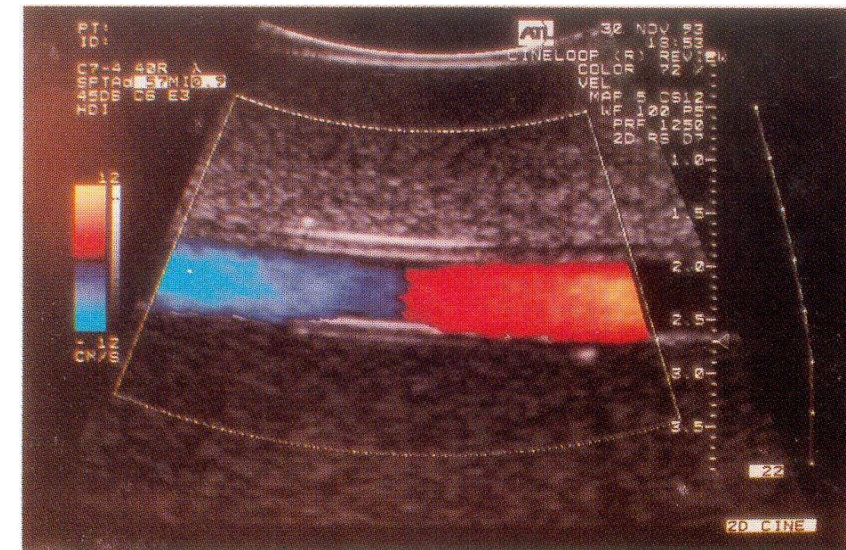


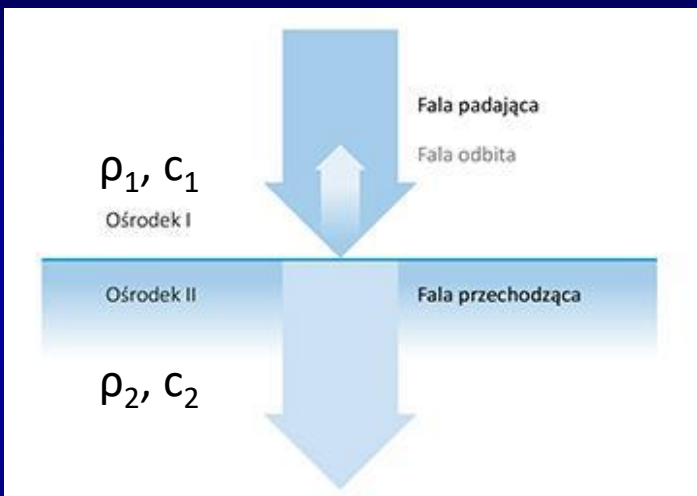
1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami



https://assets.radiopaedia.org/images/27679833/08931dc2bc0235eff099546f4e717d_big_gallery.jpeg

<https://arestomed.pl/wp-content/uploads/2020/03/200306-003.jpg>

1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami



$$Z_i = \rho_i c_i$$

$$\frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

$$\frac{I_r}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

Z_i – impedancja akustyczna

I_i – intensywność wiązki

ρ_i – gęstość ośrodka

C_i – prędkość wiązki w ośrodku

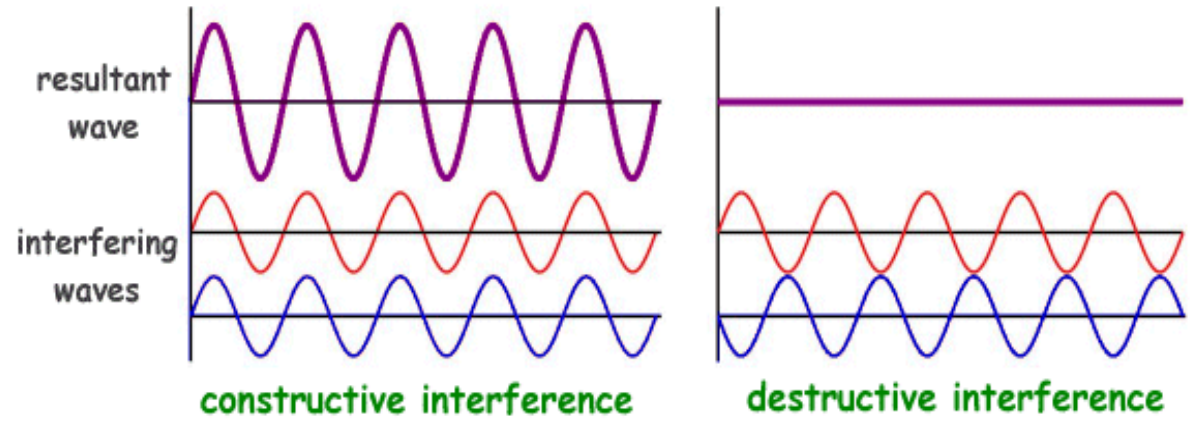
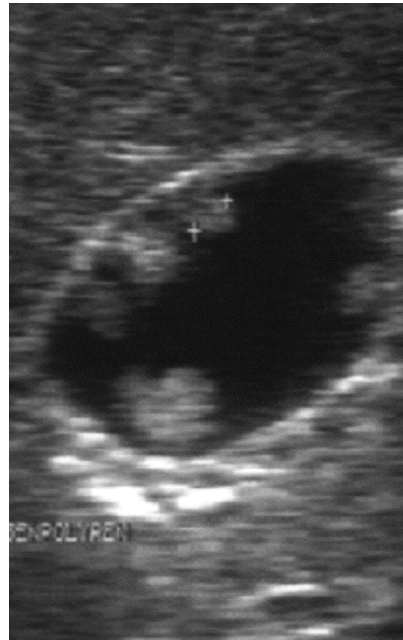
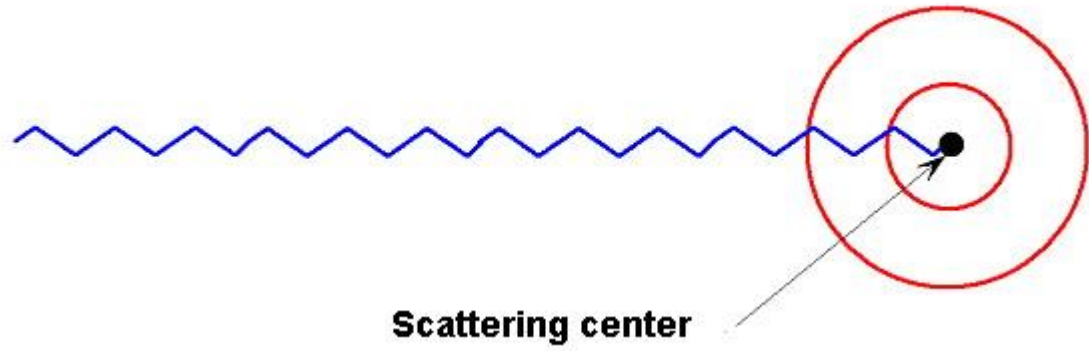
Materiał / tkanka	szybkość dźwięku [m/s]	Impedancja akustyczna (kg m ⁻² s ⁻¹)
Woda	1496	1,49× 10 ⁶
Tkanka tłuszczowa	1476	1,37× 10 ⁶
Tkanka mięśniowa	1568	1,66× 10 ⁶
Nerka	1560	1,62× 10 ⁶
Wątroba	1570	1,66× 10 ⁶
Tkanka kostna	ok. 3500	6,2× 10 ⁶
Powietrze	ok. 340	430

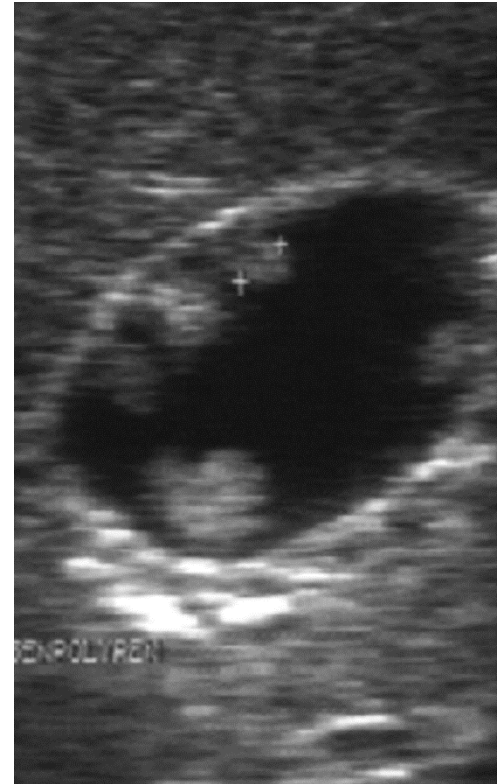
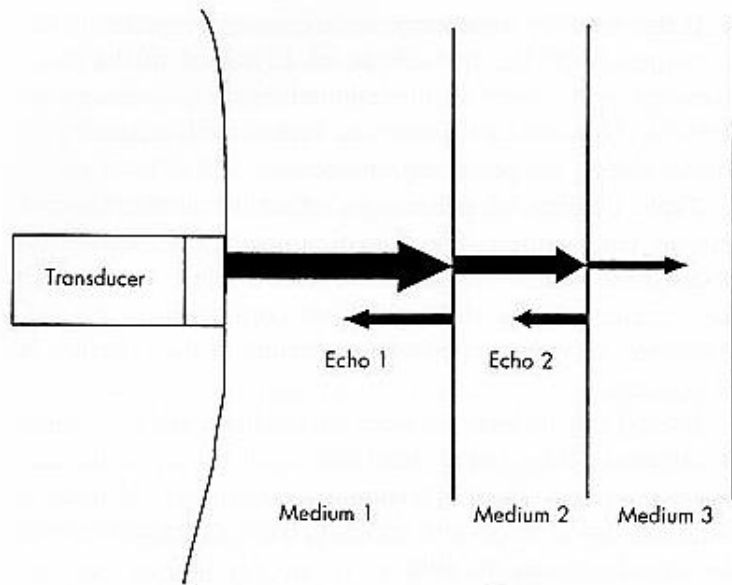
1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami

$Z_i = \rho_i c_i$
 $\frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$
 $\frac{I_r}{I_0} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}$

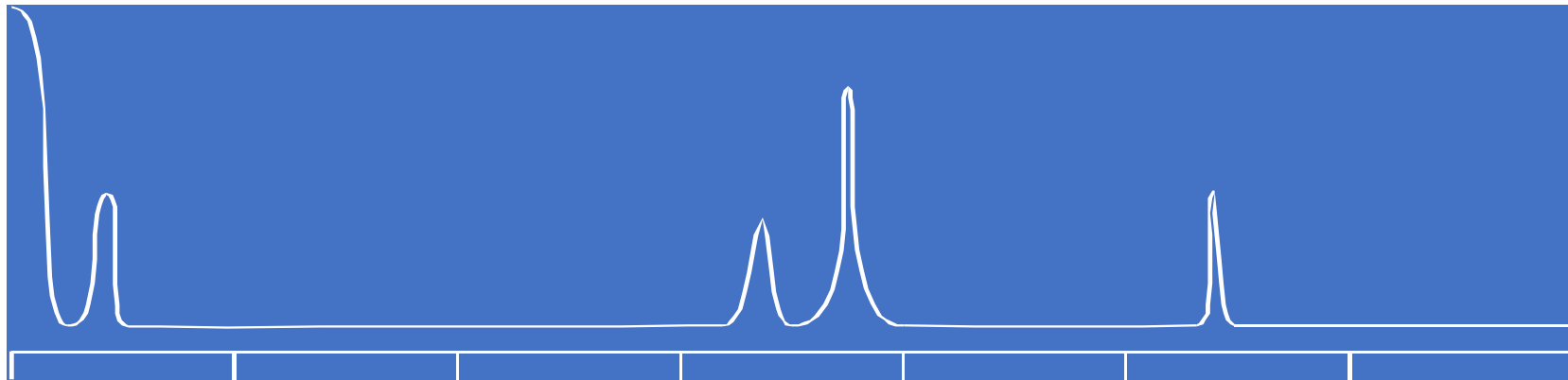
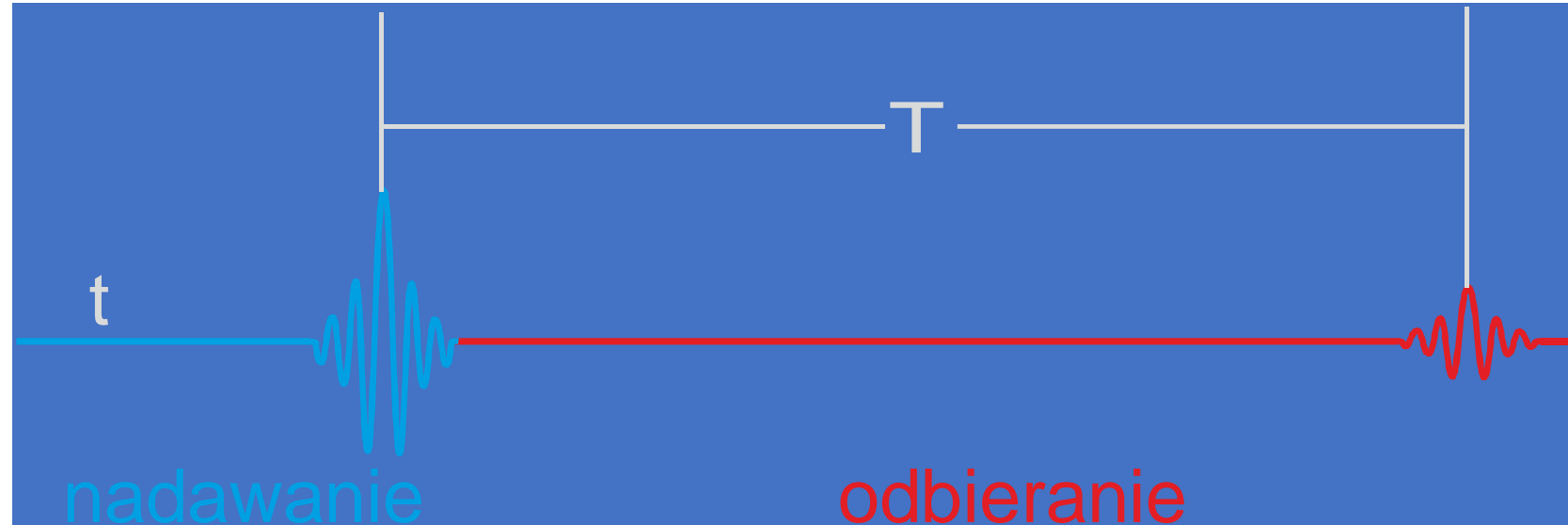
Z_i – impedancja akustyczna
 I_i – intensywność wiązki
 ρ_i – gęstość ośrodka
 c_i – prędkość wiązki w ośrodku

Materiał 1	Materiał 2	$R = I_r / I_0$
Tkanka miękka	Powietrze	0.99
	Płuca	0.52
	Kość	0.43
	Wątroba ☺	0.0079
	Tkanka tłuszczowa ☺	0.0069
	Mięśnie ☺	0.0004



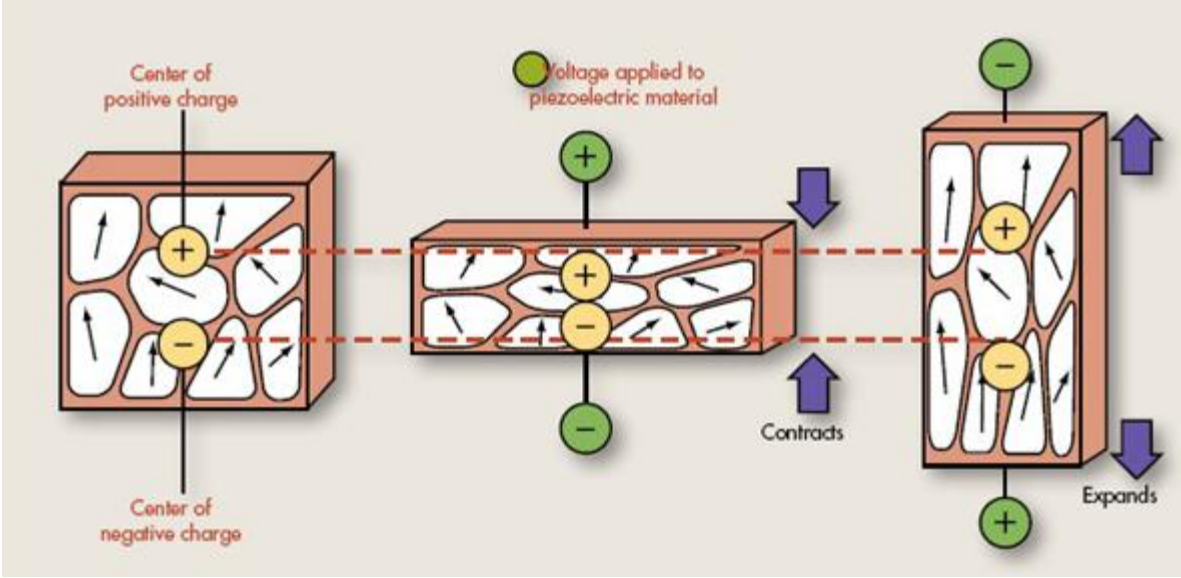
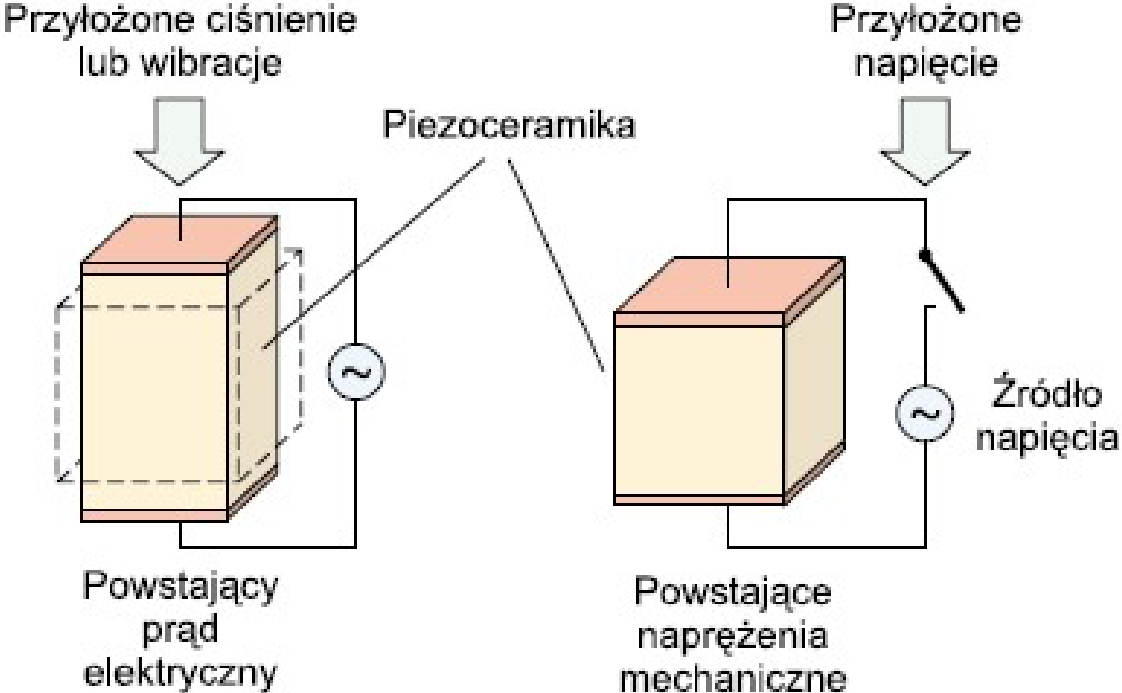


1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami



$$d = T \cdot c$$

1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami



1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami

W tabeli poniżej podano wartości impedancji akustycznej dla powietrza i tkanki miękkiej.

Współczynnik odbicia fali ultradźwiękowej dla dwóch ośrodków o impedancji akustycznej Z_1 i Z_2 dany jest równaniem $IR = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$

	Impedancja akustyczna ($\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$)
powietrze	430
tkanka miękka	$1,63 \times 10^6$

(i) Proszę oszacować współczynnik odbicia pomiędzy powietrzem a tkanką miękką.

(ii) Proszę wyjaśnić, dlaczego warstwa powietrza pomiędzy sondą ultrasonograficzną a skórą pacjenta utrudnia (a właściwie uniemożliwia) badanie z wykorzystaniem ultradźwięków. Jak problem ten można rozwiązać.

1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami

W tabeli poniżej podano wartości impedancji akustycznej dla powietrza i tkanki miękkiej.

Współczynnik odbicia fali ultradźwiękowej dla dwóch ośrodków o impedancji akustycznej Z_1 i Z_2 dany jest równaniem $I_R = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$

	Impedancja akustyczna (kg m ⁻² s ⁻¹)
powietrze	430
tkanka miękka	1,63 × 10 ⁶

(i) Proszę oszacować współczynnik odbicia pomiędzy powietrzem a tkanką miękką.

(ii) Proszę wyjaśnić, dlaczego warstwa powietrza pomiędzy sondą ultrasonograficzną a skórą pacjenta utrudnia (a właściwie uniemożliwia) badanie z wykorzystaniem ultradźwięków. Jak problem ten można rozwiązać.

Impedancja akustyczna to iloczyn gęstości oraz prędkości fali w ośrodku

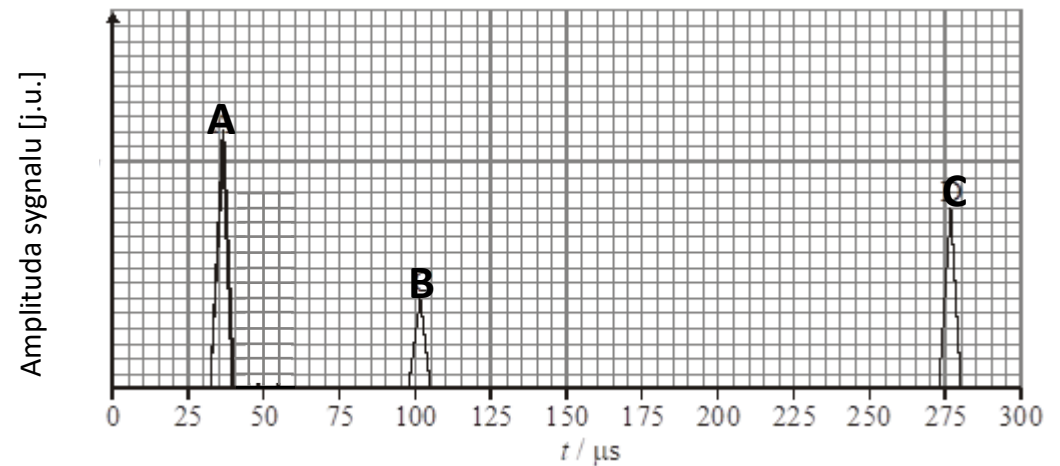
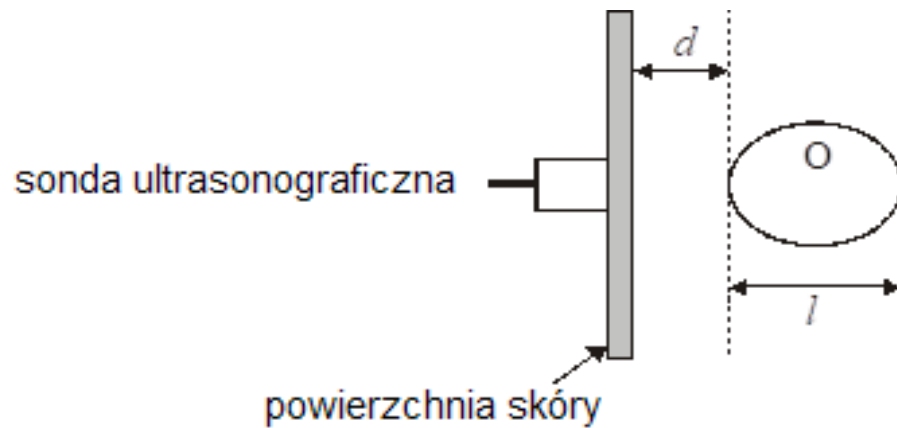
$$(b) \quad (i) \quad I_R = \left(\frac{1.63 \times 10^6 - 430}{1.63 \times 10^6 + 430} \right)^2;$$

$$I_R \approx 1;$$

(ii) Różnica pomiędzy impedancją tkanki i powietrza jest bardzo duża $I_R \approx 1$; większość fal ultradźwiękowych nie jest transmitowana do tkanki, rozwiązaniem jest użycie żelu pomiędzy powierzchnią skóry a sondą.

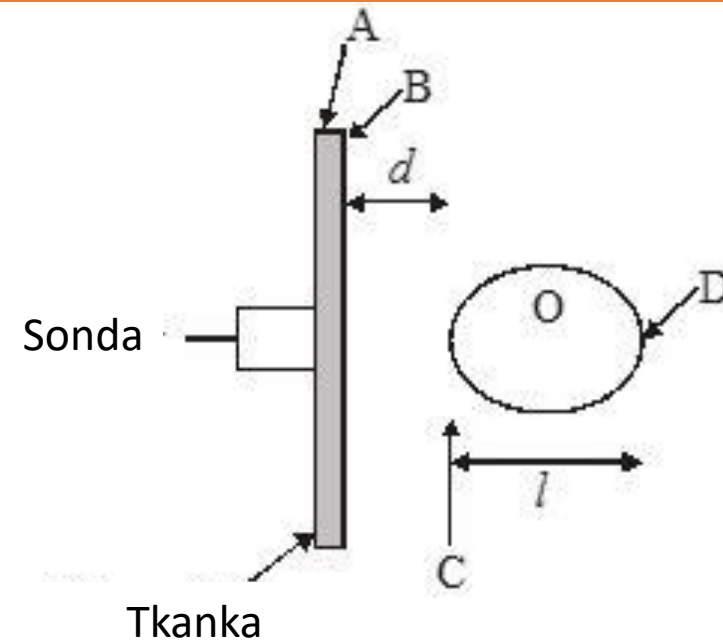
1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami

Na rysunku przedstawiono schemat badania ultrasonograficznego, a na wykresie - względne natężenie impulsu zarejestrowanego przez sondę w funkcji czasu t jaki upłynął pomiędzy wysłaniem a odebraniem przez sondę.



