protonów (obrazy PD – zależne):

Aby uzyskać obraz PD – zależny, należy pozwolić na całkowite odtworzenie się wektora magnetyzacji podłużnej. Procesy te muszą zachodzić pomiędzy kolejnymi pobudzeniami impulsem $\pi/2$. Zatem sekwencja pobudzająca powinna się charakteryzować:

☐ jak najdłuższy czas repetycji TR ($\gg 3T1$);

☐ jak najkrótszy czas echa TE (≈ 0).

Kontrast zależny od czasu relaksacji podłużnej (obrazy $T1$ – zależne):

Składowa poprzeczna, która jest źródłem sygnału FID, zależy od składowej podłużnej magnetyzacji w chwili pobudzenia, więc aby uzyskać obraz $T1$ – zależny, należy nie pozwolić na całkowite jej odtworzenie pomiędzy kolejnymi pobudzeniami. Sekwencja taka powinna charakteryzować się:

☐ czas repetycji $TR \approx T1$;

☐ jak najkrótszy czas echa TE (≈ 0).

Kontrast zależny od czasu relaksacji poprzecznej (obrazy $T2$ – zależne):

Aby uzyskać obraz $T2$ – zależny należy zminimalizować wpływ czasu $T1$, na końcowy obraz wpływa jednak również gęstość protonowa. Sekwencja pobudzająca charakteryzuje się:

☐ jak najdłuższy czas repetycji TR ($\gg 3T1$);

☐ czas echa $TE \approx T2$.

7. Opisz sekwencję czasową spin-echo.

Na sekwencję spin-echo składają się dwa impulsy pobudzające: $\pi/2$ i π . Zadaniem pierwszego impulsu jest „położenie” makroskopowego wektora magnetyzacji w płaszczyźnie XY (w celu zapewnienia maksymalnej możliwej amplitudy odbieranego sygnału), drugi spełnia funkcję „synchronizatora” spinów.

Impuls π następuje po czasie TI (ang. *Inversion Time*) od pobudzenia impulsem $\pi/2$, spiny ulegają wówczas inwersji, w wyniku czego po czasie $TE=2TI$ (ang. *Echo Time*) pojawi się sygnał echa.

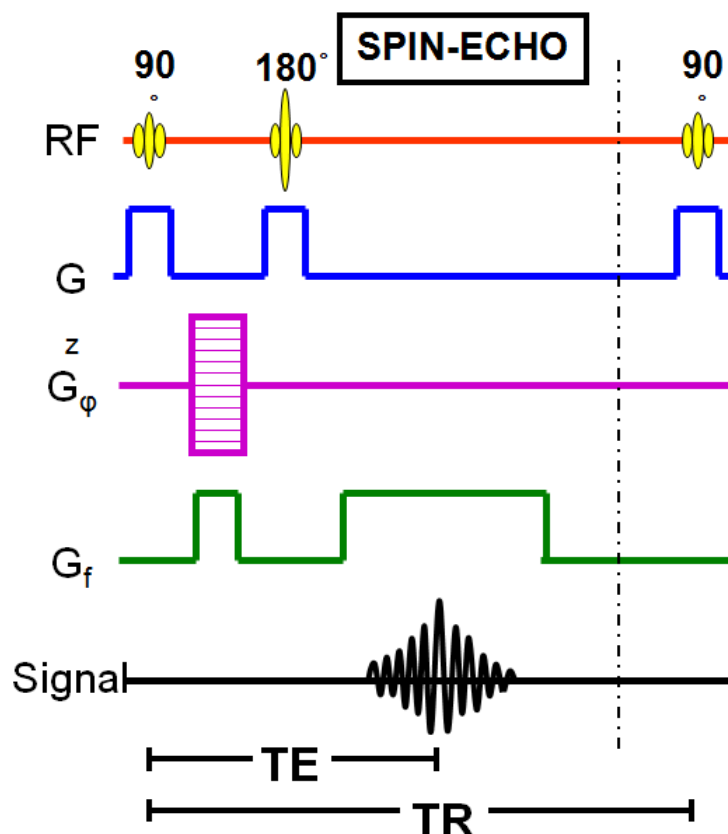
Następnie po czasie TR (ang. *Repetition Time*) następuje kolejny impuls $\pi/2$. Czas TE nie może być krótszy niż podwojony czas trwania sygnału FID.