- Proszę wskazać na schemacie miejsca odbicia fali akustycznej oznaczone na wykresie A, B, C.
- Średnia szybkość fali akustycznej w tkance wynosi $1.5 \times 10^3 \text{ ms}^{-1}$. Korzystając z wykresu proszę oszacować głębokość d do narządu O oraz jego długość l .
- Proszę wyjaśnić w jaki sposób można uzyskać obraz w prezentacji B.

1. Ultradźwięki, generowanie, detekcja i oddziaływanie z tkankami



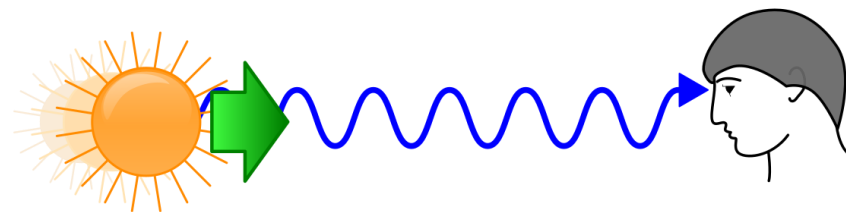
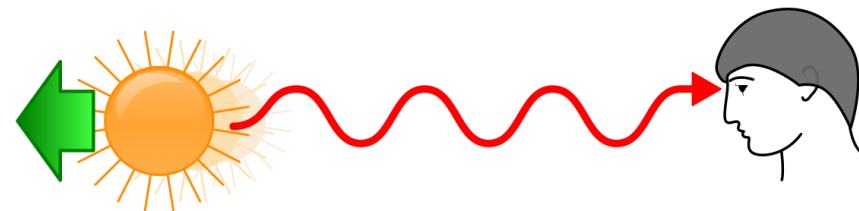
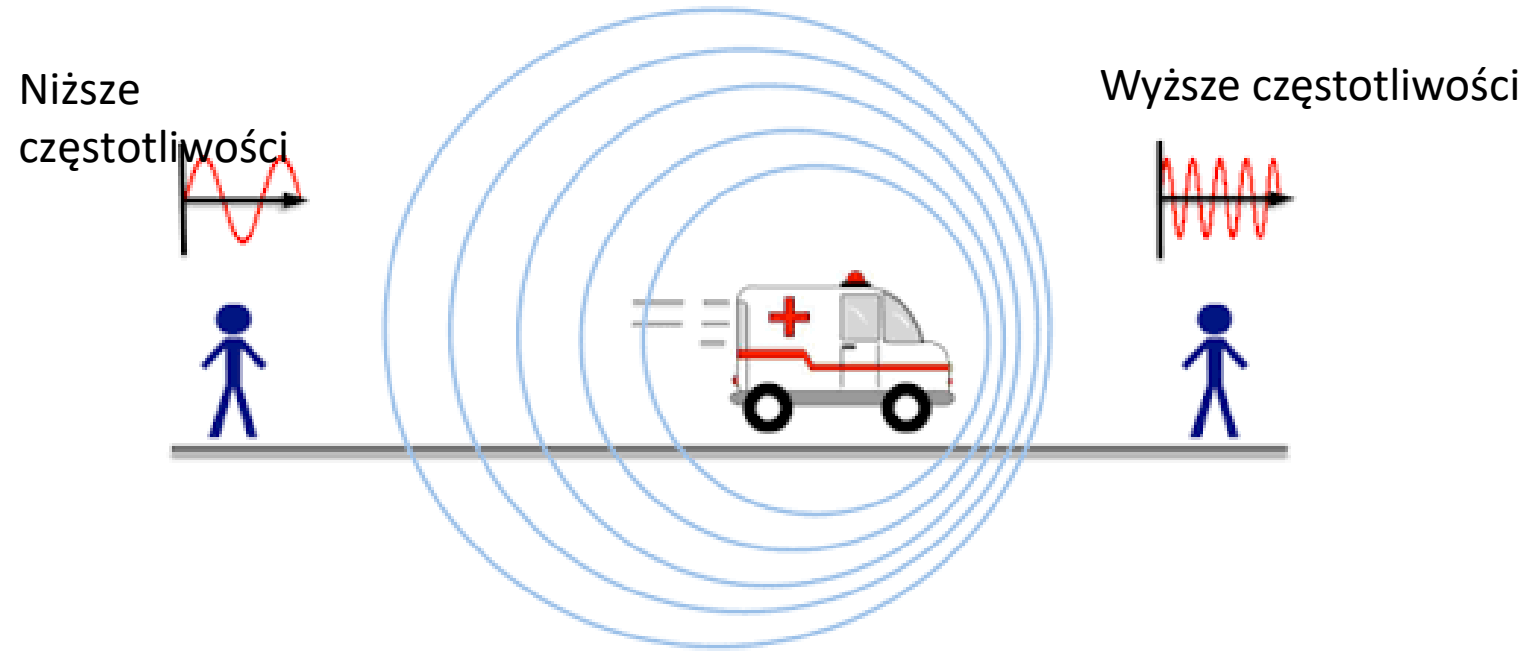
b) impuls pokonuje drogę $2d$ w czasie $50 \mu\text{s}$

$$d = \frac{ct}{2} = \frac{1.5 \times 10^3 \times 50 \times 10^{-6}}{2};$$

$$d = 38 \text{ mm};$$

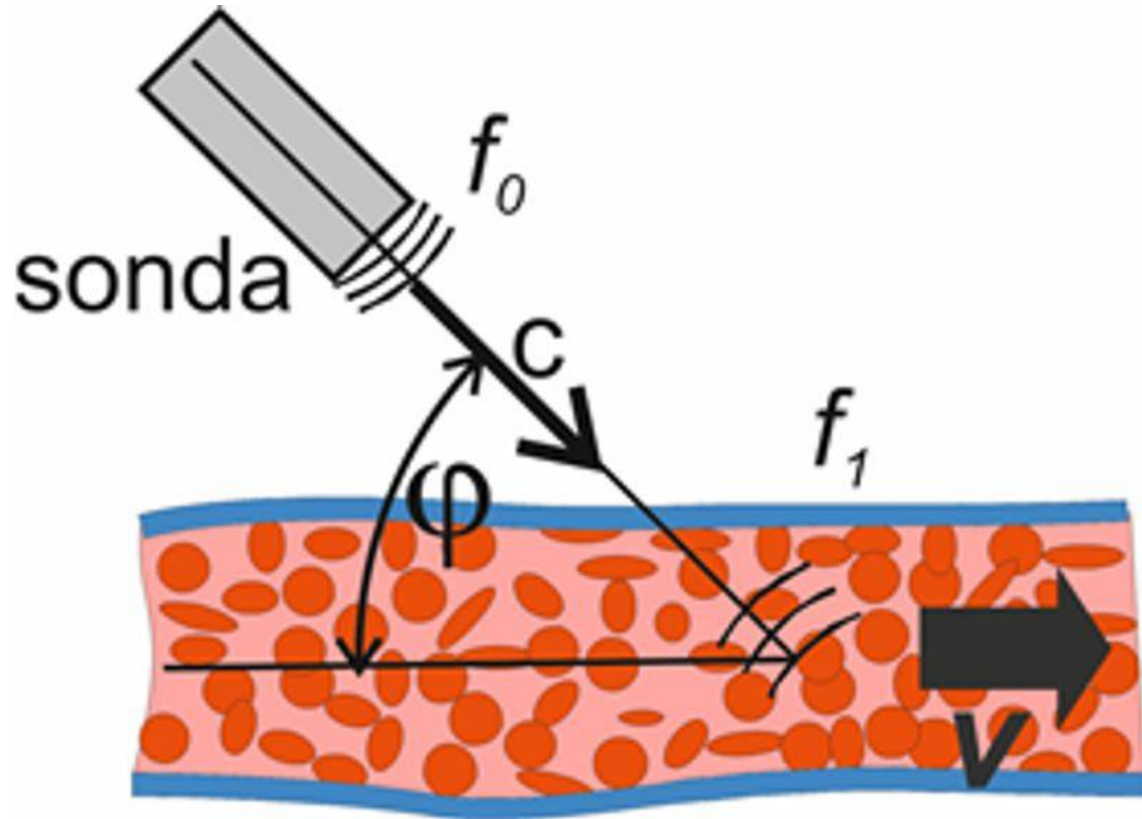
$$l = \frac{1.5 \times 10^3 \times 175 \times 10^{-6}}{2} = 130 \text{ mm};$$

2. Zjawisko Dopplera, ultrasonografia dopplerowska



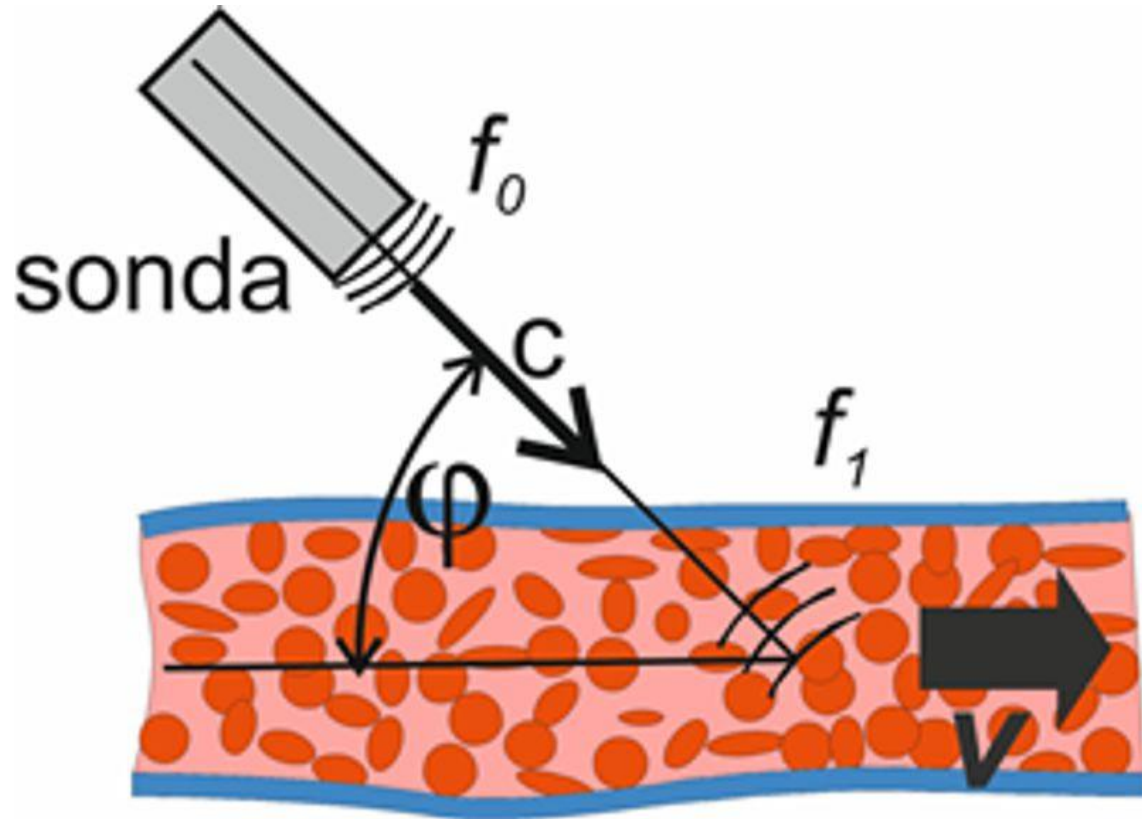
2. Zjawisko Dopplera, ultrasonografia dopplerowska

Proszę obliczyć wartość przesunięcia dopplerowskiego przyjmując, że częstotliwość fali pierwotnej $f_0 = 5$ MHz, szybkość krwinek = 15 cm/s i szybkość dźwięku = 1540 m/s.



2. Zjawisko Dopplera, ultrasonografia dopplerowska

Proszę obliczyć wartość przesunięcia dopplerowskiego przyjmując, że częstotliwość fali pierwotnej $f_0 = 5$ MHz, szybkość krwinek = 15 cm/s i szybkość dźwięku = 1540 m/s.



$$\Delta f = f_1 - f_0$$

$$v = \frac{c \Delta f}{2 f_0 \cos(\varphi)}$$

$$\Delta f = \frac{2 v f_0}{c} = \frac{2 * 0.15 * 5}{1540} \text{ MHz} = 974 \text{ Hz}$$

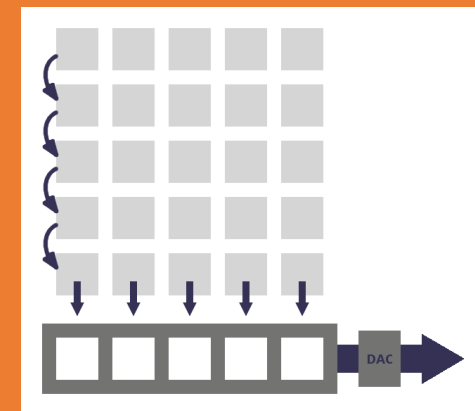
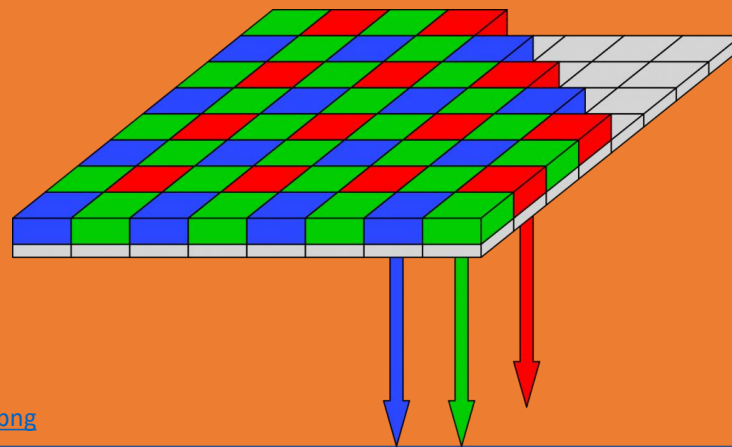
III. Detektory cyfrowe na przykładzie kamery CCD

Proszę omówić zasadę działania kamery CCD.

III. Detektory cyfrowe na przykładzie kamery CCD

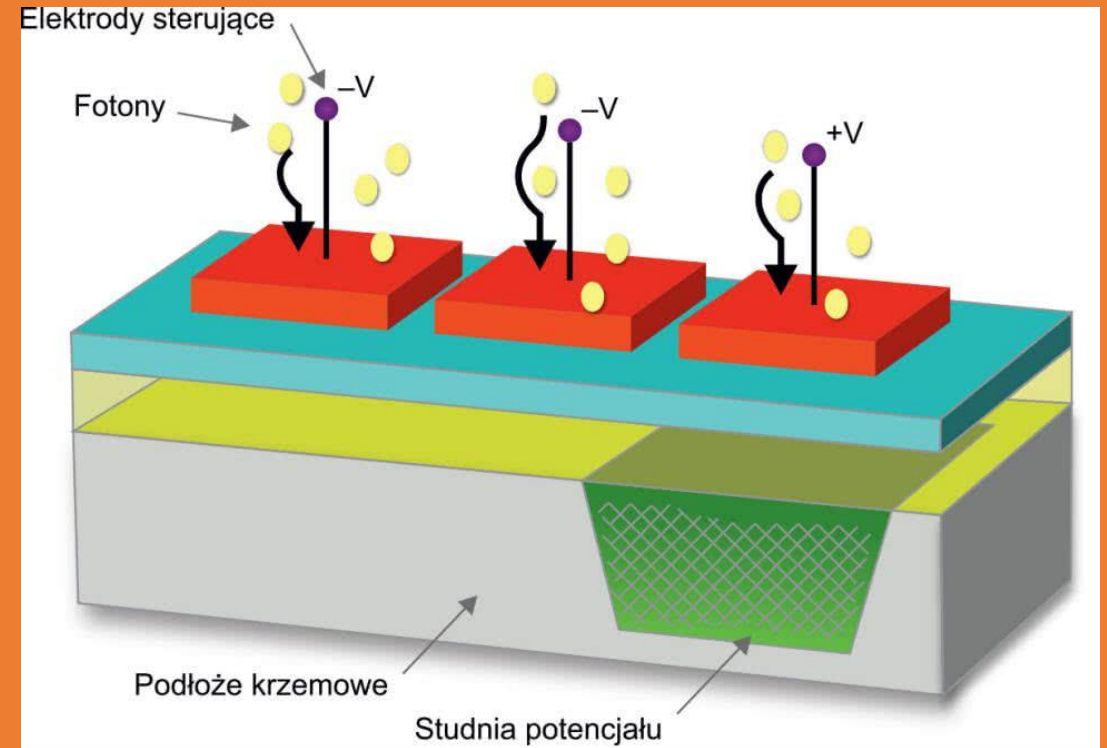
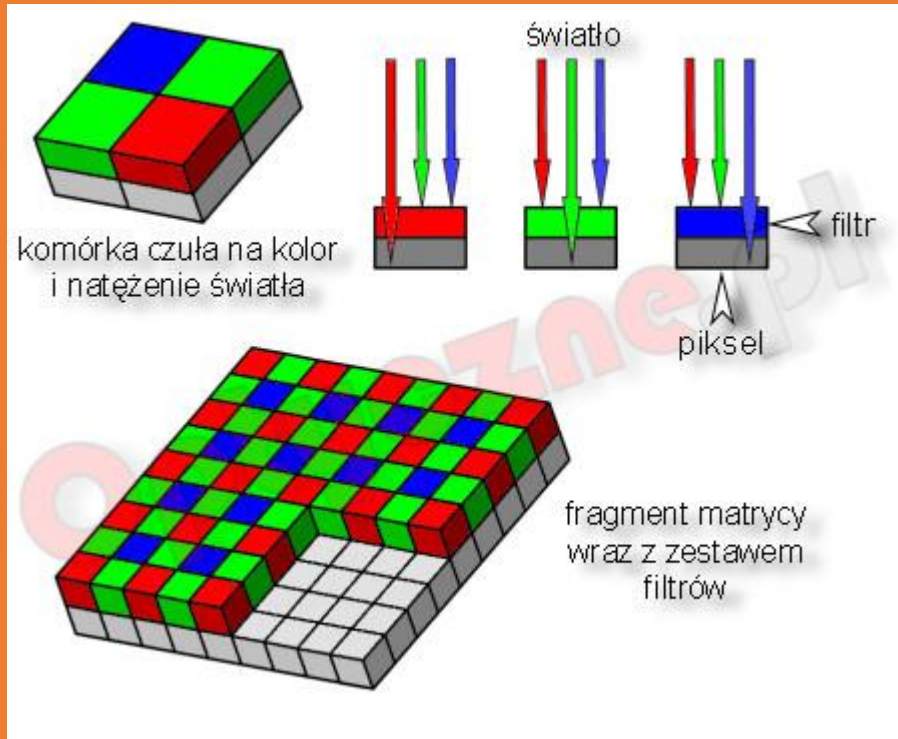
Proszę omówić zasadę działania kamery CCD.

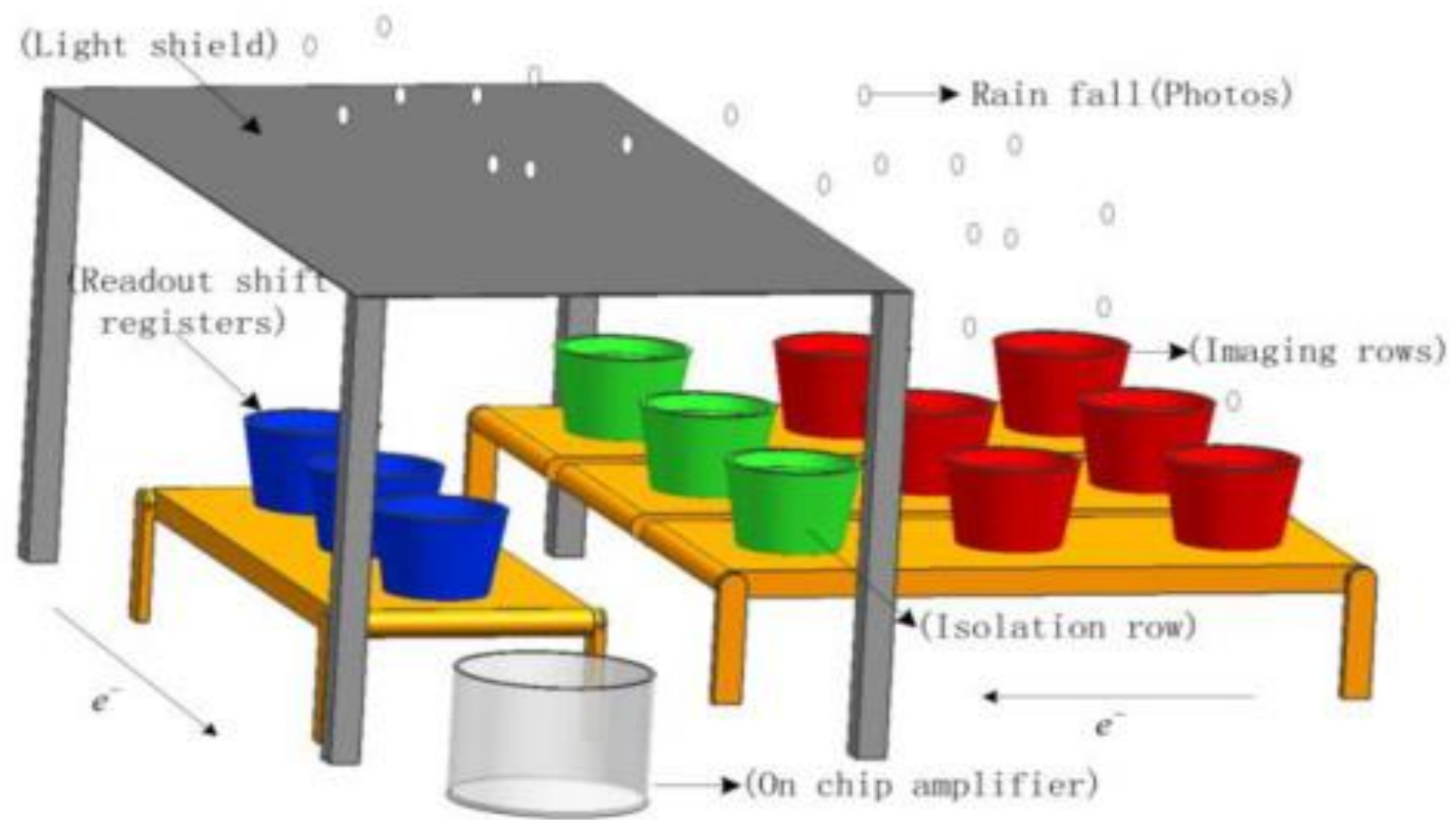
- Światło padające na płytkę krzemową wybija elektrony, które gromadzą się w tzw. studniach potencjału w obszarach zwanych **pikselami**.
- Liczba zgromadzonych ładunków jest proporcjonalna do natężenia padającego światła.
- Zebrane elektrony są następnie konwertowane na napięcia, a te z kolei na dane cyfrowe za pomocą przetworników analogowo – cyfrowych.
- Złożenie informacji ze wszystkich pikseli daje w rezultacie pełny obraz, który jest zapisywany w pamięci.
- Matryce dają informację tylko o natężeniu światła jakie padło w danym czasie na dany piksel.
- Surowy obraz zapisany w pamięci będzie w odcieniach szarości.
- Obraz kolorowy można otrzymać stosując odpowiednie filtry (np. filtr Bayera), które przepuszczają tylko jedną składową światła (np. R, G lub B) – zyskujemy obraz kolorowy, ale kosztem zmniejszenia rozdzielczości matrycy (4 piksele na punkt zamiast 1)



III. Detektory cyfrowe na przykładzie kamery CCD

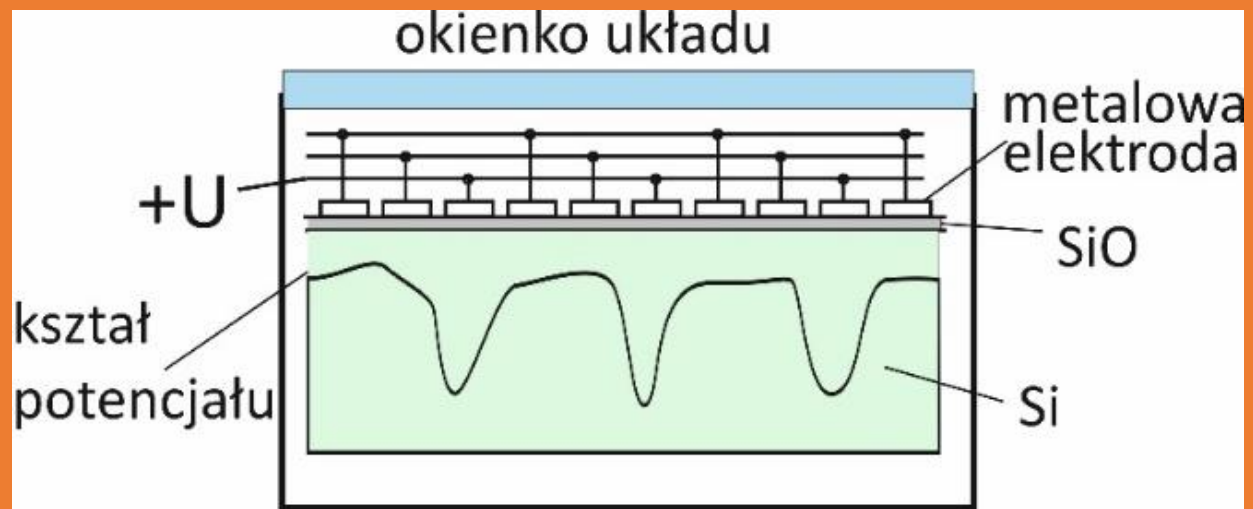
Proszę omówić zasadę działania kamery CCD.





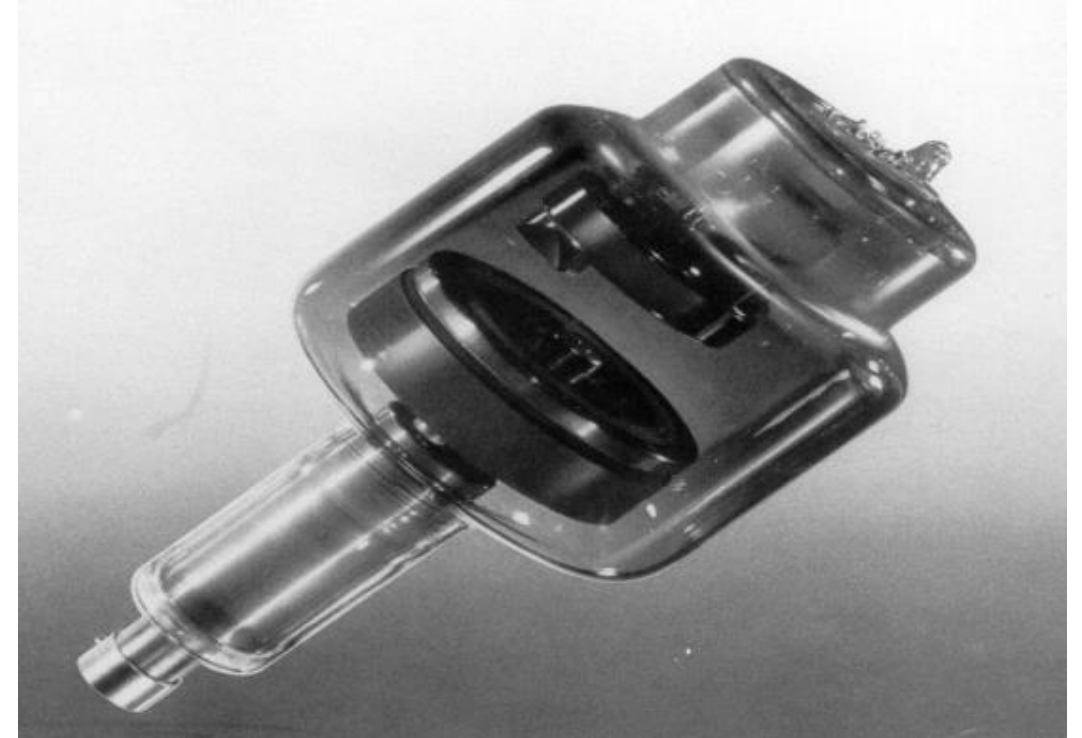
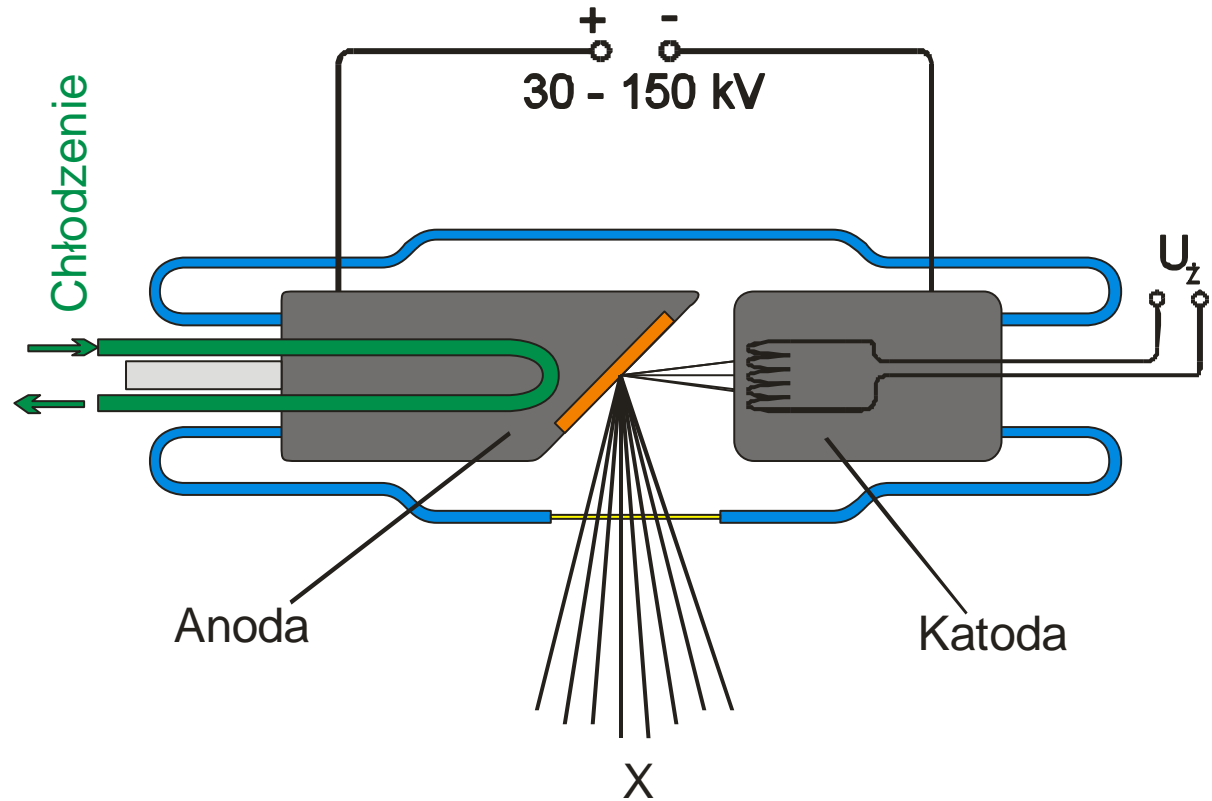
III. Detektory cyfrowe na przykładzie kamery CCD

Proszę omówić zasadę działania kamery CCD.



Budowa układu CCD. Przy tak przyłożonym potencjale jak pokazano na rysunku studnie potencjału gromadzące ładunek pojawiają się tylko w obszarze pikseli spolaryzowanych potencjałem $+U$.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X



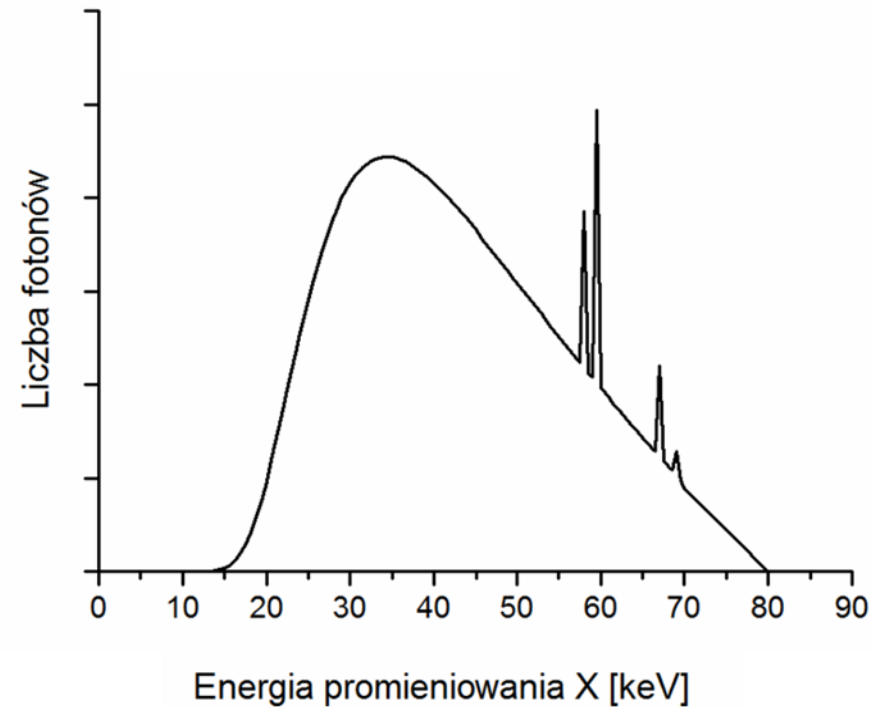
Katoda wchodzi w skład drugiego obwodu, zwanego obwodem żarzenia (U_z – napięcie żarzenia), który rozgrzewa ją do wysokiej temperatury, prowadząc do **termoemisji** elektronów swobodnych.

W polu elektrycznym między elektrodami elektrony zostają przyspieszone, rośnie ich energia kinetyczna, aż w końcu zderzają się z anodą, która staje się źródłem promieniowania X.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Na rysunku przedstawiono widmo promieniowania X emitowanego przez lampę rentgenowską. Proszę:

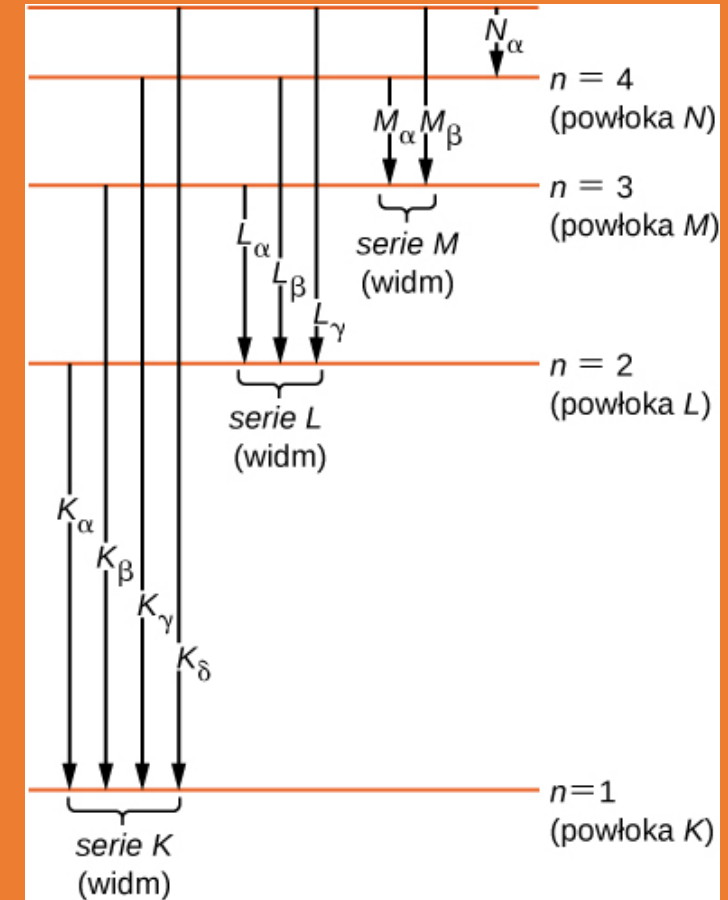
- podać fizyczne efekty odpowiedzialne za powstawanie składowej ciągłej widma oraz 4 pików
- określić napięcie między katodą i anodą lampy
- wyjaśnić, dlaczego nie obserwujemy promieniowania dla zakresu (0 – 15) keV
- określić skład pierwiastkowy materiału anody



3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

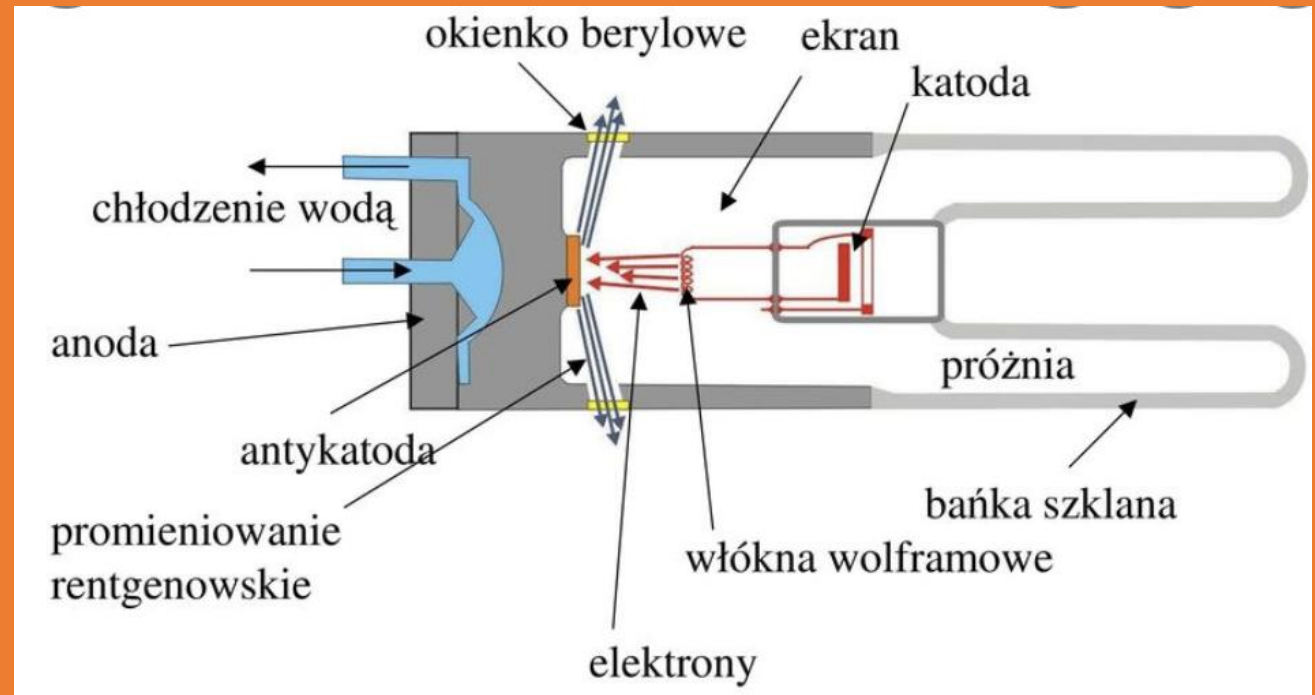
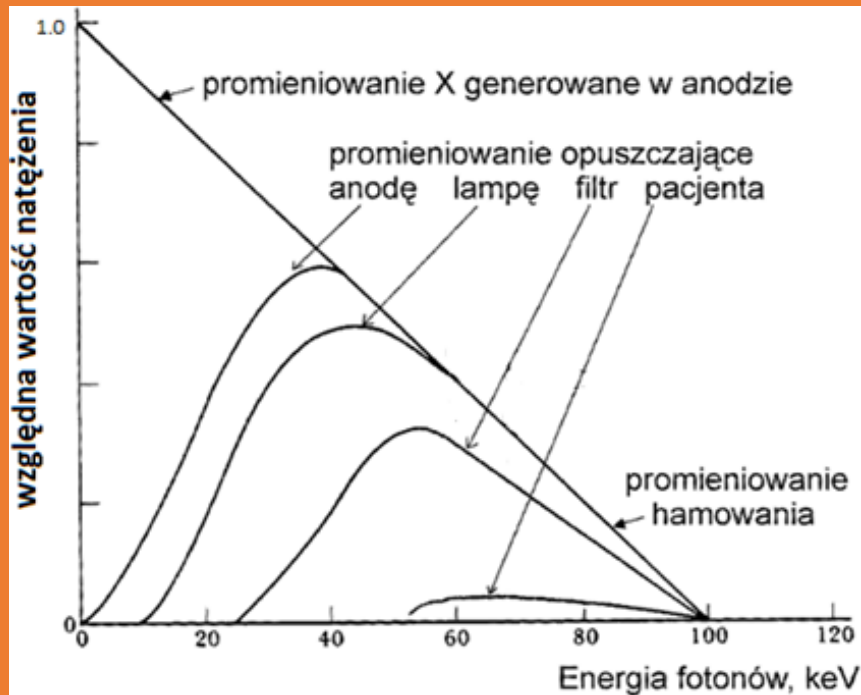
Emisja promieniowania rentgenowskiego może odbywać się na skutek dwóch mechanizmów:

1. Emisja **promieniowania hamowania** podczas bombardowania anody elektronami powstałymi na skutek termoemisji
 - elektrony zderzają się z materiałem anody w różny sposób, tracąc różne ilości energii; możliwe są kilkukrotne zderzenia danego elektronu – w wyniku czego powstaje widmo ciągłe fal o różnej długości
2. Uderzający w anodę elektron **wybija elektron** z atomu anody. Po jonizacji atomów anody w powłoce atomu pozostaje dziura, którą wypełnia elektron „przeskakujący” z wyższych powłok, z czym związana jest emisja **promieniowanie charakterystycznego** o energii równej różnicy energii poziomów między którymi nastąpiło przejście – stąd ostre piki promieniowania charakterystycznego



3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

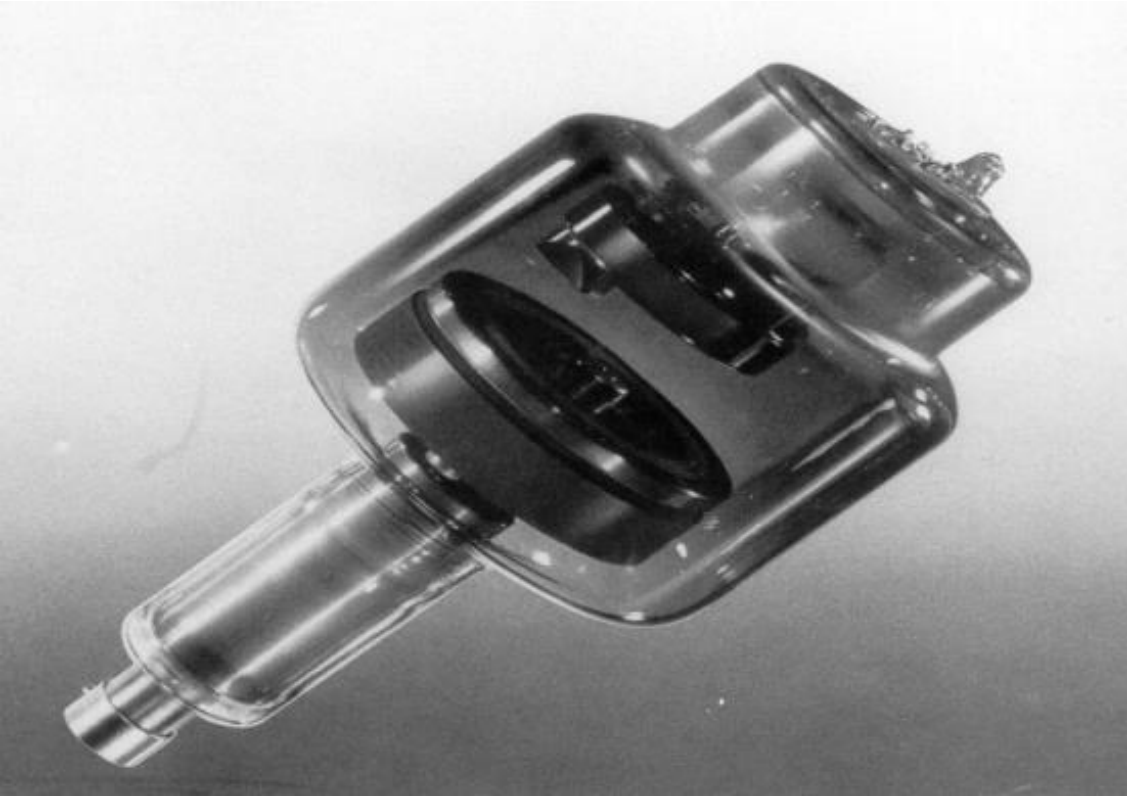
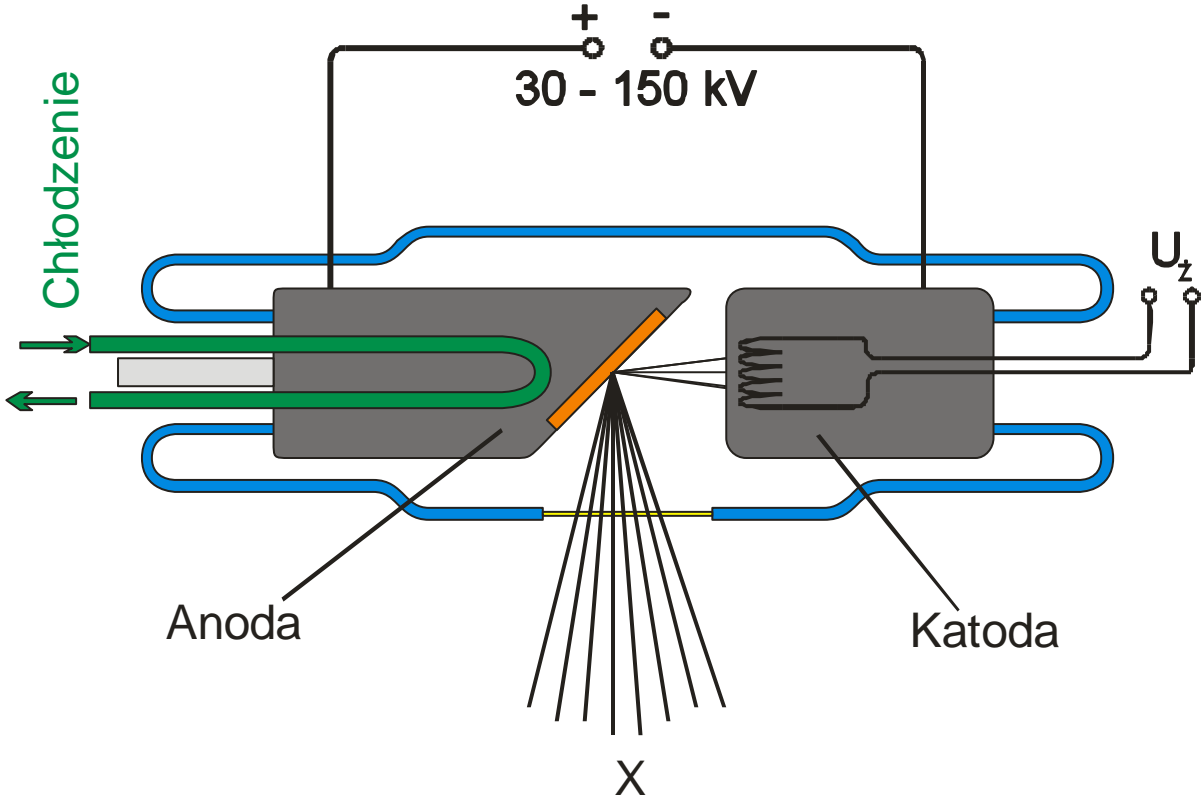
Fotony o energii poniżej 12-15 keV są absorbowane w okienku berylowym, którym promieniowanie opuszcza lampę (tzw. **filtracja własna**)



https://docplayer.pl/docs-images/43/9155747/images/page_14.jpg

https://brain.fuw.edu.pl/edu/index.php/Obrazowanie:Obrazowanie_Medyczne/Methody_obrazowania_medycznego_wykorzystujace_promieniowanie_rentgenowskie

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

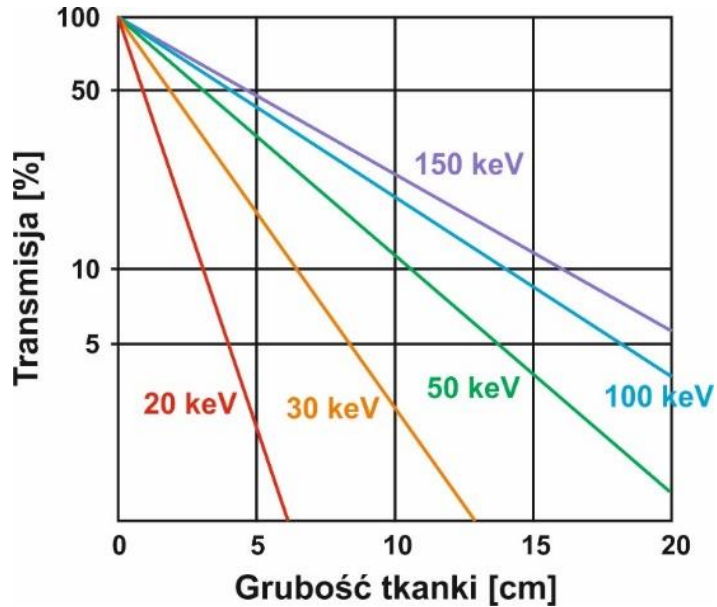


Liczba wyprodukowanych w lampie fotonów X zależy od iloczynu prądu anodowego, I_a , i czasu pracy lampy, t_e . Operator lampy zmienia tzw. **ekspozycję** (ładunek) E :

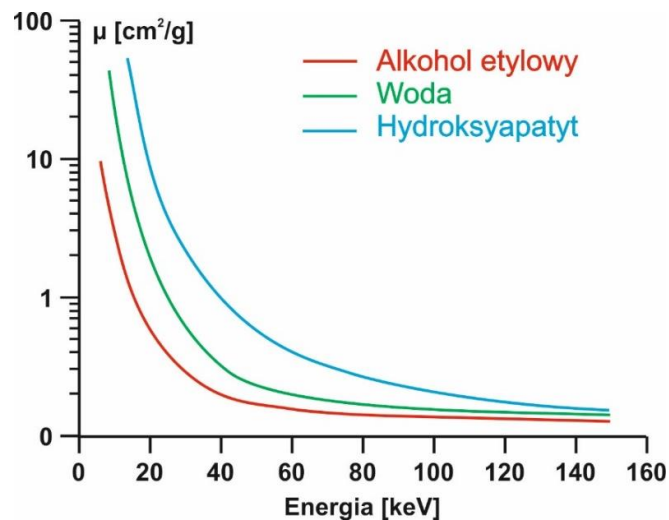
$$E = I_a \cdot t_e [mAs]$$

Napięcie anodowe i ekspozycja (ładunek) to dwa podstawowe parametry, charakteryzujące badanie rentgenowskie

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X



Transmisja promieniowania przechodzącego przez tkankę miękką w funkcji jej grubości dla pięciu energii promieniowania X. Przez transmisję rozumiemy stosunek liczby fotonów przechodzących przez materiał do liczby fotonów padających. Wykres pokazuje, że przenikliwość tkanki silnie zależy od energii kwantów promieniowania, zwłaszcza dla niskich energii.