Impulsy radiowe:

Wydobywanie informacji o ilości atomów w badaniu NMR polega zatem na nadaniu fali radiowej i odbiorze sygnału, jaki w odpowiedzi nadają woksele. Sygnał ten zanika po pewnym czasie. Jeśli emisja kolejnej wzbudzającej fali radiowej nastąpi zbyt szybko, pobudzony uprzednio woksel nie będzie w stanie pochłonąć takiej samej jak poprzednio ilości energii, należy zatem odczekać pewien określony czas. Stałe czasowe tych procesów: powrotu woksela do stanu równowagi ($T1$) oraz zaniku sygnału ($T2$) są wartościami charakteryzującymi materię w badaniach NMR.

Kodowanie fazowe: Po pobudzeniu wybranej warstwy włączane jest drugie pole gradientowe (*GPE*), prostopadłe do poprzedniego, którego zadaniem jest kontrolowane rozsynchronizowanie protonów. Po jego wyłączeniu protony w całej warstwie wirują ponownie z tą samą prędkością kątową, ale mają różną fazę, której wartość niesie informację o tym, z której warstwy pochodzi sygnał.

Kodowanie częstotliwościowe: W czasie odbioru sygnału przykłada się trzecie pole gradientowe, prostopadłe do dwóch poprzednich (G_{RO}), na skutek czego częstotliwość precesji zmieni się w zależności od położenia, co pozwoli na uzyskanie informacji o miejscu pochodzenia sygnału (określenie trzeciej współrzędnej).



10. Rola magnesu π w badaniu NMR. Czy można go stosować nie tylko wzdłuż osi OX (jak magnesu $\pi/2$), ale wzdłuż osi OY ?

Impuls π (generowany w magnecie π) spełnia funkcję „synchronizatora” spinów. Wiadomo, że sygnał zanika ze stałą czasową T_2^* , która nie jest stałą opisującą badaną tkankę, a wynika z lokalnych niejednorodności pola magnetycznego. Dlatego jeśli po czasie TI (ang. *Inversion Time*) próbka pobudzona zostanie impulsem 180° , spiny ulegną inwersji. Można to interpretować jako zmianę znaku fazy poszczególnych wektorów magnetyzacji poprzecznej. W wyniku tego po czasie $TE=2TI$ (ang. *Echo Time*), pojawi się sygnał echa. Z powodu konieczności bardzo szybkiego przełączania aparatury nie odbiera się sygnału zaraz po wyłączeniu pobudzenia.

Zwyczajowo przyjmuje się, że impuls $\pi/2$ oraz impuls π są nadawane **z tej samej cewki**, jednak nie jest to konieczne.

Impuls π można przyłożyć **zarówno wzdłuż osi OX jak i osi OY** , nie ma to żadnego znaczenia dla samego badania, amplituda sygnału pozostanie zachowana, jedyną różnicą w obu „metodach” będzie odwrócenie fazy sygnału.

11. Czy prędkość przepływu medium przez obrazowany przekrój może wpływać na kontrast w obrazowaniu NMR?

Przy małych prędkościach ($v \approx dTR$; d - grubość warstwy) kontrast jest poprawiany, ponieważ napływają protony o maksymalnych momentach MZ (jeśli przepływ jest prostopadły do wybranej warstwy to po pobudzeniu do kolejnej warstwy przepływa płyn z magnetyzacją zrzuconą na płaszczyznę XY , co powoduje, że jasność obrazu zwiększa się).

Przy prędkościach większych ($v \approx dTE$) z warstwy „uciekają” protony, których moment magnetyczny miał być odczytany (przy bardzo dużych prędkościach przepływów część płynu pobudzonego impulsem $\pi/2$ wypływa pod impulsem π , przez co sygnał jest odbierany tylko z części płynu) i jakość (kontrast) obrazu maleje.