Zależność masowego współczynnika osłabienia (μ) promieniowania X w funkcji energii kwantów promieniowania. Skala μ jest skalą logarytmiczną dla poprawy czytelności obrazu. Różnice współczynników absorpcji dla trzech materiałów będących odpowiednikiem tkanki miękkiej (woda), tkanki tłuszczowej (alkohol etylowy) i kości (hydroksyapatyt) maleją z energią, co oznacza, że najlepsze różnicowanie tkanek ma miejsce dla niskich energii.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Maksymalne napięcie anodowe decyduje o energii kwantów promieniowania zastosowanych do prześwietlenia. Jego dobór zmienia widmo promieniowania X generowanego przez lampę rentgenowską. Czym wyższe U_{\max} tym większe są maksymalne i średnie energie fotonów promieniowania X w widmie i tym większa przenikliwość promieniowania. Dla pacjentów o szczupłej budowie ciała i dla dzieci można stosować niższe napięcia.

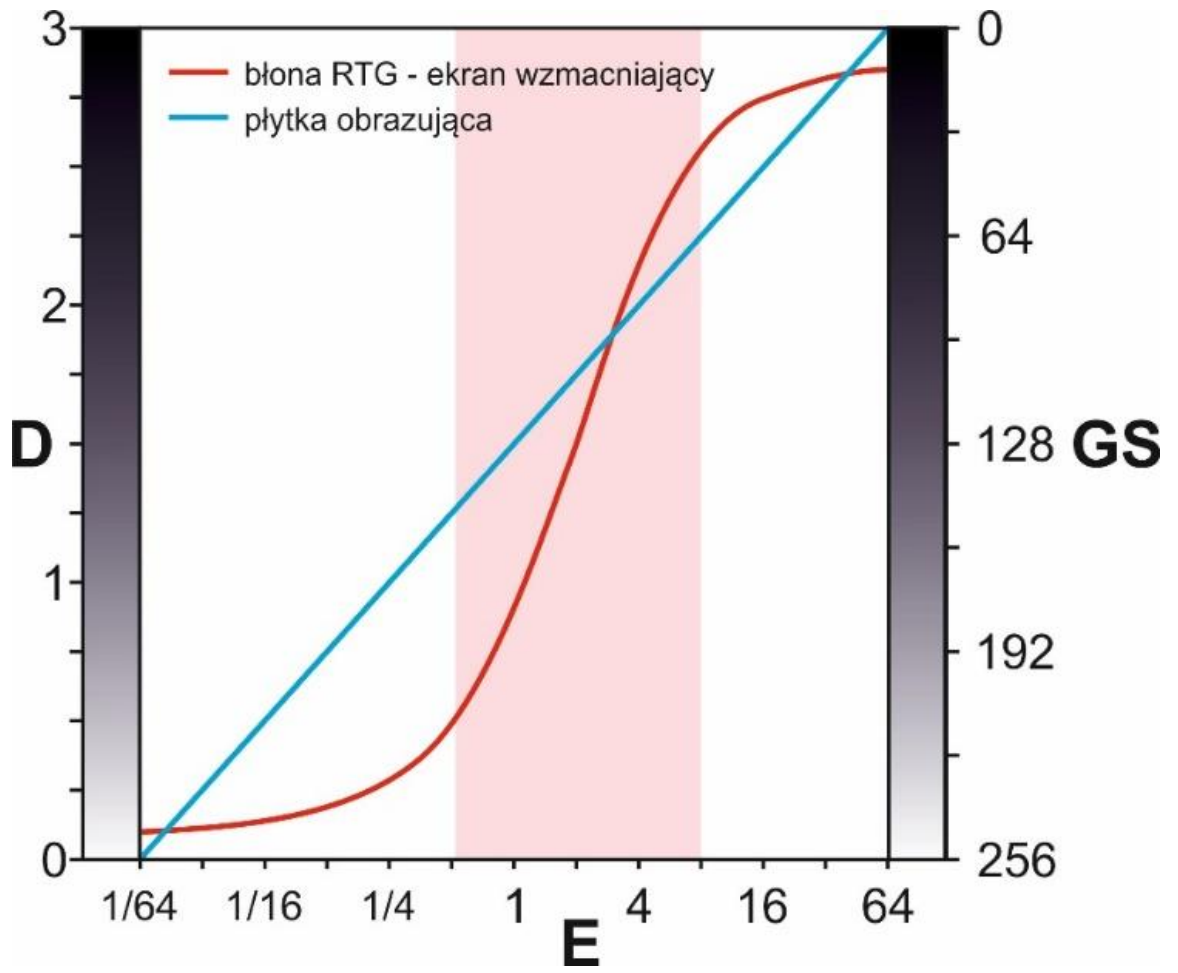
Wyższe napięcia, a co za tym idzie wyższe energie kwantów promieniowania są bardziej korzystne ze względu na dawkę promieniowania otrzymywaną przez pacjenta, a niższe pozwalają uzyskiwać obrazy o lepszym kontraście. Dzieje się tak dlatego, że wydajność detekcji detektorów maleje z energią promieniowania. Mówiąc obrazowo **detektory są bardziej przeźrocyste dla kwantów o wyższych energiach, co powoduje, że mniejszy ich odsetek jest rejestrowany przez detektor**. Dobór U_{\max} jest zawsze kompromisem pomiędzy dawką otrzymywaną przez pacjenta, a jakością uzyskanego obrazu.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Optymalizacja prądu anodowego i czasu naświetlania w rentgenodiagnostyce przypomina problem doboru parametrów naświetlania podczas wykonywania zdjęć z użyciem aparatu fotograficznego. W fotografii należy zoptymalizować rozmiar przesłony i czas naświetlania. Rozmiar przesłony decyduje o wielkości strumienia światła docierającego do detektora obrazu, a czas w połączeniu z rozmiarem przesłony decyduje o ilości kwantów światła biorących udział w tworzeniu obrazu. Taką samą liczbę kwantów tworzących obraz można uzyskać przy szeroko otwartej przesłonie i krótkim czasie, lub też przy wąskiej przesłonie, ale wtedy trzeba ją otworzyć na dłuższy czas.

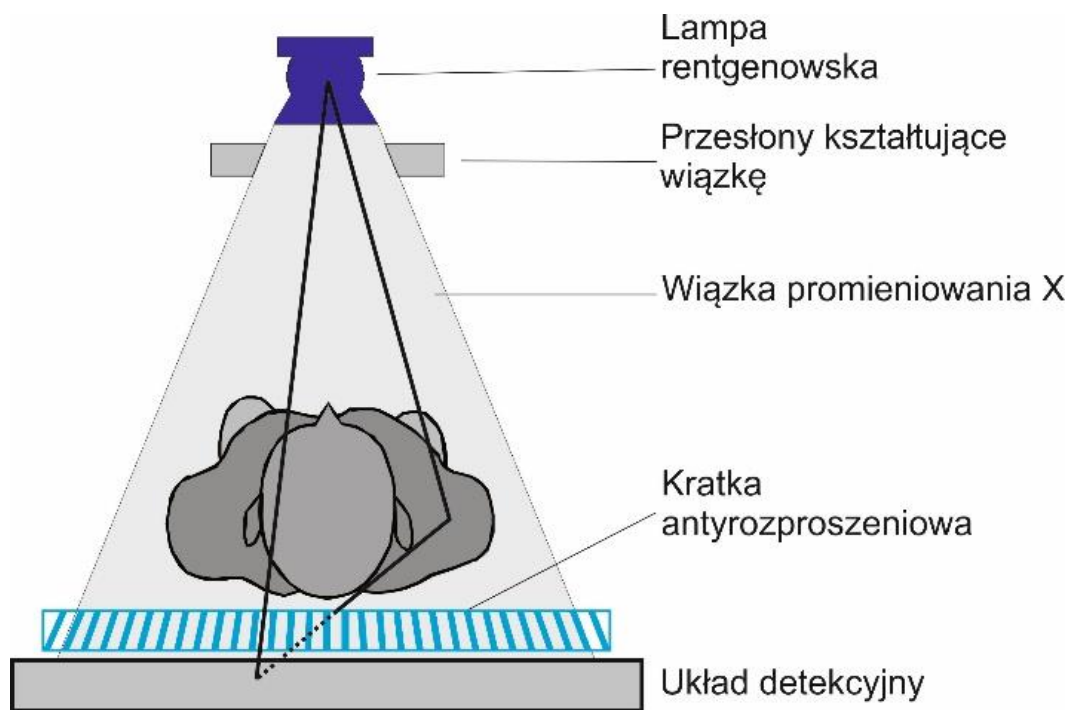
Odpowiednikiem przesłony w rentgenodiagnostyce jest prąd anodowy (I). Jego wielkość decyduje o liczbie kwantów promieniowania X generowanych na anodzie lampy, czyli również o ich strumieniu. Ponieważ ilość promieniowania biorącego udział w tworzeniu obrazu rentgenowskiego jest równocześnie funkcją strumienia (czyli prądu anodowego) i czasu naświetlania (t), to zwykle parametrów tych nie ustawia się osobno, ale wprowadza się pojęcie tzw. ładunku (Q) (albo inaczej ekspozycji). Q jest iloczynem czasu naświetlania i prądu anodowego ($Q=I \cdot t$). Jednostką ładunku w radiologii jest miliamperosekunda (mAs).

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X



Porównanie charakterystyk błony rentgenowskiej i płytki obrazującej. GS – odcień szarości, D – gęstość optyczna, E – ekspozycja. Wartości na osi E przedstawione są w skali logarytmicznej i w jednostkach względnych. Prawidłowy obraz w układzie detekcyjnym powstanie wtedy, kiedy ekspozycja zostanie dobrana w taki sposób, aby ilość promieniowania docierająca do detektora po przejściu przez różne tkanki znalazła się w liniowej części krzywej charakterystycznej (obszar zaznaczony na różowo). Wtedy różne tkanki zostaną zobrazowane przy pomocy różnych gęstości optycznych (odcieni szarości). W przypadku błony rentgenowskiej i w przypadku wyboru ekspozycji w obszarach powyżej, lub poniżej jej odcinka liniowego, powstanie jednorodny niedoświetlony, lub prześwietlony obraz. Problem taki nie występuje w przypadku płytki obrazującej, dla której charakterystyka jest liniowa z całym zakresie ekspozycji.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X



Jednym z efektów towarzyszących przechodzeniu promieniowania przez ciało pacjenta jest rozproszenie comptonowskie, które prowadzi do zmiany kierunków kwantów promieniowania. W efekcie do każdego punktu detektora dociera promieniowanie nie tylko z linii łączącej ten punkt z ogniskiem lampy, ale z całej naświetlanej objętości. Promieniowanie rozproszone może w niektórych przypadkach stanowić nawet 60% całego promieniowania docierającego do detektora. Powoduje to rozmycie obrazu.

Kratka antyrozproszeniowa umieszczona jest pomiędzy pacjentem a detektorem i zbudowana jest z cienkich metalowych (W, Pb) listewek przedzielonych materiałem o niskim współczynniku osłabienia. Listewki ułożone są tak, aby metalowe elementy absorbowały promieniowanie padające pod innymi kątami niż pochodzące bezpośrednio z ogniska lampy. Aby wyeliminować powstawanie na obrazie cienia kratki antyrozproszeniowej wprawia się ją w ruch podczas wykonywania badania, przez co jej obraz się rozmywa.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Proszę omówić technikę densytometryczną DXA (DEXA – Dual Energy X-ray absorptiometry) oraz podać przykład zastosowania w diagnostyce medycznej



3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Proszę omówić technikę densytometryczną DXA (DEXA – Dual Energy X-ray absorptiometry) oraz podać przykład zastosowania w diagnostyce medycznej

Wykorzystanie promieniowania X do wyznaczenia 2D mapy gęstości → densytometria → tkanka kostna

Wytrzymałość mechaniczna jest zależna od zawartości minerałów

- Tkanki miękkie mają inny współczynnik absorpcji promieniowania X niż kości.
- Pojedyncza wiązka promieniowania X będzie pochłaniana zarówno przez tkanki miękkie, jak i przez kości i nie da się rozróżnić tych dwóch efektów.
- Aby ocenić, ile promieniowania pochłaniają kości – a w konsekwencji ocenić ich skład pierwiastkowy, związany z gęstością – należy użyć dwóch wiązek o różnych energiach.
- Współczynnik absorpcji zależy od energii wiązki promieniowania.
- Różnica w absorpcji obu wiązek (np. 47 i 80 keV) pozwala odjąć wpływ tkanek miękkich i wyznaczyć wkład kości – a ten zależy od ich gęstości.

3. Budowa i zasada działania lampy rentgenowskiej jako źródła promieniowania X

Proszę omówić technikę densytometryczną DXA (DEXA – Dual Energy X-ray absorptiometry) oraz podać przykład zastosowania w diagnostyce medycznej

Wykorzystanie promieniowania X do wyznaczenia 2D mapy gęstości → densytometria → tkanka kostna

Wytrzymałość mechaniczna jest zależna od zawartości minerałów

Woda → $\rho \sim 1 \text{ g/cm}^3$

Kolagen → $\rho \sim 1.5 \text{ g/cm}^3$

Minerał → $\rho \sim 3 \text{ g/cm}^3 \rightarrow \text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$

Gęstość kości ρ zależy od zawartość minerału

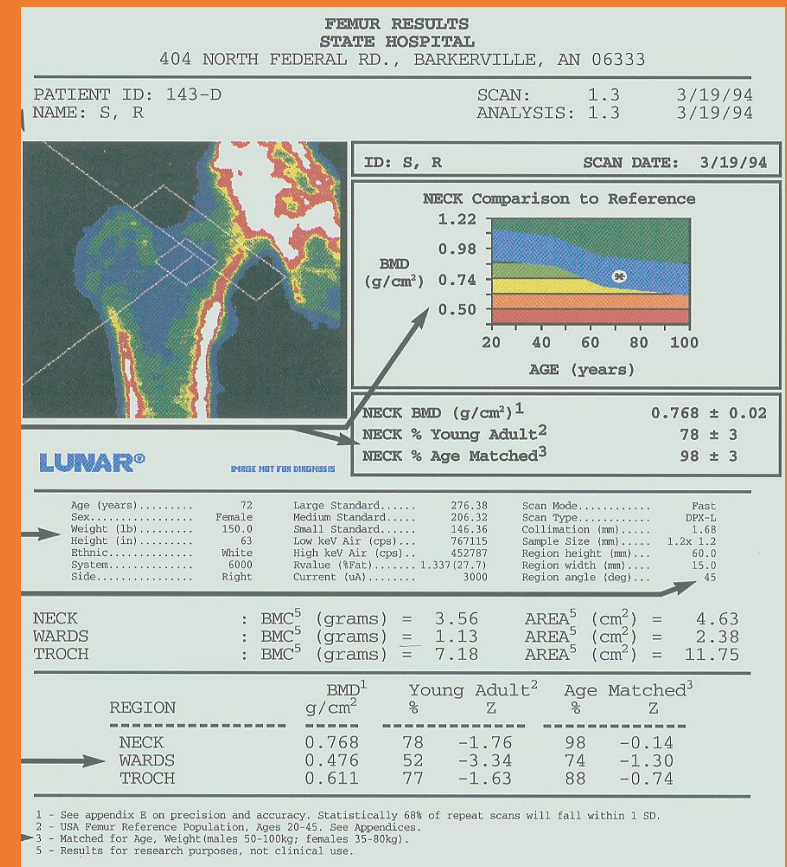
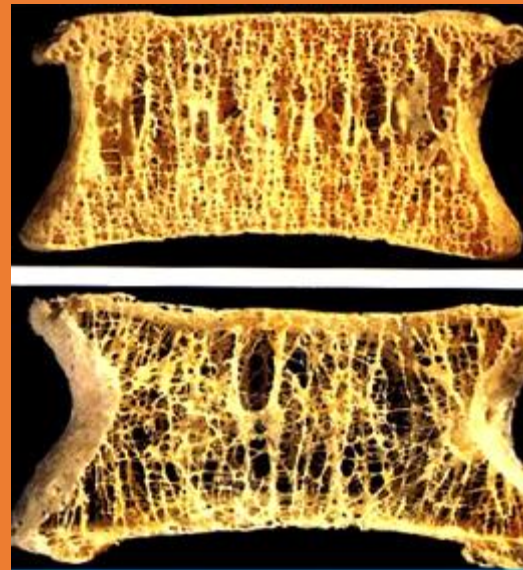
Wytrzymałość mechaniczna jest funkcją ρ

Diagnostyka → porównanie z normami

BMC → $\text{BMD} \cdot \text{Area}$ → bone mineral content → [g]

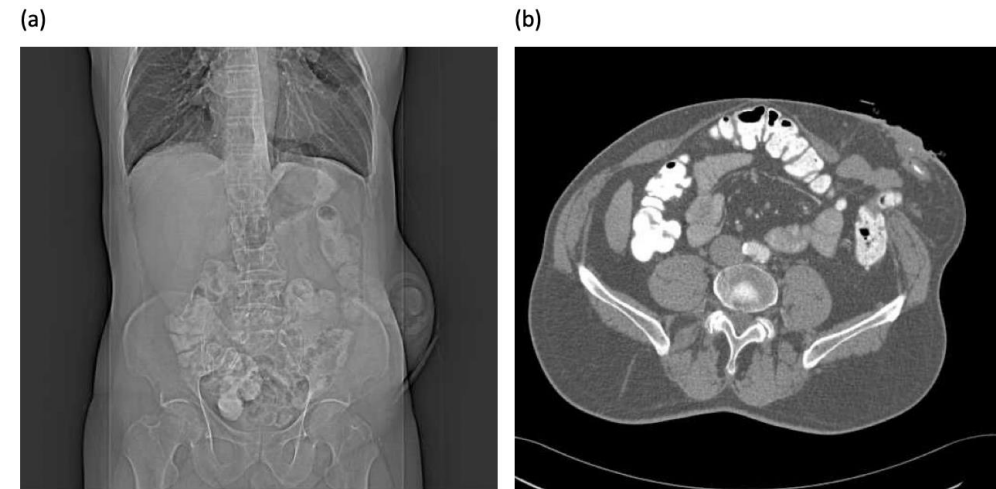
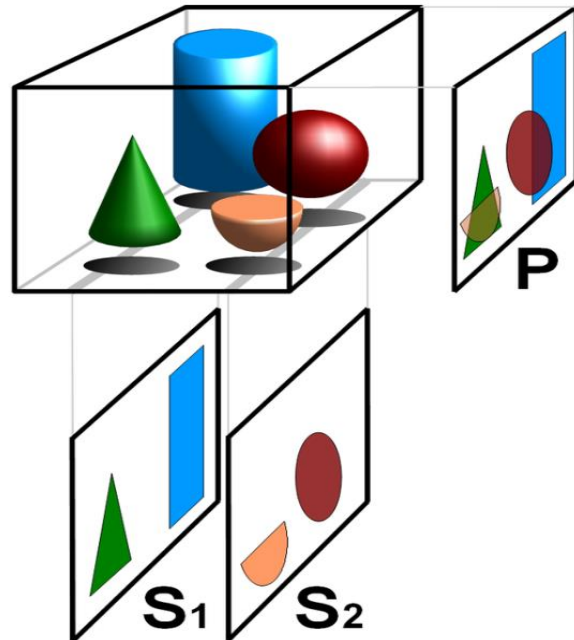
Z-score → „Age Matched”

T-score → „Young Adult”



4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Zasadnicza różnica pomiędzy klasyczną radiografią i TK polega na tym, że w radiografii otrzymujemy 2D obraz rozkładu liniowego współczynnika osłabienia promieniowania X w postaci rzutu na płaszczyznę, a w TK otrzymujemy jego rozkład w dowolnym przekroju ciała pacjenta (najczęściej osiowym).



Obraz jamy brzusznej pacjenta uzyskany w klasycznej rentgenodiagnostyce (a) i w badaniu z zastosowaniem TK (b).

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę omówić budowę skanera i zasadę rekonstrukcji obrazów w tomografii komputerowej



https://szoz.pl/wp-content/uploads/2017/12/Grafiti_DSC8571.jpg

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę omówić budowę skanera i zasadę rekonstrukcji obrazów w tomografii komputerowej

Podstawą działania TK jest założenie, że wiązka promieniowania X przechodząca przez obiekt niesie informację o liniowych współczynnikach osłabienia wszystkich materiału, jakie znalazły się na drodze wiązki. Prześwietlając obiekt wiązką promieniowania X kontrolujemy intensywność promieniowania padającego na obiekt (I_0) i mierzymy intensywność wiązki przez niego przechodzącej (I). Wielkości te związane są ze sobą prawem absorpcji, które dla większej liczby tkanek na drodze wiązki można napisać w postaci: $I = I_0 e^{-\mu_1 x_1 - \mu_2 x_2 - \dots - \mu_n x_n}$, gdzie $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_n$ są liniowymi współczynnikami osłabienia kolejnych voxelów (skrót od angielskiego terminu volume element), a x_1, x_2, \dots, x_n to ich grubości.

Równanie powyższe można przekształcić do następującej postaci:

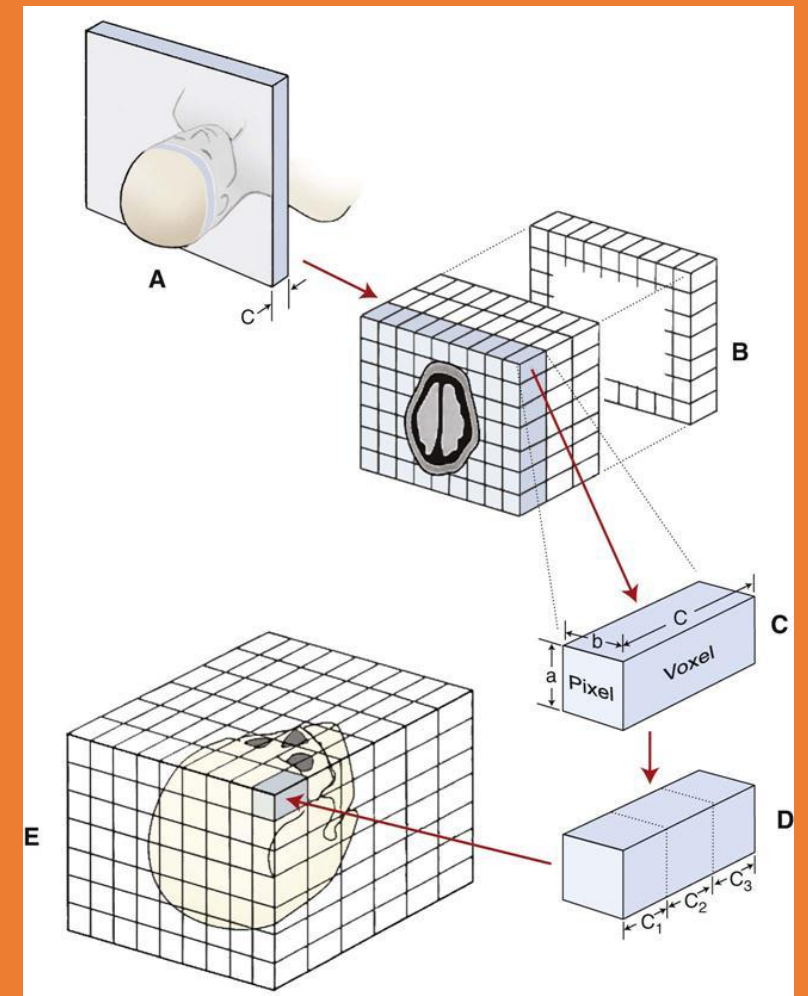
$$-\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \underbrace{\mu_1 x_1}_{\text{wyznaczana z pomiarów}} + \underbrace{\mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n}_{n \text{ niewiadomych}}$$

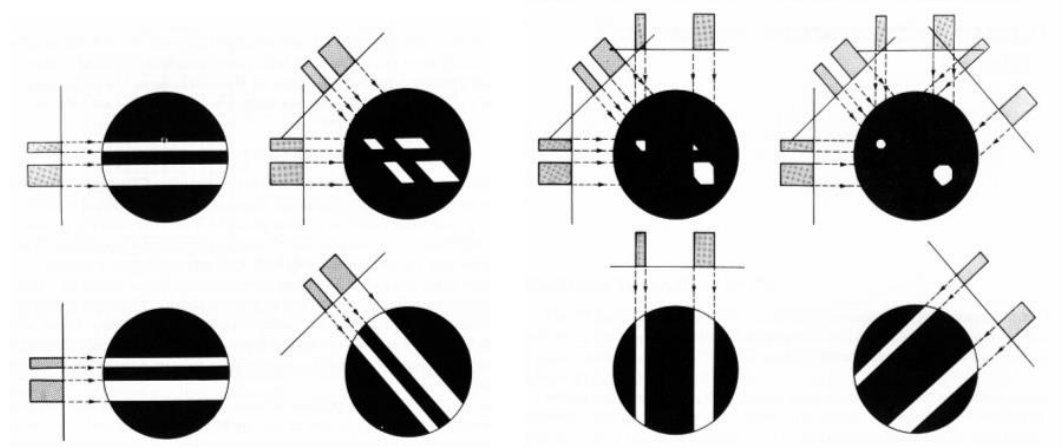
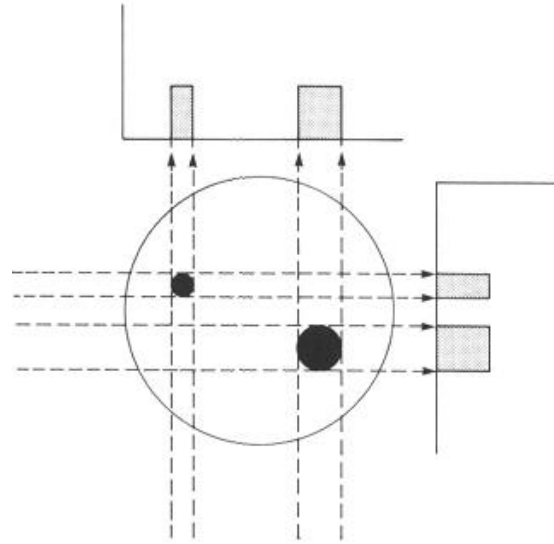
Gdyby udało się uzyskać n takich równań, to można by ułożyć z nich układ równań i go rozwiązać ze względu na wszystkie μ_i . Dużą liczbę równań można uzyskać wykonując wielokrotne pomiary natężenia wiązki promieniowania badanej warstwy.

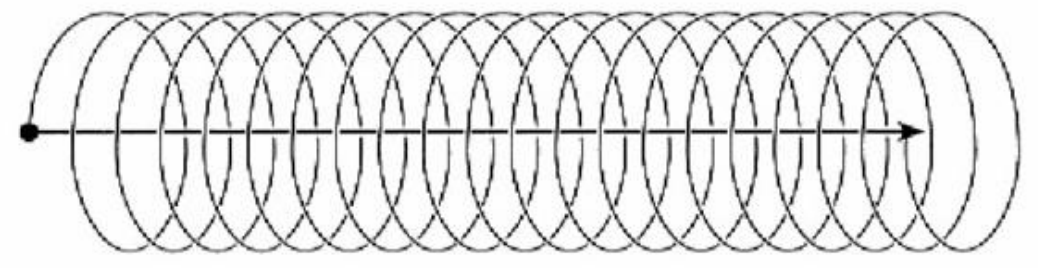
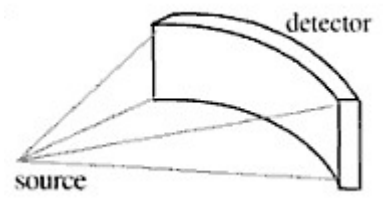
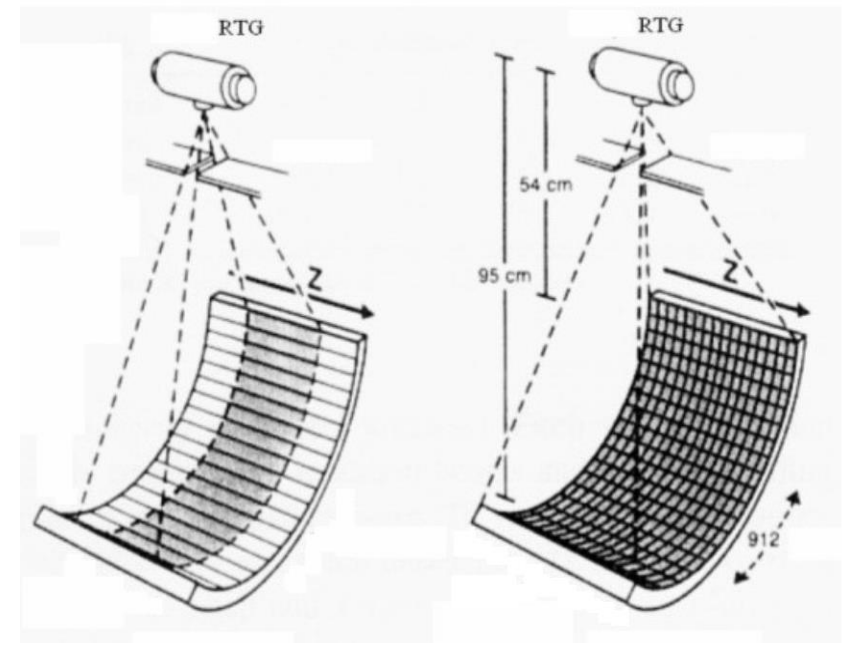
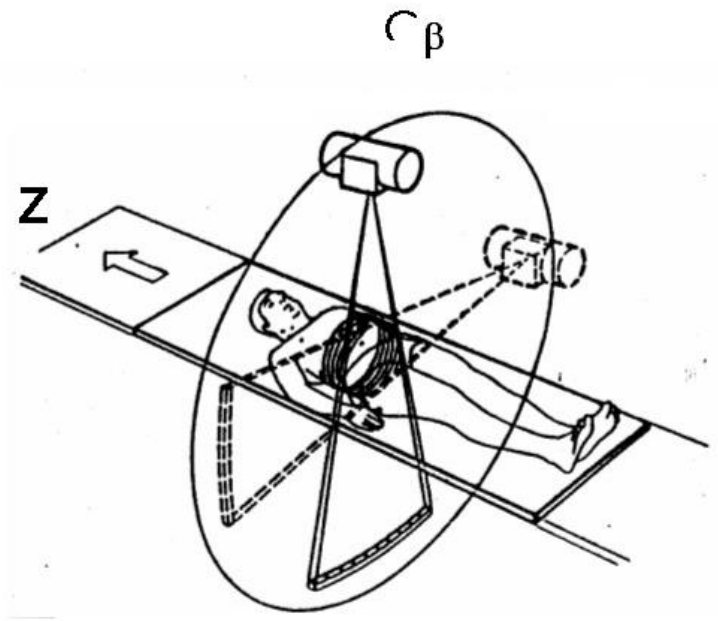
4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę omówić budowę skanera i zasadę rekonstrukcji obrazów w tomografii komputerowej

W TK zakłada się, że badany obszar składa się z dużej liczby małych, jednorodnych (w sensie współczynnika osłabienia) prostopadłościanów o określonych rozmiarach ($x_1=x_2=...=x_n=d$). Obecnie przyjmuje się matrycę 512×512 , albo 1024×1024 . Nadal jednak zadaniem komputera jest określenie wartości liniowego współczynnika osłabienia dla ok. 250 tys. elementów dla matrycy 512×512) lub ok. 1 mln w drugim przypadku. W praktyce zamiast rozwiązywania układu równań stosuje bardziej efektywne algorytmy rekonstrukcji obrazu.



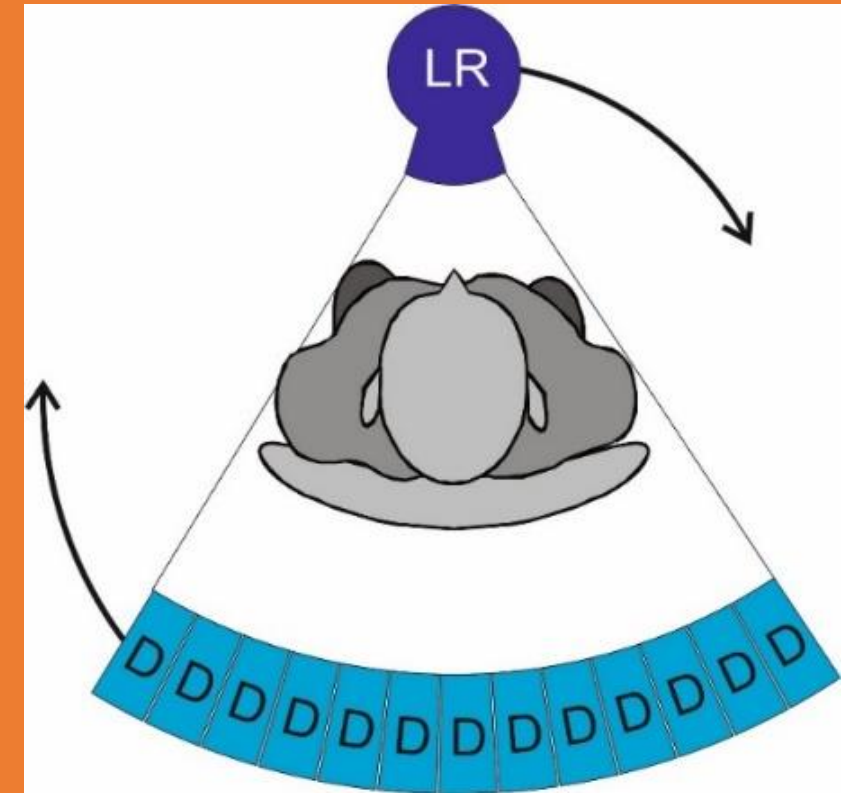




4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę omówić budowę skanera i zasadę rekonstrukcji obrazów w tomografii komputerowej

W najprostszej wersji układ pomiarowy może składać się w TK się z lampy rentgenowskiej wytwarzającej dobrze skolimowaną wiązkę promieniowania X i detektora. Pacjenta umieszcza się pomiędzy detektorem a lampą i wykonuje się pomiary wzdłuż określonego kierunku wprowadzając układ lampa-detektor w zsynchronizowany ruch równoległy. Następnie obraca się układ lampa-detektor o niewielki kąt i wykonuje następny pomiar. Pomiary wykonujemy aż do momentu uzyskania takiej liczby pomiarów, która pozwala na rekonstrukcję obrazu warstwy. Rozwiązanie opisane powyżej jest niepraktyczne, bo czasochłonne. Lepiej uformować wiązkę promieniowania X w wachlarz i zastosować równocześnie wiele detektorów. Układ „lampa rentgenowska – łuk detektorów” obraca się wokół pacjenta podczas badania, co pozwala bardzo szybko zebrać dużą ilość informacji z badanej warstwy. Po zakończeniu pomiaru pacjent przesuwany jest razem ze stolikiem, na którym się go układa w celu zbadania kolejnej warstwy. Taki protokół badania nazywa się **badaniem sekwencyjnym**.

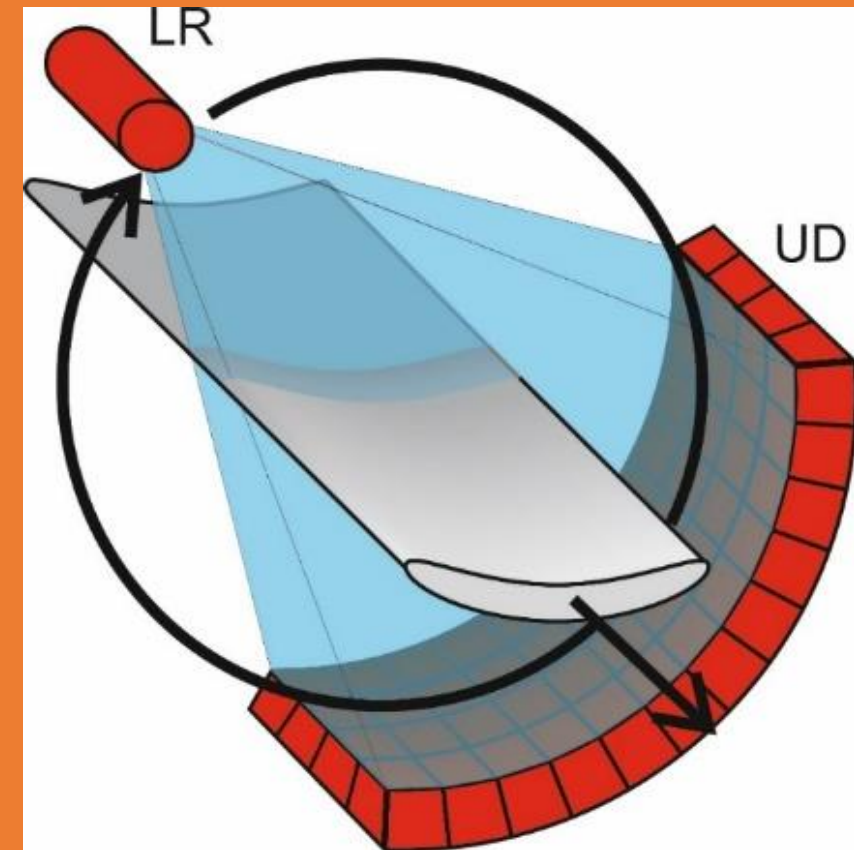


4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę omówić budowę skanera i zasadę rekonstrukcji obrazów w tomografii komputerowej

Przyśpieszenie pomiarów uzyskuje się stosując **technikę spiralną**. Polega ona na tym, że lampa rentgenowska (LR) z układem detekcyjnym (UD) kręci się cały czas i cały czas ma miejsce akwizycja danych, a pacjent przesuwany jest w tym czasie w sposób ciągły. Unika się w ten sposób czasu potrzebnego na przesuwanie pacjenta do badania kolejnych warstw, ale dzieje się to kosztem pogorszenia zdolności rozdzielczej. Nazwa spiralna TK bierze się stąd, że z punktu widzenia pacjenta lampa wykonuje wokół niego ruch po spirali.

W przypadku tomografów spiralnych starszych generacji wyposażonych w pojedynczy łuk detektorów badanie pojedynczej warstwy trwało około sekundy. Uniemożliwiało to badania, w których istotny był czas, np. badanie serca, które pozostaje w ciągłym ruchu. Najnowsze generacje skanerów TK tzw. **tomografy wielowarstwowe** posiadają układy detekcyjne składające się z wielu równoległych łuków detektorów. Wiązka z lampy rentgenowskiej formowana jest w kształt ostrosłupa, co umożliwia pomiar wielu warstw równocześnie.



4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

Detektory stosowane w TK dają sygnał analogowy zależny od natężenia promieniowania X rejestrowanego przez detektor. Sygnał taki musi być zdygitalizowany. Stosuje się w tym celu dwunastobitowe przetworniki analogowo-cyfrowe. Oznacza to, że wartość parametru rejestrowanego przez detektor może być zakodowana przy pomocy jednej z $2^{12} = 4096$ liczb. Determinuje to również rozdzielczość w dziedzinie mierzonych liniowych współczynników osłabienia. Wartość każdego voxela obrazu rejestrowanego przez skaner TK może przyjąć jedną z 4096 różnych wartości, a do zapisu informacji o nim potrzebne jest słowo 12sto bitowe (1.5 bajta).

Rekonstruuując i zapisując obrazy TK komputer nie posługuje się skalą liniowego współczynnika osłabienia wyrażaną w jego jednostkach fizycznych, czyli w $[\text{cm}^{-1}]$, ale **jednostkami względnymi**, tzw. **jednostkami Hounsfielda** (HU – Hounsfield Units), nazywanymi również niekiedy „CT numbers”. HU opisuje różnicę pomiędzy liniowymi współczynnikami badanej tkanki i wody normalizowaną ich różnicą dla wody i powietrza:

$$HU = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w - \mu_p} \cdot 1000,$$

gdzie: μ_t , μ_w i μ_p – oznaczają liniowe współczynniki osłabienia odpowiednio dla tkanki badanej, wody i powietrza.

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

$$HU = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w - \mu_p} \cdot 1000$$

Dla wody $HU = 0$ - podstawiamy μ_w , zamiast μ_t .

Dla powietrza $HU = -1000$, dlatego podstawiamy $\mu_p = 0$ zamiast μ_t .

W zakresie stosowanych energii liniowy współczynnik osłabienia dla promieniowania X jest proporcjonalny do gęstości można więc uznać, że substancje/tkanki o gęstości mniejszej niż woda będą przyjmowały wartości $HU < 0$ (np. tkanka tłuszczowa), a substancje o gęstości większej będą przyjmowały wartości $HU > 0$.

Tkanka	HU
Kość	600 ÷ 1000
Mięśnie	10 ÷ 40
Istota biała / szara	46 / 43
Płyn mózgowo-rdzeniowy	15
Krew	40

Tkanka	HU
Nerki	30
Wątroba	40 ÷ 60
Woda	0
Tkanka tłuszczowa	-100 ÷ 50
Powietrze	-1000

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

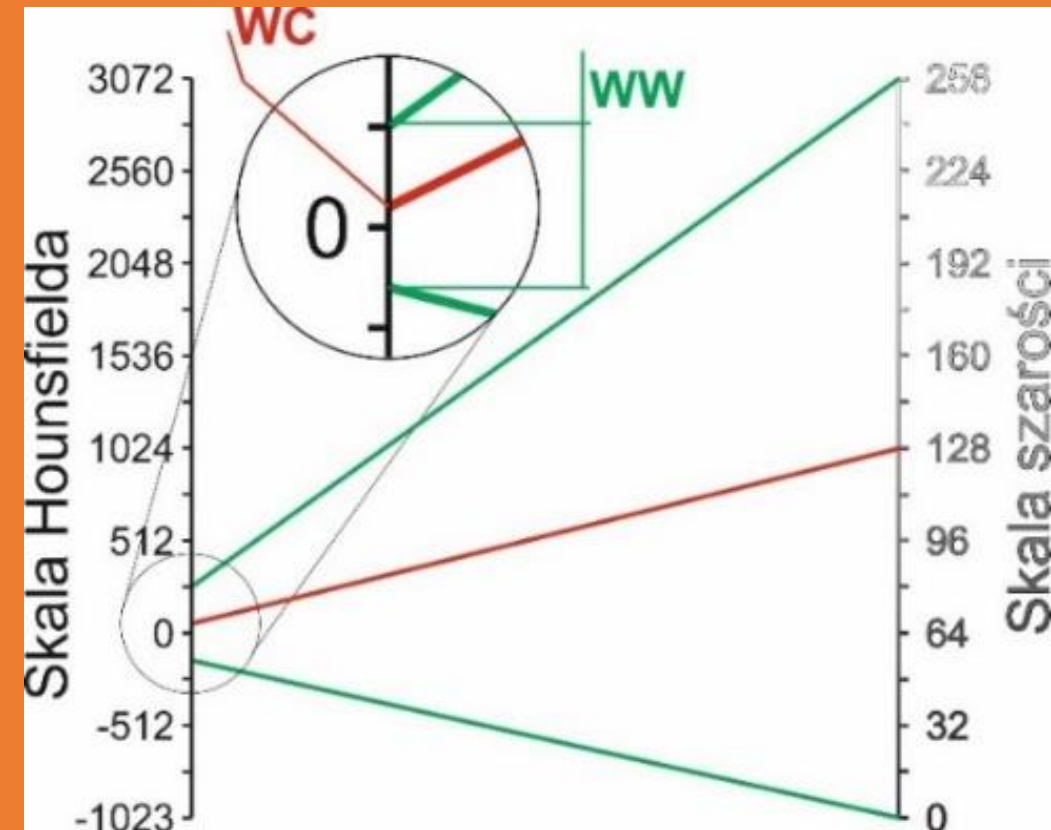
Zakres mierzonych wartości jest bardzo szeroki (4096 wartości), a zakres dostępnych odcieni szarości w monitorach stosowanych do oceny wyników jest dużo mniejszy. Typowy monitor może wyświetlać 256 odcieni szarości. (Ograniczenie to nie wynika ze stosowanych technologii budowy monitorów, ale z ograniczeń ludzkiego oka.)

Narzucającym się rozwiązaniem jest takie przeskalowanie skali HU na jednostki szarości (GS – gray scale), aby kolor czarny odpowiadał $HU = -1023$, a kolor biały $HU = 3073$. Nie jest to jednak rozwiązanie dobre, bo jeden odcień szarości odpowiadałby wtedy 16-tu ($=4096/256$) HU – większość tkanek miękkich byłaby przy takim skalowaniu nierozróżnialna na obrazach TK.

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

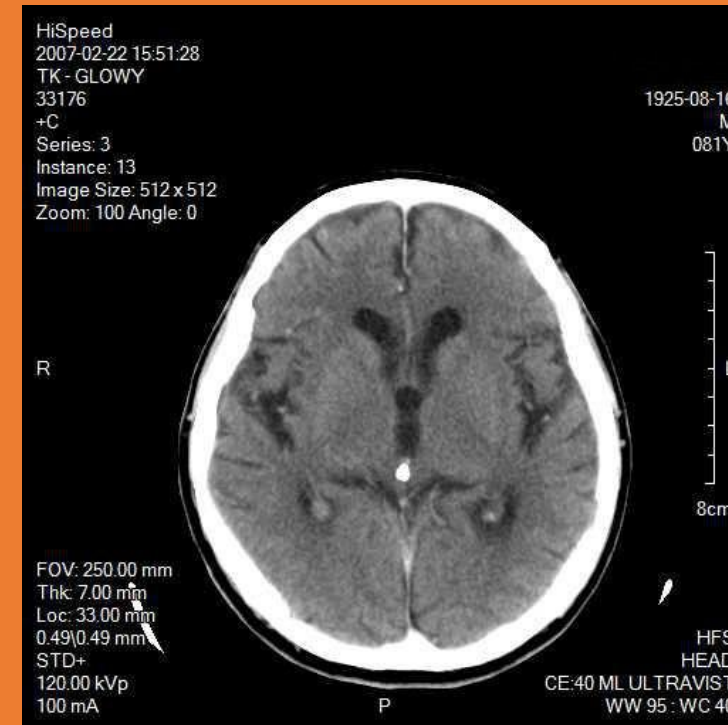
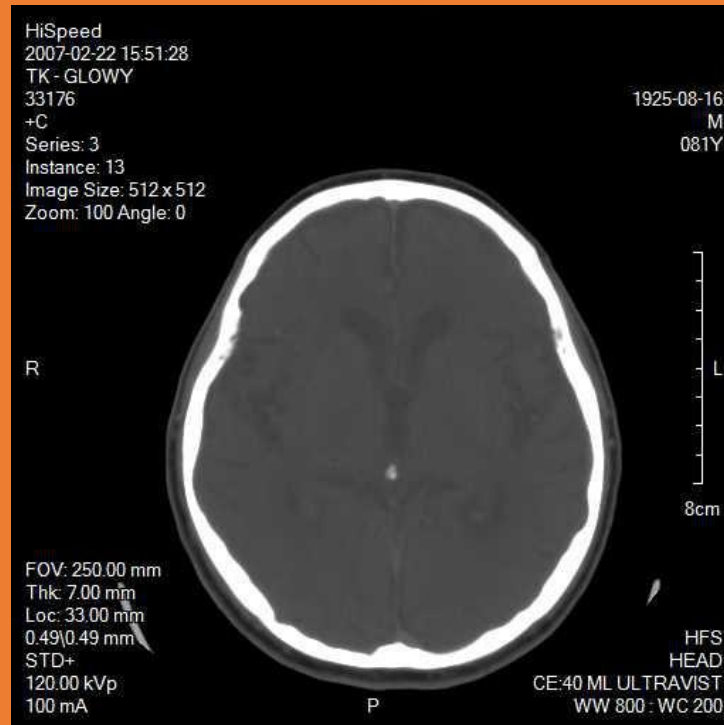
Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

Lepszym rozwiązaniem jest zastosowanie tzw. **okna tomograficznego**. Użytkownik decyduje, jaka część skali HU go interesuje i komputer wykonuje odpowiednie skalowanie przed wyświetleniem obrazu na monitorze. Okno tomograficzne definiowane jest przez jego położenie na skali Hounsfielda - WC (window center) i jego szerokość WW (window width). Niektórzy producenci zamiast WC używają określenia WL (window level). Zwykle oprogramowanie służące do przeglądania obrazów tomograficznych pozwala na wybór gotowych predefiniowanych okien służących go oceny różnego rodzaju tkanek, np. okno płucne, okno kostne itd. Odpowiedni wybór okna pozwala zoptymalizować kontrast w zakresie interesujących tkanek, a pozostałe przestają być widoczne.



4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej



Obraz tomograficzny mózgu prezentowany w dwóch oknach: WW-800, WC-200 (po lewej) oraz WW-95, WC-40 (po prawej). Mniejsza szerokość okna w przypadku obrazu po prawej pozwala rozróżnić w mózgu istotę szarą, białą i płyn mózgowo-rdzeniowy, co nie jest możliwe na obrazie po lewej. Oprócz obrazu komputer wyświetla cały szereg istotnych informacji w narożnikach. Najważniejsze z nich to: Image Size - rozmiar matrycy rekonstruowanego obrazu w voxelach; FOV - średnica rekonstruowanego obszaru w milimetrach; Loc - położenie warstwy w stosunku do początku skanowanej objętości, Thk - grubość warstwy; kVp - napięcie anodowe lampy; mA - prąd anodowy lampy; CE - zastosowany środek cieniujący. Należy również zwrócić uwagę na skalę zawsze obecną w polu widzenia i znaczniki określające ułożenie pacjenta: „L”, „R”, „P”, odpowiednio: prawa, lewa, posterior.

4. Tomografia komputerowa, podstawowe informacje o budowie skanera, rekonstrukcji obrazu i metodzie prezentacji wyników

Proszę opisać sposób prezentacji wyników w tomografii komputerowej

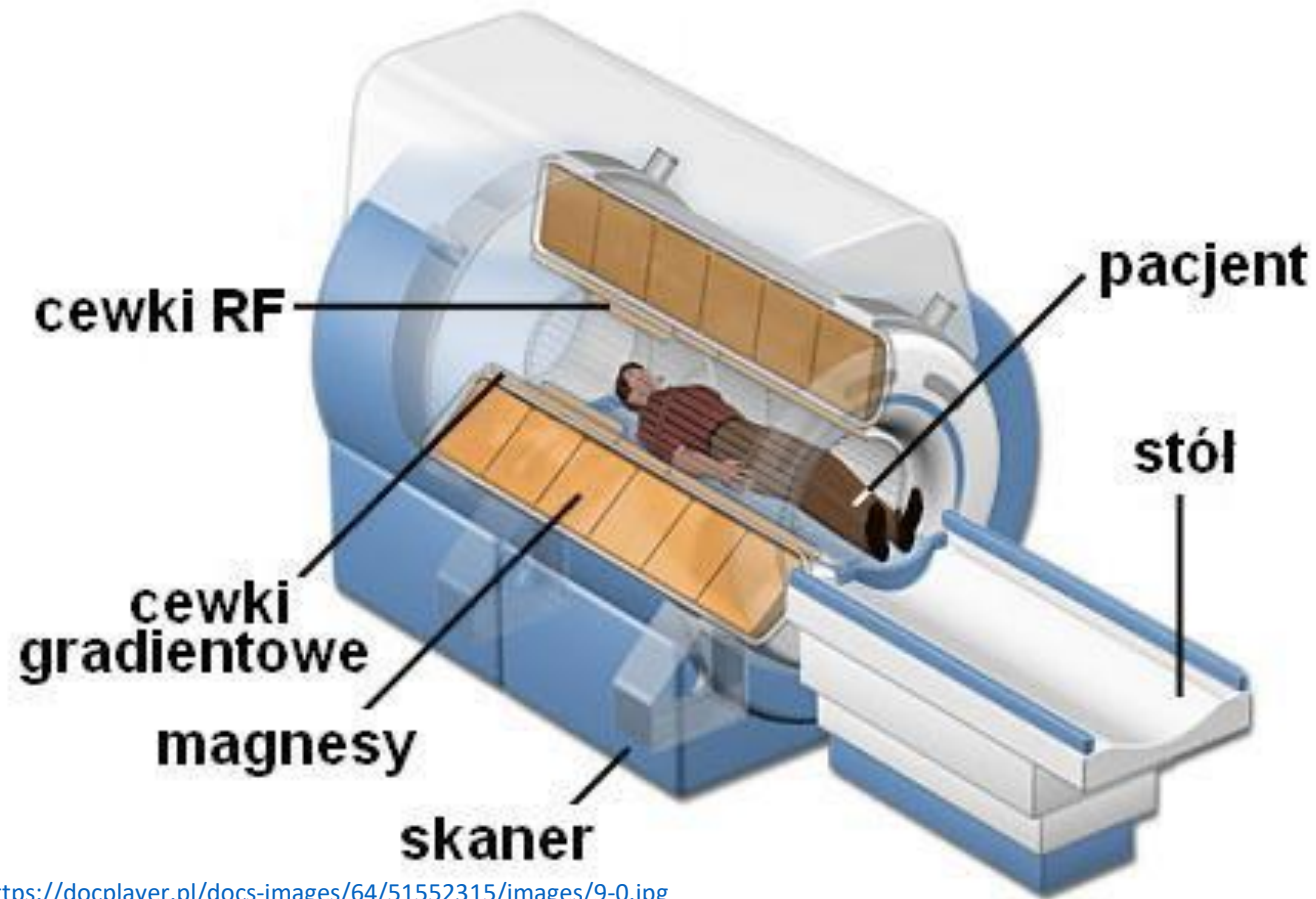
Wyniki badań obrazowych zapisuje się obecnie w formacie DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). DICOM to standard stworzony m.in. w celu zapisu diagnostycznej informacji obrazowej i ustalenia sposobów komunikacji pomiędzy urządzeniami stosowanymi w diagnostyce medycznej. Stworzono go, ponieważ używane powszechnie standardy zapisu grafiki (JPG, BMP, TIFF itd.) były niewystarczające do zapisu pełnej informacji istotnej z punktu widzenia diagnostyki medycznej.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić budowę skanera MRJ i różnicę w porównaniu ze skanerem CT

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić budowę skanera MRJ i różnicę w porównaniu ze skanerem CT



5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić budowę skanera MRJ i różnicę w porównaniu ze skanerem CT

1. Magnes nadprzewodzący

- cewka ze stopu niobu i tytanu w ciekłym helu
- możliwe są pola rzędu kilkunastu tesli, ale w praktyce wykorzystuje się pola o indukcji do 3 T

2. Cewki nadawcze/odbiorcze (osobne lub te same)

- nadawanie impulsu radiowego, który zmienia kierunek wektora magnetyzacji
- odbiór sygnałów podczas relaksacji

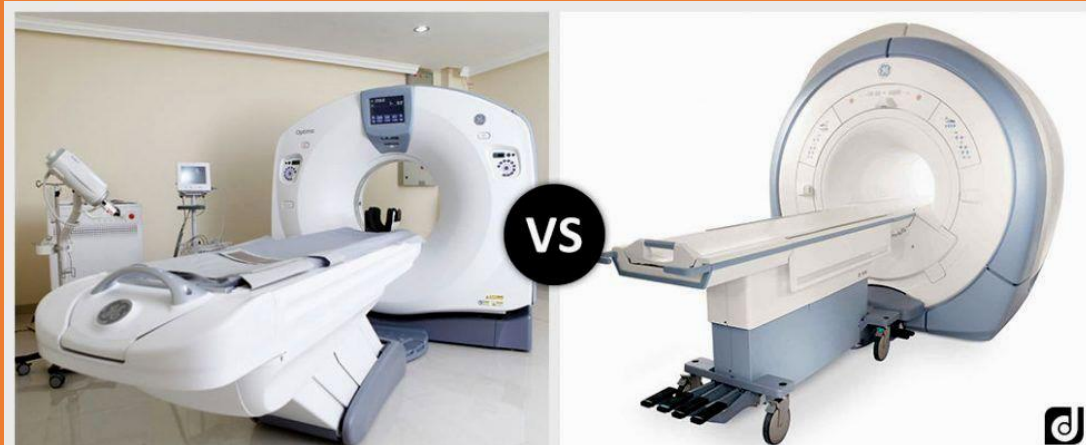
3. Cewki pola gradientowego

- różnicują zewnętrzne pole magnetyczne, dzięki czemu sygnały dochodzące z różnych części ciała pacjenta mają różne częstotliwości, co umożliwia ich lokalizację

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić budowę skanera MRJ i różnicę w porównaniu ze skanerem CT

	Skanowanie CT	Skanowanie MRJ
Przeciwwskazania	Promieniowanie jonizujące, przeciwwskazanie np. w ciąży	Przeciwwskazaniem są metalowe implanty, rozruszniki serca
Obrazowane tkanki	Głównie kości, mniej szczegółów tk. miękkich (pomagają środki cieniujące)	Głównie tkanki miękkie
Czas badania	kilka minut	30-45 minut
Komfort pacjenta	Dość wygodny	Głośno, zamknięta komora
Koszt	Tańsze	Droższe



5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

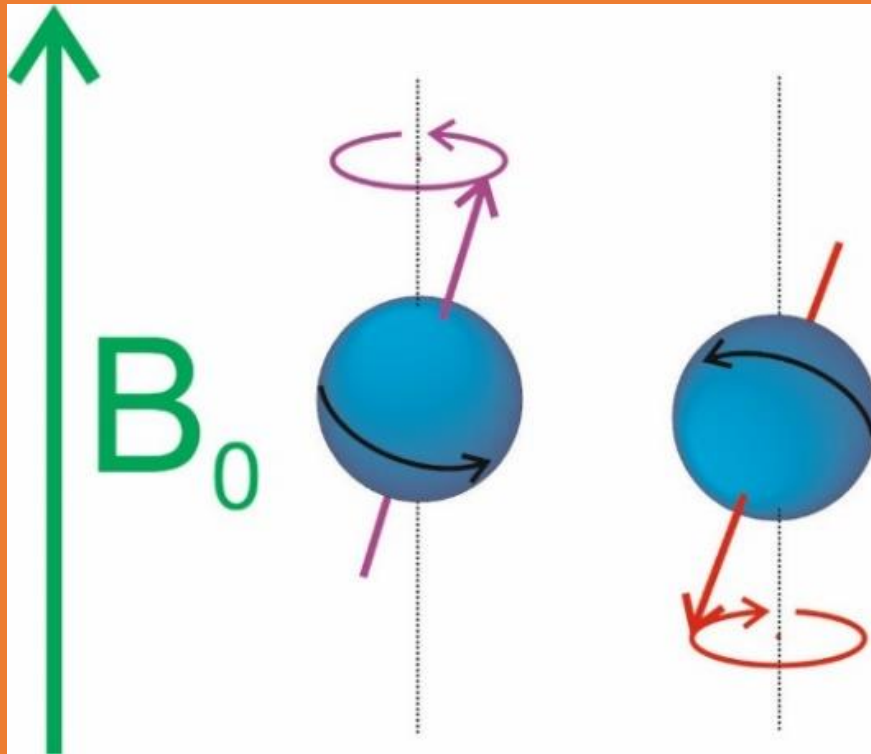
Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Tomografia rezonansu magnetycznego (TRM) (ang. Magnetic Resonance Imaging - MRI) bazuje na fakcie, że jądra atomowe o **nieparzystej liczbie nukleonów** posiadają niezerowy moment magnetyczny. W medycynie TRM wykorzystuje głównie ^1H ze względu na jego dużą zawartość w organizmie (ok. 10% masy ciała).

Jądro posiadające niezerowy moment magnetyczny oddziałuje z zewnętrznym polem magnetycznym. Zgodnie z przewidywaniami mechaniki kwantowej, momenty magnetyczne ustawiają się zgodnie z liniami sił pola magnetycznego, lub przeciwnie do nich. Dodatkowo kierunki wektorów momentu magnetycznego jąder nie są stałe w czasie, ale obracają się (**zjawisko precesji**) wokół linii sił pola zewnętrznego.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

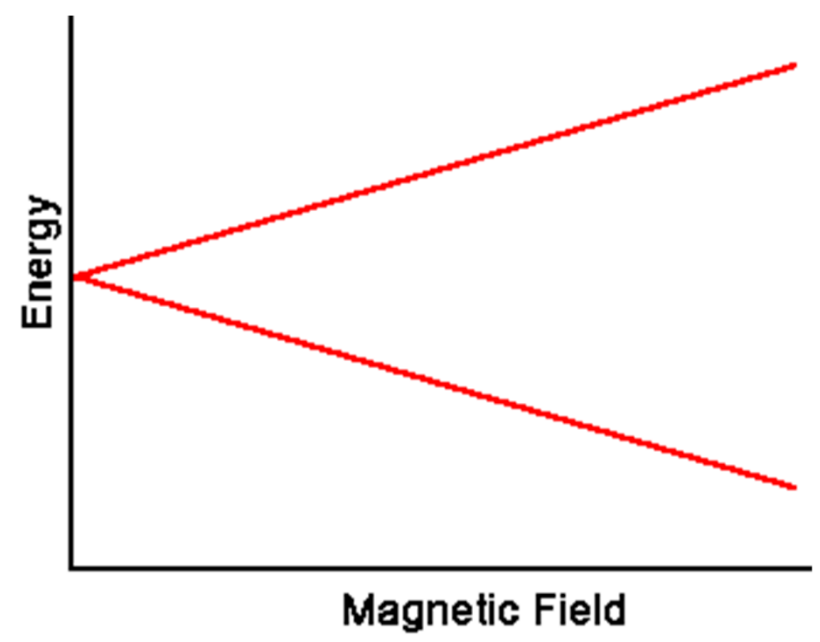
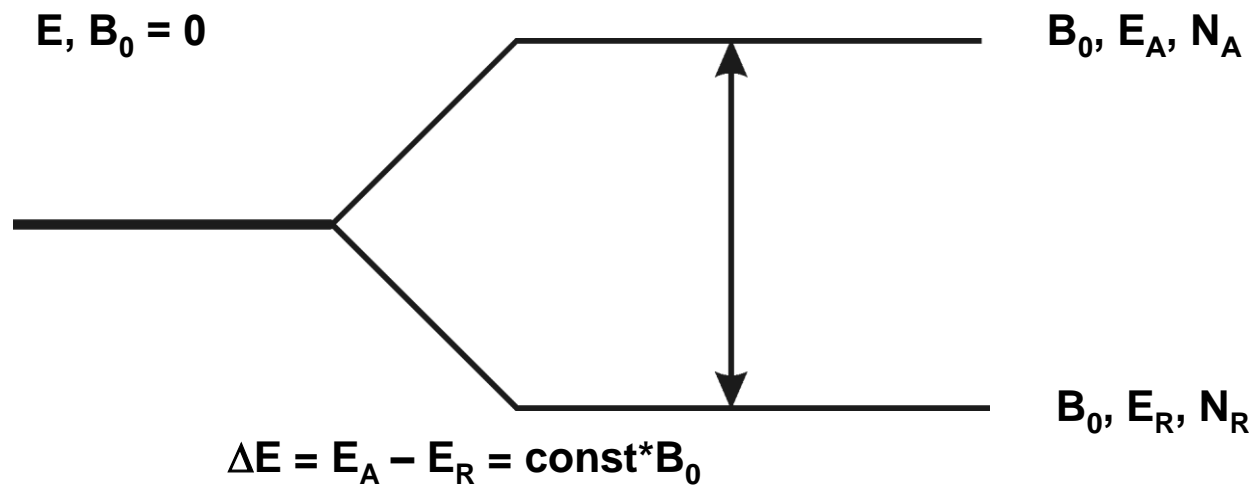


Niezerowy moment magnetyczny jądra atomowego zgodnie z przewidywaniami mechaniki kwantowej ustawia się równoległe albo antyrównoległe do zewnętrznego pola B_0 . Dodatkowo jego kierunek zmienia się w czasie w wyniku precesji wokół kierunku wyznaczonego przez zewnętrzne pole.

Częstość precesji wektora momentu magnetycznego jądra (częstość Larmore'a) zależy od rodzaju jądra i wektora indukcji zewnętrznego pola magnetycznego:

$$\omega_L = \gamma B_0,$$

gdzie: γ - moment giromagnetyczny zależny od rodzaju jądra, B_0 - wartość wektora indukcji zewnętrznego pola magnetycznego.



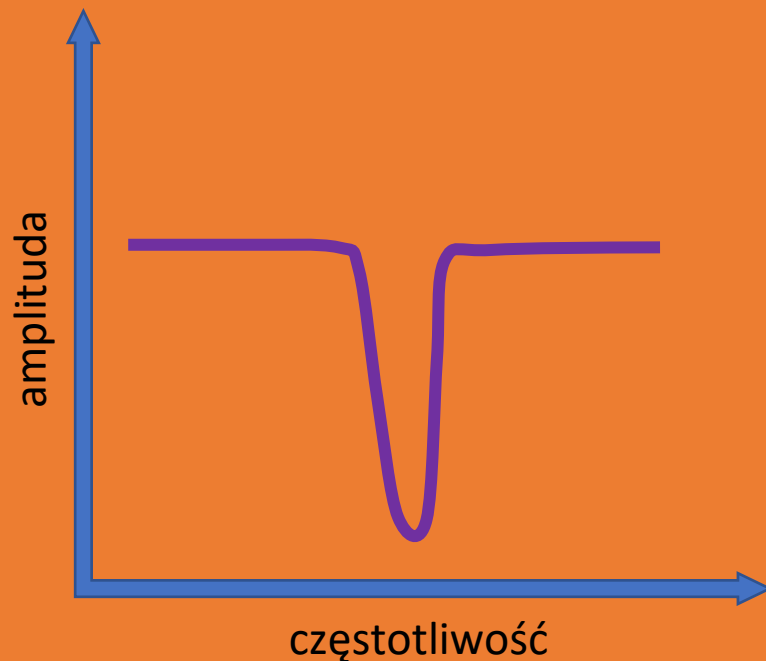
^1H and $B_0 = 1 \text{ T (tesla)} \rightarrow \Delta E = \sim 2 \cdot 10^{-7} \text{ eV}$

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Jeśli próbka znajduje się w polu magnetycznym o wartości rzędu 1 T, to częstotliwość Larmora mieści się w zakresie częstotliwości radiowych:

$$\omega_L = \gamma B_0 \rightarrow \nu = \frac{\gamma B_0}{2\pi} \approx \frac{267.52 \left[\frac{10^6}{\text{T}\cdot\text{s}} \right] \cdot 1\text{T}}{6.28} \approx 42.6 \text{ MHz}$$



- Próbkę zawierającą dużo protonów umieszczoną w polu magnetycznym i naświetlaną promieniowaniem o zmieniającej się częstotliwości.
- Dla częstotliwości promieniowania różnej niż częstotliwość Larmora protony w próbce nie pochłaniają energii fal, amplituda się nie zmienia
- Przy częstotliwości Larmora następuje zmniejszenie amplitudy drgań – zjawisko to nazywamy **rezonansem jądrowym**

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Wektory mikroskopowych momentów magnetycznych poszczególnych jąder sumują się i w efekcie próbka w zewnętrznym polu magnetycznym posiada niezerowy makroskopowy moment magnetyczny (**magnetyzację**).

Naświetlenie próbki odpowiednio spolaryzowaną falą elektromagnetyczną o częstotliwości dopasowanej do częstotliwości precesji może zmienić magnetyzację próbki. Wyobraźmy sobie, że naświetlimy próbkę znajdującą się w polu B_0 (skierowanym wzdłuż osi Z) falą elektromagnetyczną, której wektor indukcji B_x jest skierowany wzdłuż osi X. Ponieważ częstotliwość fali RF jest zgodna z częstotliwością precesji spinów jądrowych, w ich układzie odniesienia pole B_x jest polem stałym. W związku z tym, oprócz precesji wokół kierunku wektora B_0 spiny zaczynają dodatkowo precesować wokół kierunku pola B_x . Wiąże się to z przekazaniem im pewnej energii i jest to powód, dla którego następuje zmiana wartości makroskopowego wektora magnetyzacji próbki.

Po wyłączeniu pola radiofaleowego (RF) spiny wracają stopniowo do stanu wyjściowego, emitując nadmiar energii w postaci fali elektromagnetycznej. Emitowany przez próbkę sygnał, zwany sygnałem swobodnej precesji, można zarejestrować. Zarówno naświetlanie próbki polem RF, jak i rejestracja jej odpowiedzi realizowane są przy pomocy tzw. cewek RF.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Sygnał rejestrowany podczas badania niesie informację o **gęstości protonów** i o sile **oddziaływania spinów jądrowych** z otoczeniem i sile wzajemnego oddziaływania spinów pomiędzy sobą (wszystkie w/w parametry zależą od składu chemicznego próbki). Zarówno jedno jak i drugie oddziaływanie decyduje o szybkości powrotu makroskopowego momentu magnetycznego próbki, po jej naświetleniu impulsem RF, do stanu wyjściowego.

Voxele badanej przestrzeni można więc różnicować w TRM ze względu na kilka parametrów fizycznych (w przeciwieństwie do np. TK, gdzie jedynym takim parametrem jest liniowy współczynnik osłabienia). Podczas badania TRM można położyć nacisk na obrazowanie **rozkładu gęstości protonów** (PD – proton density), **oddziaływania spin-sieć** (tzw. czas relaksacji podłużnej, albo inaczej czas T_1), lub też na **wzajemne oddziaływanie spinów** (tzw. czas relaksacji poprzecznej, albo inaczej czas T_2). To, który parametr jest badany zależy od algorytmu badania (sposobie nadawania impulsów RF i odbierania odpowiedzi na te impulsy). Zwykle badanie przeprowadza się w taki sposób, aby zebrać podczas jednego badania pacjenta obrazy PD, T_1 jak i T_2 zależne.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

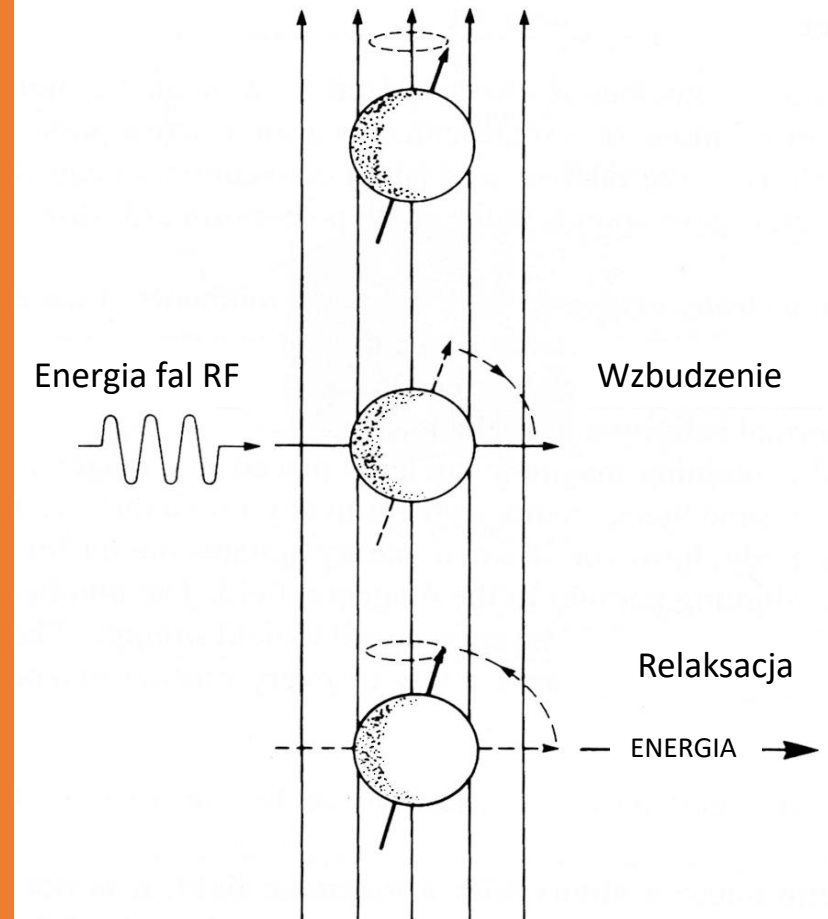
Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

- 1) Oddziaływanie spinów z innymi atomami → czas relaksacji T_1
 - 2) Oddziaływanie spinów między sobą → czas relaksacji T_2
- Wartości T_1 i T_2 zależą od rodzaju substancji umieszczonej w polu B
 - T_1 jest rzędu kilkuset ms a T_2 jest rzędu kilkudziesięciu ms dla tkanek (dla pola $B = 1.5\text{ T}$)
 - Dla płynów czasy relaksacji są większe (~kilka s)

Tabela 3.1 Natężenia sygnału MR, zakres parametrów dla obrazowania T1, T2 i PD-zależnego dla wybranych tkanek mózgu.

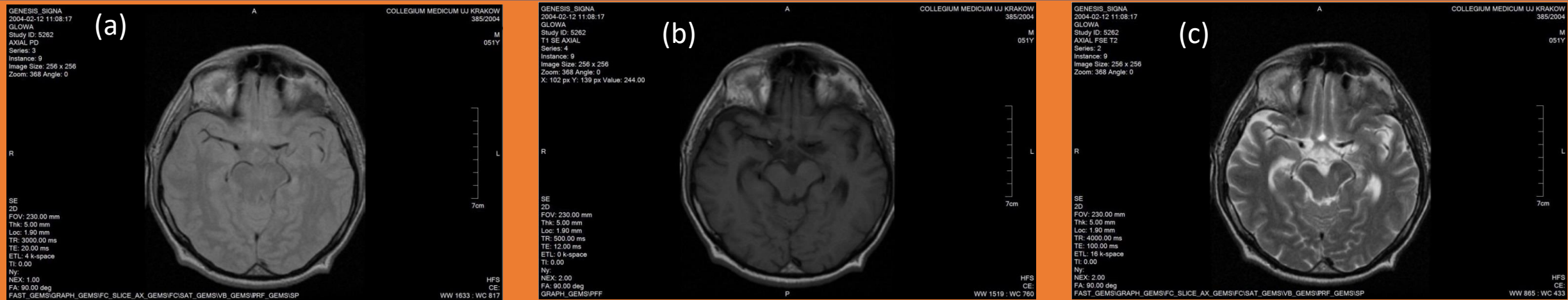
Dla sekwencji impulsów echa spinowego	Zakres TR	Zakres TE	Natężenie sygnału MR
Obrazowanie T2-zależne	Dłuższe niż 2000 ms	80–150 ms	Płyn mózgowo-rdzeniowy: bardzo jasne Istota szara: jasne Istota biała: ciemniejsze Tłuszcz: najciemniejsze (jasne w sekwencjach FSE)
Obrazowanie T1-zależne	450–900 ms przy 3T 400–800 ms przy 1,5T 375–600 ms przy 1,0 T 300–350 ms przy 0,2T	minimalne	Płyn mózgowo-rdzeniowy: najciemniejsze Istota szara: ciemniejsze Istota biała: jasne Tłuszcz: najjaśniejsze
Obrazowanie PD-zależne	Dłuższe niż 2000 ms	minimalne	Płyn mózgowo-rdzeniowy: bardzo jasne Istota szara: jasne Istota biała: ciemniejsze Tłuszcz: najciemniejsze

PD – proton density



5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ



Obrazy TRM mózgu wykonane, jako PD, T1 i T2-zależne (odpowiednio (a), (b) i (c)). Część oznaczeń widocznych na marginesach obrazu jest specyficzna dla TRM, np. TR, TE, TI określają zastosowaną sekwencję impulsów RF. Należy zwrócić uwagę, że podobnie jak w TK obrazy wyświetlane są z zastosowaniem okien tomograficznych opisanych przez „WW” i „WC”.

Aby możliwe było obrazowanie należy zapewnić możliwość oceny sygnału pochodzącego z każdego voxela badanej objętości. W tym celu wykorzystuje się tzw. **pola gradientowe** i matematyczne metody obróbki sygnału. Na zewnętrzne pole B_0 można nałożyć dodatkowe pole o zmiennym w przestrzeni rozkładzie wektora indukcji. Realizuje się to przy pomocy tzw. cewek gradientowych o odpowiednio dobranej geometrii, zasilanych w taki sposób, aby wytworzyć w określonym kierunku liniowy wzrost wektora indukcji. Amplituda zmian przestrzennych gradientów jest rzędu kilkudziesięciu mT/m.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

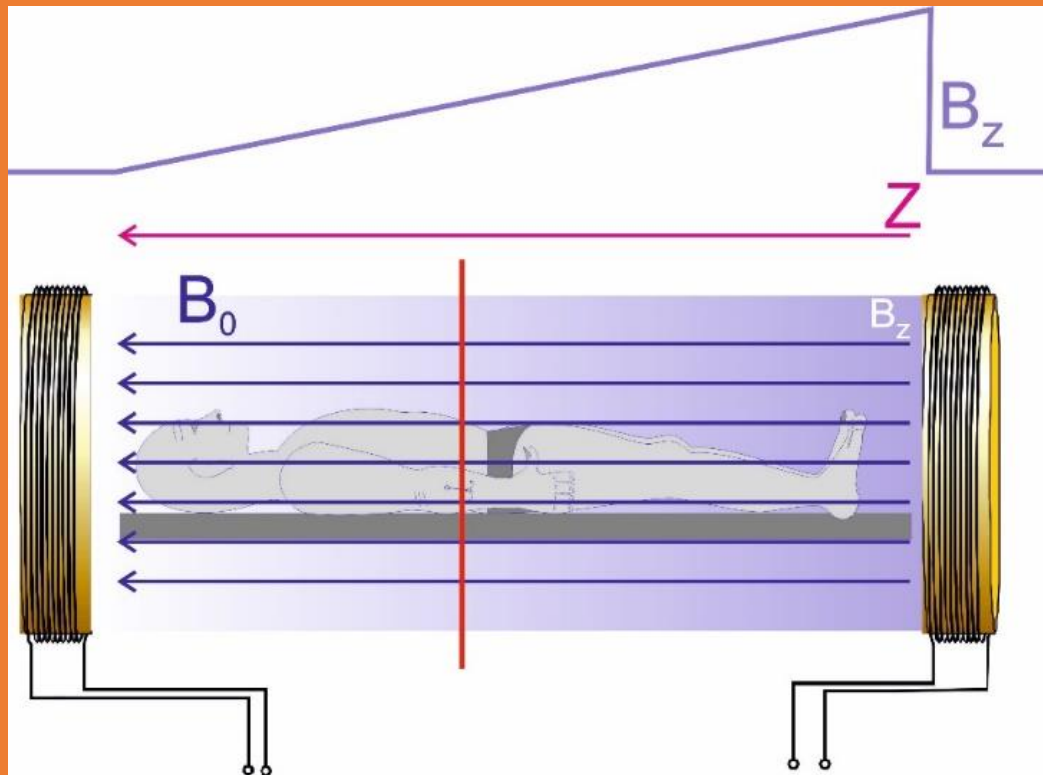
Nałożenie gradientu pola magnetycznego na pole B_0 w określonym kierunku powoduje, że każda płaszczyzna w tym kierunku będzie oddziaływała z polem o innej wartości wypadkowego wektora B (wektory indukcji się sumują). Również częstotliwości rezonansowe ω_L będą teraz zależeć od położenia w wybranym kierunku. Gradienty pola można nałożyć w każdym kierunku przestrzeni (X , Y i Z), przez co w każdym jej punkcie będzie występowało inne pole. Ponieważ pole jest funkcją położenia w przestrzeni, to również częstotliwość rezonansowa jest jego funkcją:

$$\omega_L(x, y, z) = \gamma B(x, y, z)$$

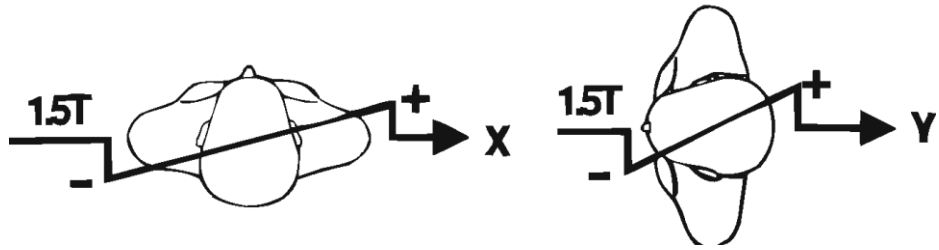
Stosując pola gradientowe różnicowanie sygnałów pochodzących od poszczególnych voxelów badanej przestrzeni można realizować na dwa różne sposoby. Albo zmieniając częstotliwość RF, badamy sygnał pochodzący od poszczególnych voxelów, albo ustalamy częstotliwość RF i skanujemy badaną przestrzeń zmieniając gradienty wzdłuż poszczególnych kierunków. Obydwa rozwiązania zastosowane wprost są mało praktyczne i czasochłonne. W rzeczywistości stosuje się ich kombinację i dodatkowo matematyczne metody analizy sygnałów.

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ



Zasada działania cewki gradientowej. Pacjenta umieszcza się w silnym zewnętrznym polu B_0 (granatowe strzałki). Dodatkowo umieszcza się go pomiędzy dwiema cewkami o odpowiednio dobranej geometrii i zasilanych w taki sposób, aby wzdłuż kierunku Z wytworzyło się pole B_z , którego natężenie zmienia się liniowo z położeniem (na rysunku symbolizowane jest to gradientem koloru fioletowego. Powyżej pokazano zmianę natężenia pola B_z). W ten sposób każda płaszczyzna w kierunku Z, np. ta oznaczona czerwoną pionową linią, charakteryzowana jest inną wartością wektora indukcji, a co za tym idzie inną częstotliwością rezonansową.



$$B(x,y,z) = B_0 + x \cdot G_x + y \cdot G_y + z \cdot G_z$$

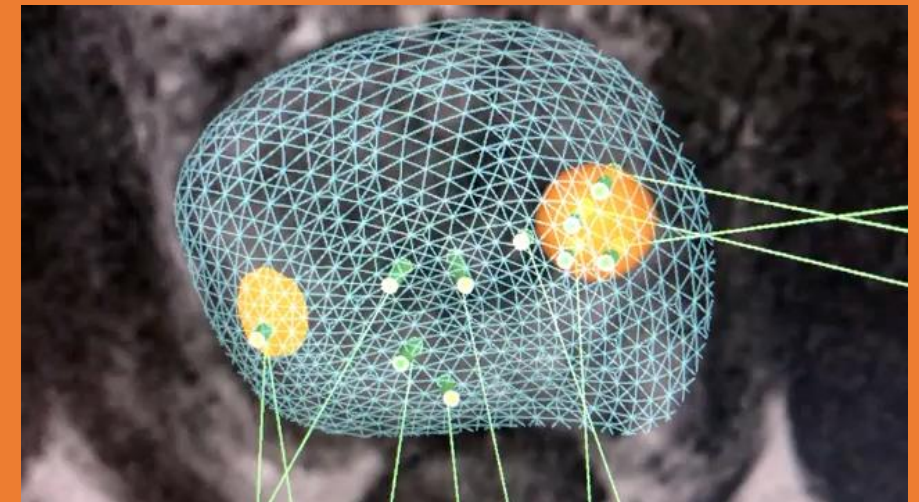
$$v_L(x,y,z) = \text{const} \cdot B(x,y,z)$$

5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Biopsja fuzyjna w diagnostyce raka prostaty

- **Biopsja fuzyjna prostaty** to badanie, podczas którego pobierane są drobne wycinki z gruczołu prostaty
- Przed zabiegiem wykonuje się wieloparametryczny rezonans magnetyczny prostaty (mpMRI), w którym radiolog dokładnie opisuje granice gruczołu krokowego i miejsca podejrzane o rozrost nowotworowy
- Obraz z mpMRI jest przenoszony do aparatu do biopsji fuzyjnej, który w trakcie zabiegu, w czasie rzeczywistym, scala go z obrazem uzyskiwanym dzięki transrektalnemu badaniu ultrasonograficznemu (TRUS) lub przezskórnie przez krocze
- Przesuwanie głowicy USG przesuwają również dopasowany obraz z rezonansu, urolog może dzięki temu pobrać wycinki z dużą dokładnością, ograniczając się do podejrzanej okolicy

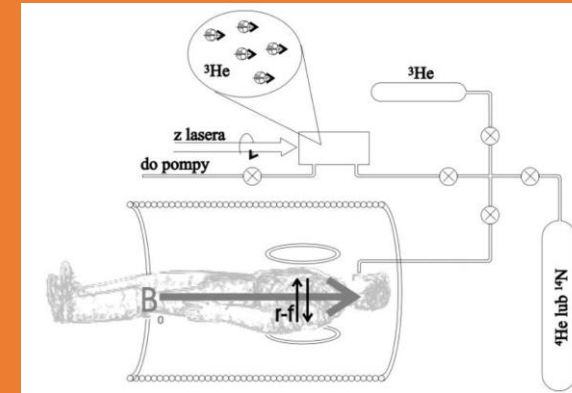


5. Zjawisko rezonansu magnetycznego

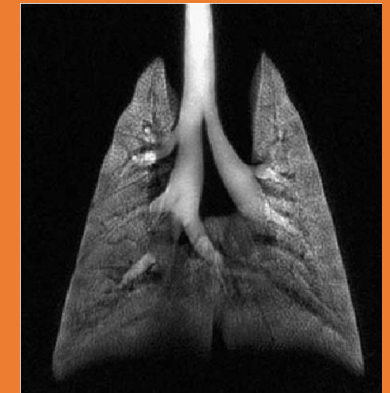
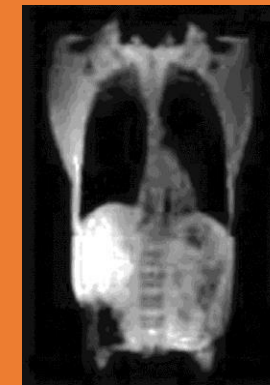
Proszę omówić zasadę obrazowania metodą rezonansu magnetycznego oraz podać 2 przykłady niestandardowych metod diagnostycznych wykorzystujących obrazowanie MRJ

Obrazowanie płuc rezonansem magnetycznym przy użyciu hiperspolaryzowanych gazów szlachetnych

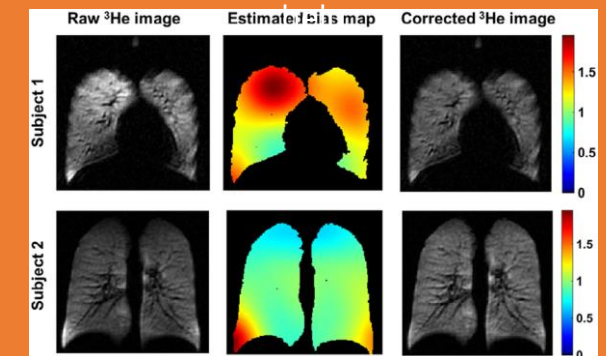
- Przekazując do powłoki elektronowej jąder niektórych gazów szlachetnych moment pędu spolaryzowanej kołowo wiązki lasera, pochłanianej przez gaz – ta dodatkowa energia przekazywana jest jądrum na skutek zderzeń
- Uzyskane w ten sposób zbiorowe uporządkowanie jądrowych momentów magnetycznych utrzymuje się przez wiele godzin
- Praktyczne maksymalne namagnesowanie kompensuje małą gęstość (o wiele mniejszą, niż protonów w ciele) gazu, który aplikuje się pacjentowi



płuca w standardowym obrazowaniu MRI



płuca w obrazowaniu MRI przy użyciu hiperspolaryzowanych jąder



<http://www.foton.if.uj.edu.pl/documents/12579485/0acbdf9f-61d9-4dbc-9a24-e8f1f2f546a0>

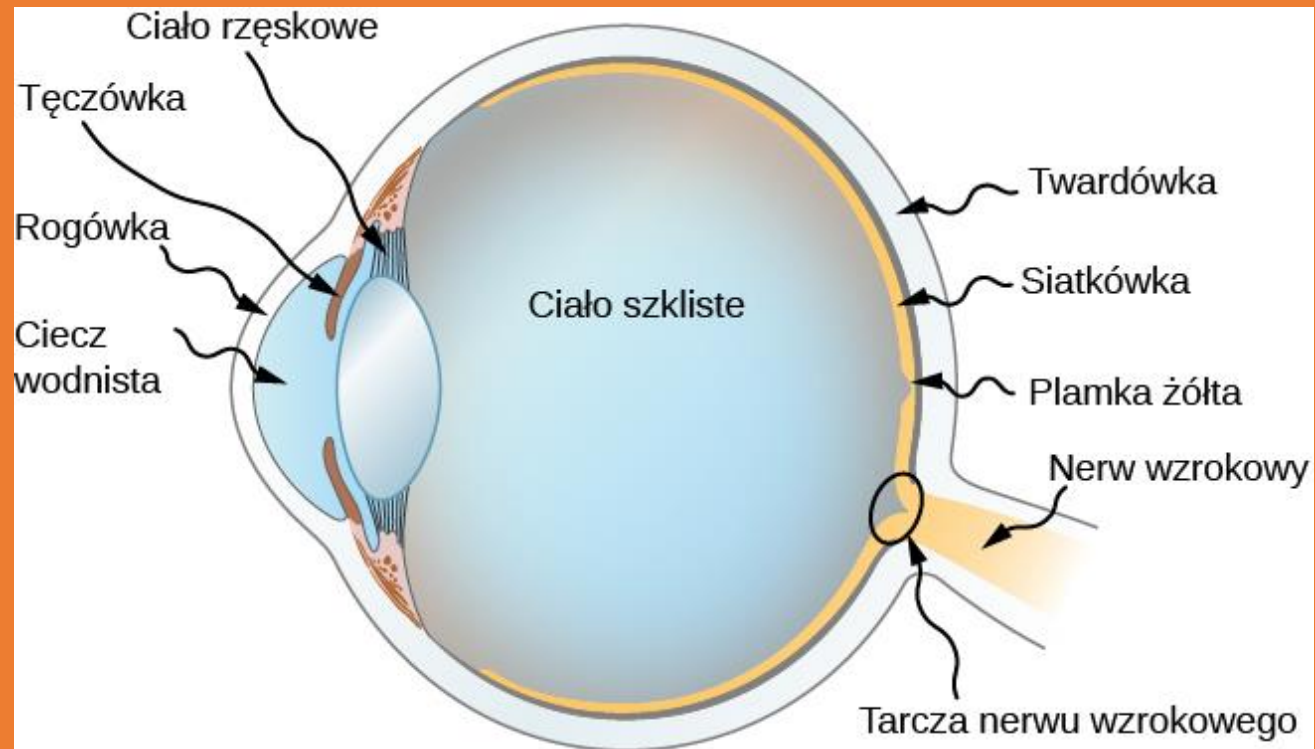
<https://www.researchgate.net/profile/Bernard-Dardzinski/publication/303782105/figure/fig2/AS:390640568422400@1470147377135/Coil-sensitivity-estimation-The-first-column-displays-the-raw-helium-3-3-He-image.png>

6. Układ optyczny ludzkiego oka

Proszę omówić budowę oka jako układu optycznego oraz opisać sposoby korekty wzroku z użyciem soczewek

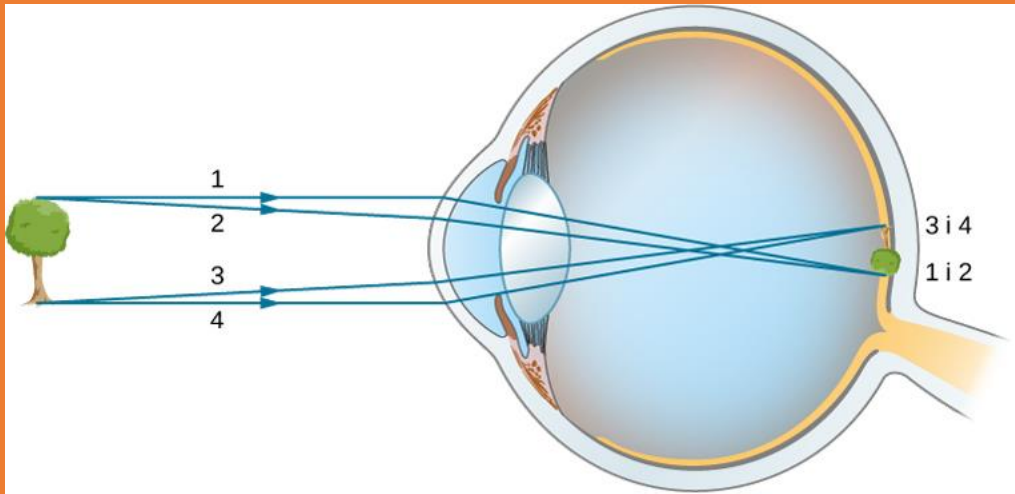
6. Układ optyczny ludzkiego oka

Proszę omówić budowę oka jako układu optycznego oraz opisać sposoby korekty wzroku z użyciem soczewek



6. Układ optyczny ludzkiego oka

Proszę omówić budowę oka jako układu optycznego oraz opisać sposoby korekty wzroku z użyciem soczewek



Zdolność skupiająca soczewki, Z , jest równa odwrotności ogniskowej, f , wyrażonej w metrach:

$$Z = \frac{1}{f}, [Z] = \frac{1}{m} = 1D$$

Dla układu soczewek:

$$Z_{oka} = Z_{rogówki} + Z_{soczewki} \approx 59 D$$

Wzór soczewkowy :

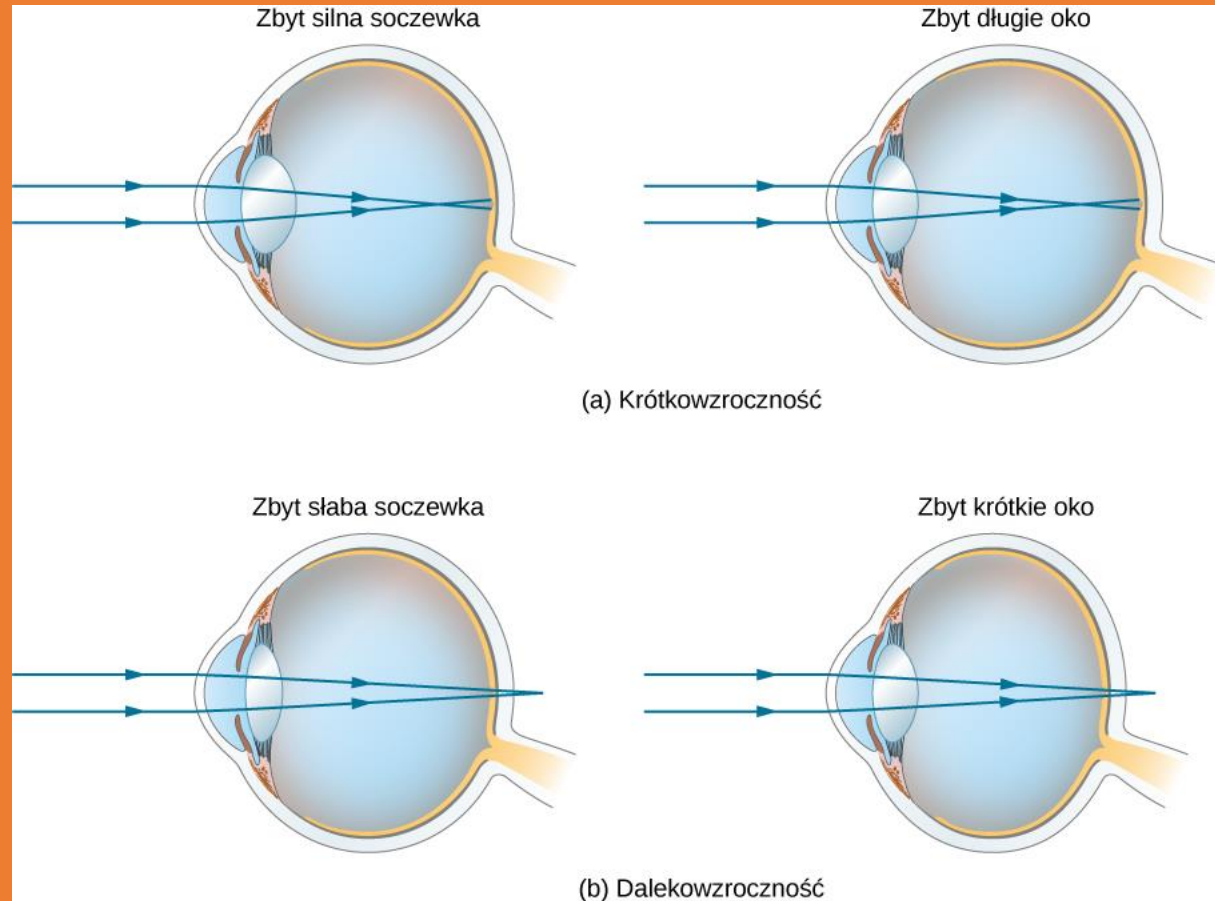
$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left(\frac{1}{r_1} + \frac{1}{r_2} \right),$$

Gdzie n jest współczynnikiem załamania światła materiału, zaś $r_{1,2}$ są promieniami krzywizn soczewki

Materiał	Współczynnik załamania światła
Woda	1,33
Powietrze	1
Rogówka	1,38
Ciecz wodnista	1,34
Soczewka oka	1,41 ¹
Ciało szkliste	1,34

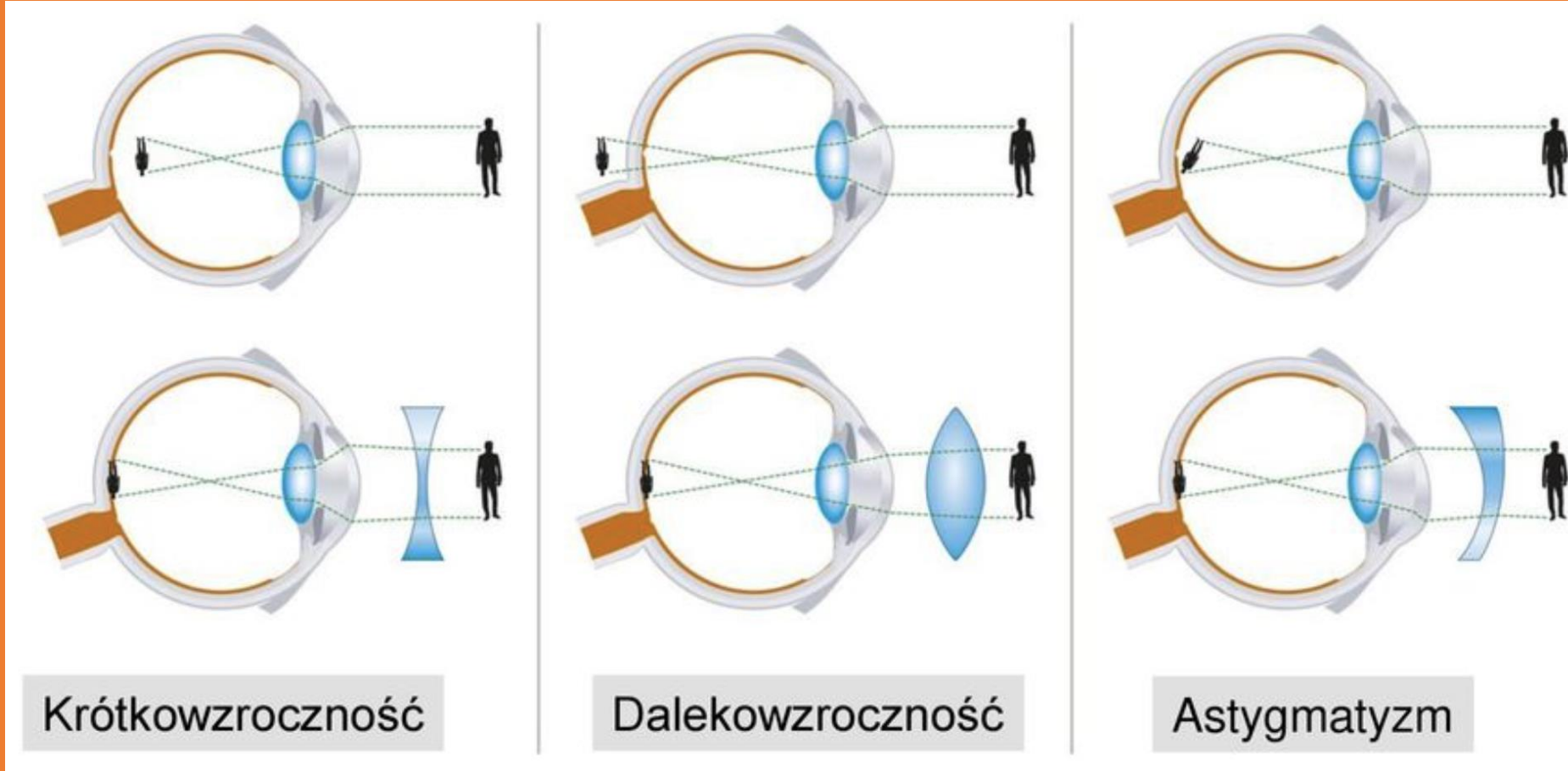
6. Układ optyczny ludzkiego oka

Proszę omówić budowę oka jako układu optycznego oraz opisać sposoby korekty wzroku z użyciem soczewek



6. Układ optyczny ludzkiego oka

Proszę omówić budowę oka jako układu optycznego oraz opisać sposoby korekty wzroku z użyciem soczewek



7. Własności światła laserowego i oddziaływanie promieniowania laserowego z układami biologicznymi

Proszę omówić własności promieniowania laserowego i podać 2 przykłady wykorzystania laserów w medycynie

7. Własności światła laserowego i oddziaływanie promieniowania laserowego z układami biologicznymi

Proszę omówić własności promieniowania laserowego i podać 2 przykłady wykorzystania laserów w medycynie

Laser rubinowy – Al_2O_3 domieszkowany Cr^{3+}

Stan podstawowy $E_1 \rightarrow$ obsadzenie n_1

Stan wzbudzony $E_3 \rightarrow$ obsadzenie $n_3 \rightarrow$ czas życia 10^{-8} s

Stan wzbudzony $E_2 \rightarrow$ obsadzenie $n_2 \rightarrow$ czas życia 10^{-3} s (metatrwały)

W równowadze obsadzenia stanów: $n_1 \gg n_2 > n_3$

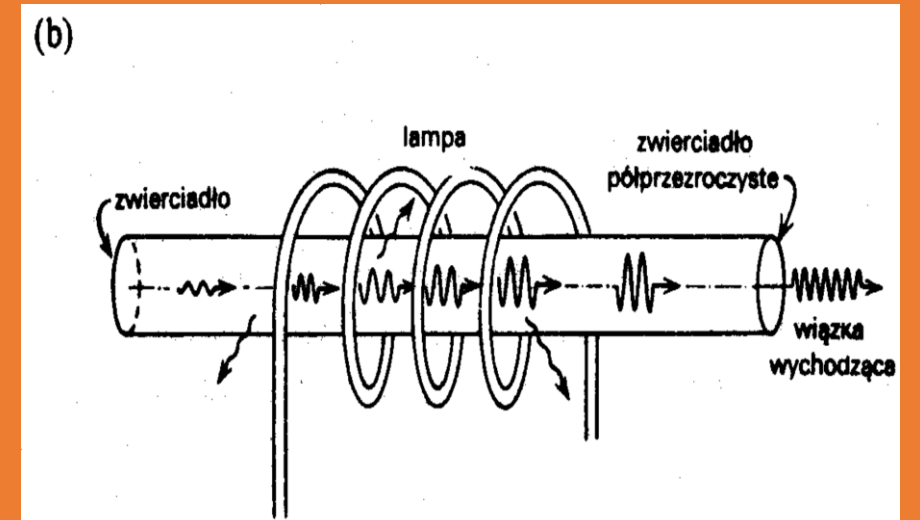
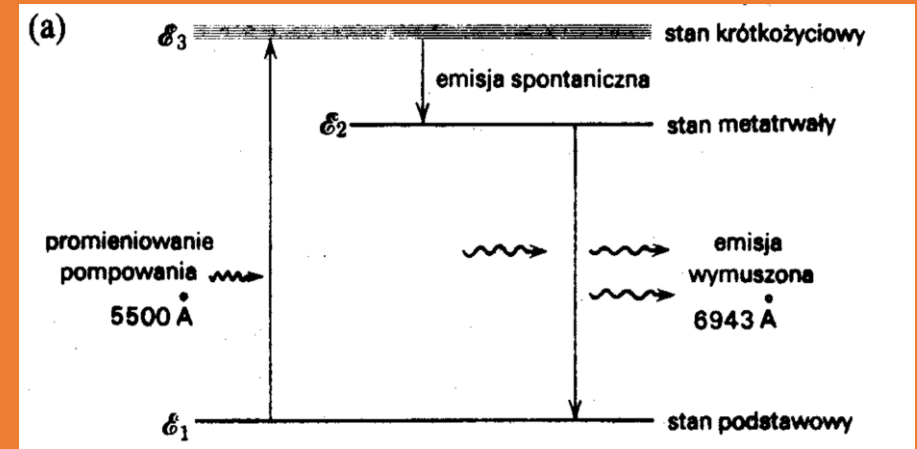
Oświetlamy pręt rubinowy lampą błyskową dostarczającą energie ($10^2 \div 10^4$) J \rightarrow **pompowanie optyczne**

$E_1 \rightarrow E_3 \rightarrow E_2 \rightarrow$ **emisja spontaniczna**

Maleje n_1 i wzrasta $n_2 \rightarrow$ **inwersja obsadzeń** $n_2 > n_1$

Emisja spontaniczna $E_2 \rightarrow E_1 \rightarrow$ bardzo wolny proces

Podstawa działania lasera \rightarrow zjawisko emisji wymuszonej



7. Własności światła laserowego i oddziaływanie promieniowania laserowego z układami biologicznymi

Proszę omówić własności promieniowania laserowego i podać 2 przykłady wykorzystania laserów w medycynie

Stan podstawowy $E_1 \rightarrow$ obsadzenie n_1

Stan wzbudzony $E_3 \rightarrow$ obsadzenie $n_3 \rightarrow$ czas życia 10^{-8} s

Stan wzbudzony $E_2 \rightarrow$ obsadzenie $n_2 \rightarrow$ czas życia 10^{-3} s (metatrwały)

W równowadze obsadzenia stanów: $n_1 \gg n_2 > n_3$

Oświetlamy pręt rubinowy lampą błyskową o energii ($10^2 \div 10^4$) J \rightarrow

pompowanie optyczne

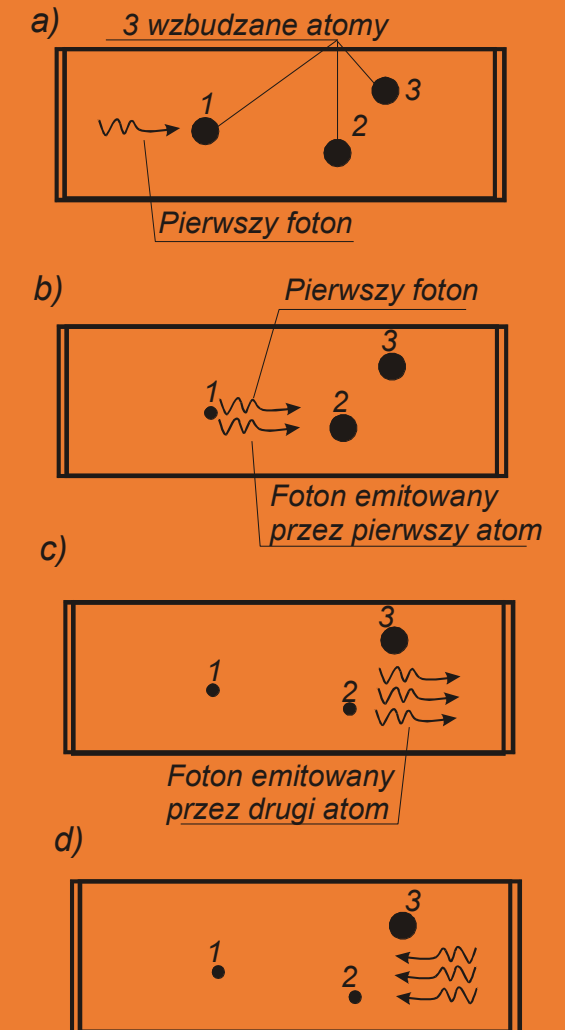
$E_1 \rightarrow E_3 \rightarrow E_2 \rightarrow$ **emisja spontaniczna**

Maleje n_1 i wzrasta $n_2 \rightarrow$ **inwersja obsadzeń** $n_2 > n_1$

Emisja spontaniczna $E_2 \rightarrow E_1 \rightarrow$ bardzo wolny proces

Podstawa działania lasera \rightarrow zjawisko emisji wymuszonej

Naturalna kolimacja w wyniku odbicia od lusterek w rezonatorze – pozostają tylko kwanty poruszające się wzdłuż wybranej osi



7. Własności światła laserowego i oddziaływanie promieniowania laserowego z układami biologicznymi

Proszę omówić własności promieniowania laserowego i podać 2 przykłady wykorzystania laserów w medycynie

Własności promieniowania laserowego

1. Monoenergetyczność

Typ lasera	Długość fali (nm)
Rubinowy	694
CO ₂	10600
Nd:YAG	1060
He-Ne	633
Jonowy (Ar ⁺ , Kr ⁺)	458 ÷ 515
Półprzewodnikowy (GaAs)	630 ÷ 904
Ekscymerowy (XeF, XeCl, KrF)	193 ÷ 351
Barwnikowy	400 ÷ 700

2. Naturalna kolimacja - wąska wiązka o małej rozbieżności kątowej

3. Spójność – wszystkie fale świetlne mają taką samą częstotliwość i fazę



4. Krótki impuls (10^{-9} - 10^{-12} s) i duża moc \rightarrow 1 mJ w 1 ns, czyli $P = 1$ MW (średnia moc przy częstotliwości repetycji impulsów 10 Hz = 10 mW), choć istnieją lasery pracujące w sposób ciągły!

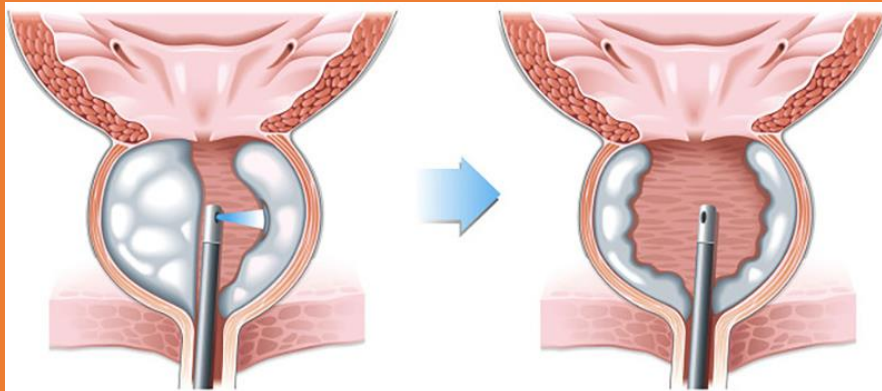
7. Własności światła laserowego i oddziaływanie promieniowania laserowego z układami biologicznymi

Proszę omówić własności promieniowania laserowego i podać 2 przykłady wykorzystania laserów w medycynie

Laserowa korekcja wzroku metodą LASIK



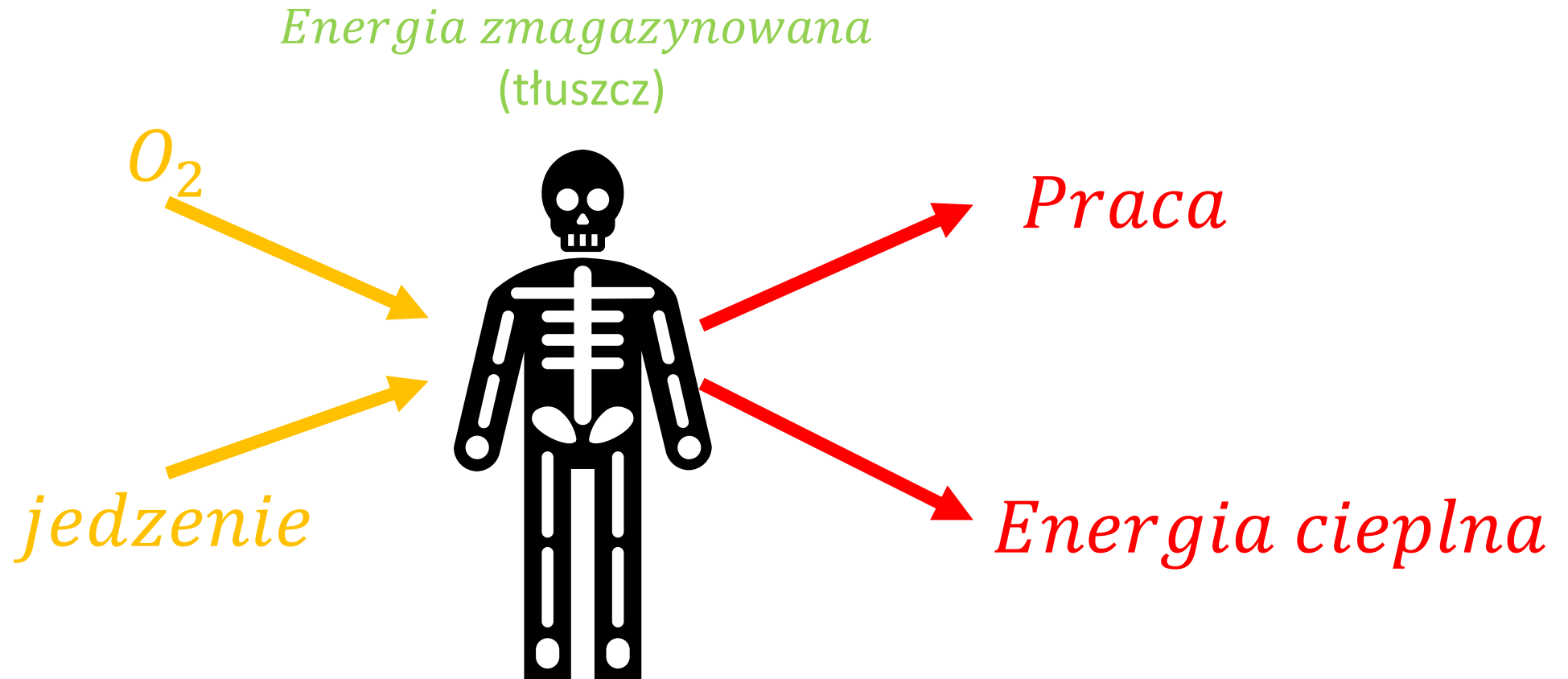
Laser holmowy (Ho:YAG) w małoinwazyjnych zabiegach urologicznych



Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

VII. Organizm człowieka jako układ termodynamiczny

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka



$$\text{Energia dostarczana} = \text{energia zmagazynowana} + \text{energia wydzielana}$$

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

Podstawowa przemiana materii (PPM, BMR - Basal Metabolic Rate) jest to najniższe tempo przemiany materii w organizmie. Niezbędne do podtrzymania podstawowych funkcji życiowych człowieka znajdującego się w stanie czuwania, w warunkach zupełnego spokoju i komfortu cieplnego.

PPM pochłania od 45% do 70% dziennego zapotrzebowania energetycznego człowieka (1500-1800 kcal).

Mierzy się ją o 5 rano, przez 30-60 minut i zakłada, że jest stała w ciągu dnia.

Całkowite Zużycie Energii (TEE – Total Energy Expenditure)

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

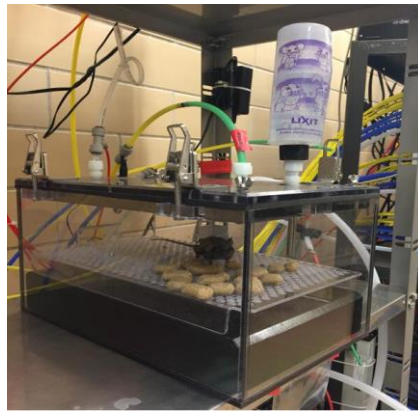
Szacunkowy udział poszczególnych narządów w PPM

Układ nerwowy	25%
Wątroba	20%
Nerki	6-7%
Serce	6-7%
Pozostałe narządy	42%

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

BMR mierzy się np. **metodami kalorymetrycznymi:**

- **kalorymetria bezpośrednia** (direct calorimetry) polega na bezpośrednim *pomiarze* ciepła wytwarzanego przez organizm
- **kalorymetria pośrednia** (indirect calorimetry) polega na *obliczeniu* ciepła wytwarzanego przez organizm w oparciu o wyniki bezpośredniego pomiaru składów gazów oddechowych (poboru tlenu i produkcji CO₂) i wydzielenia azotu (mocznika u organizmów lądowych, amoniaku u wodnych)



VII. Organizm człowieka jako układ termodynamiczny

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

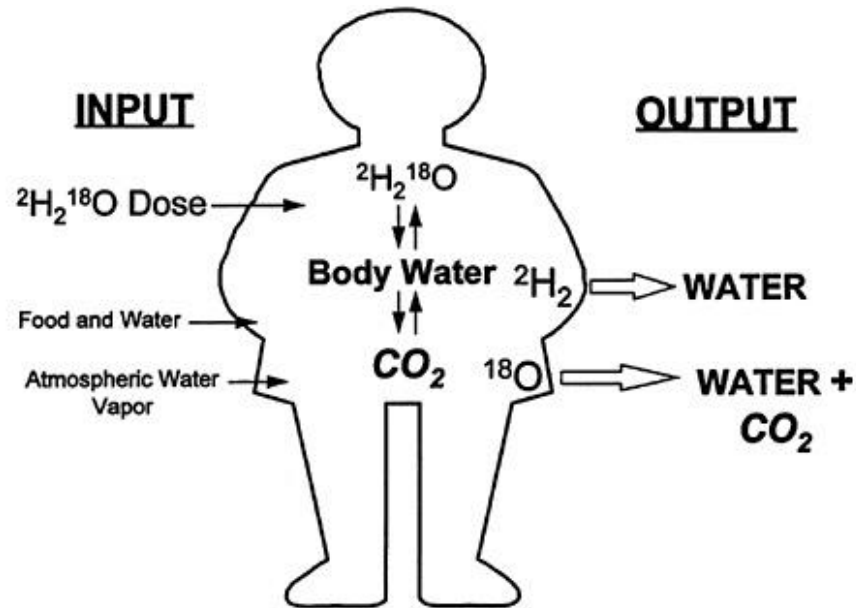
Całkowity wydatek energetyczny (TEE – Total Energy Expenditure): „PPM + RESZTA”

Złotym standardem pomiarowym jest **metoda podwójnie znakowanej wody** (DLW – Doubly Labeled Water)

- pacjent wypija dawkę wody, w której atomy tlenu i wodoru zostały częściowo lub całkowicie zastąpione izotopami – deuterem (^2H) i tlenem-18 (^{18}O)
- oba izotopy są uwalniane z ciała w wodzie (mocz, pot), ale tlen – również z wydychanym CO_2
- **różnica szybkości zaniku obu izotopów jest proporcjonalna do ilości wydzielonego CO_2**
- kosztowna i zaawansowana – wymaga m.in. spektrometru masowego do analizy próbek moczu, nadaje się do długich (rzędu kilku tygodni) serii pomiarowych

VII. Organizm człowieka jako układ termodynamiczny

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka



$$^{18}\text{O} \text{ elimination (water + CO}_2) - ^2\text{H}_2 \text{ elimination (water)} = \text{CO}_2 \text{ Production}$$

Różnica w szybkościach zaniku obu izotopów jest proporcjonalna do ilości wydzielonego CO_2 .

Ilość wydzielonego CO_2 pozwala określić całkowity wydatek energetyczny.

Proszę zastosować zasadę zachowania energii dla organizmu człowieka

Całkowity wydatek energetyczny (TEE – Total Energy Expenditure): PPM + RESZTA

Równie skuteczną metodą jest **ergospirometria** (respirometria) – połączona z pośrednią lub bezpośrednią kalorymetrią.



Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

VIII. Wybrane zagadnienia elektrofizjologii

Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

- Jeśli po dwu stronach błony selektywnej wytworzyć różnicę stężeń jonów, to na skutek dyfuzji będą one przechodziły z przedziału o stężeniu wyższym do przedziału o stężeniu niższym.
- Napędzany gradientem stężeń przepływ jonów pomiędzy przedziałami można zatrzymać, wytwarzając pomiędzy nimi odpowiednią różnicę potencjałów elektrycznych.
- Pole elektryczne będzie powodowało ruch jonów (**migrację**) w stronę przeciwną do kierunku ich ruchu związanego z **dyfuzją**.

W ten sposób może dojść do równowagi pomiędzy strumieniem dyfuzyjnym i migracyjnym. Zatem całkowity strumień jonów przez błonę będzie równy zero i stężenia jonów w obu przedziałach przestaną się zmieniać. Wartość różnicy potencjałów, przy której dochodzi do takiej równowagi, nazywamy **potencjałem równowagi** (Nernsta):

$$\Delta V_{Na} = \frac{RT}{zF} \ln \frac{[Na^+]_{out}}{[Na^+]_{in}}$$

gdzie: R oznacza stałą gazową, T to temperaturę, z to wartościowość jonu (dla sodu $z=1$), F jest stałą Faraday'a, $[Na^+]_{out}$ i $[Na^+]_{in}$ to stężenie jonów na zewnątrz i wewnątrz błony komórkowej.

VIII. Wybrane zagadnienia elektrofizjologii

Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

Wszystkie występujące w komórce jony mają swój określony potencjał Nernsta, który starają się „narzucić” całej komórce, minimalizując w ten sposób swoją energię.

Ponieważ potencjały Nernsta różnych jonów są różne, chwilowe osiągnięcie przez komórkę potencjału równego potencjałowi Nernsta określonej grupy jonów sprawia, że

wpływ pozostałych, niezrównoważonych potencjałów rośnie, nie pozwalając na ustanie aktywności elektrochemicznej komórki, która oznaczałaby jej śmierć. Fakt, iż potencjały różnych rodzajów jonów są różne umożliwia pobudliwość komórek.

Potencjał Nernsta określa stan równowagi, w którym ustala się określone stężenie każdego ze składników (różnych jonów, Cl⁻, Ca²⁺, Na⁺ itd.) i wszelki przepływ przez błonę ustaje. Żywa komórka nigdy nie znajduje się w stanie równowagi, może jedynie osiągać stany stacjonarne, gdy określone stężenie jonów (i wynikająca z tego różnica potencjałów występująca na błonie komórkowej) jest wynikiem ciągłego przepływu jonów przez błonę, do i z komórki.

Stężenia jonów i wartości potencjałów Nernsta wybranych jonów dla komórki mięśniowej.

jon	stężenie [mM] - IN	stężenie [mM] - OUT	potencjał Nernsta [mV]
K ⁺	155	4	-98
Na ⁺	12	145	67
Ca ²⁺	10 ⁻⁴	1.5	130
Cl ⁻	4	120	-90

VIII. Wybrane zagadnienia elektrofizjologii

Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

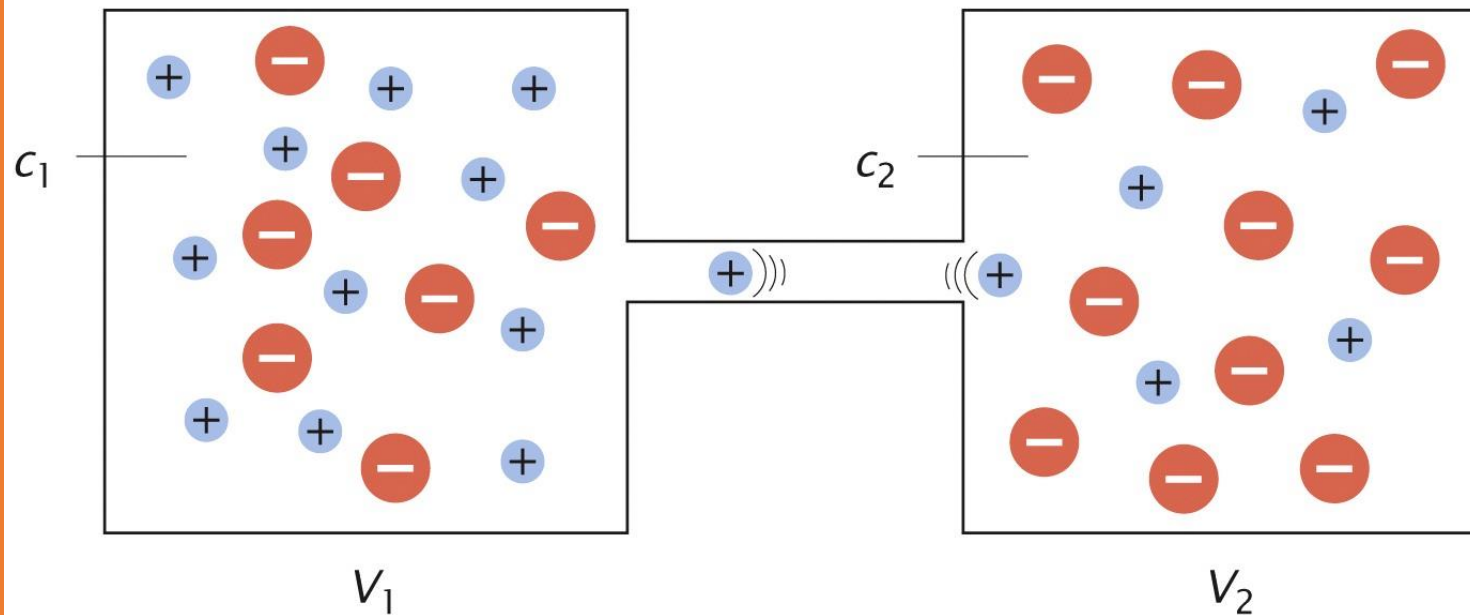


Figure 17.2 Physical Biology of the Cell, 2ed. (© Garland Science 2013)

$$p_{1,2} = \frac{1}{Z} \exp(-zeV_{1,2}/kT)$$

$$\frac{c_1}{c_2} = \frac{p_1}{p_2} = \frac{e^{-zeV_1/kT}}{e^{-zeV_2/kT}} / \ln()$$

$$V_2 - V_1 = \frac{kT}{ze} \ln \frac{c_1}{c_2}$$

- Potencjał Nernsta wyprowadza się, rozważając względne prawdopodobieństwo przedyfundowania danych jonów z jednej strony błony selektywnej na drugą zgodnie z gradientem stężeń i wbrew gradientowi elektrycznemu
- Prawdopodobieństwa te dane są tzw. czynniki Boltzmann

VIII. Wybrane zagadnienia elektrofizjologii

Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

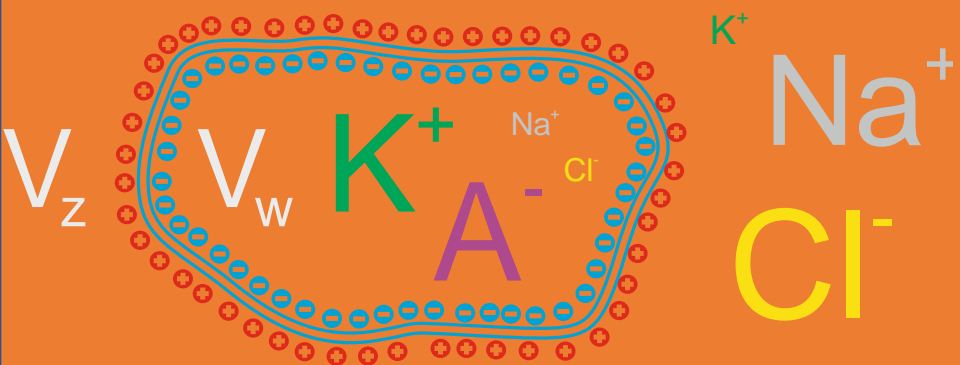
Pomiędzy wnętrzem komórek a płynem zewnątrzkomórkowym występuje ujemny potencjał elektryczny, tzw. **potencjał spoczynkowy (PS)**. Potencjał elektryczny wnętrza komórki jest o 70 mV niższy od potencjału jej otoczenia.

Neurony od -60 do -80 mV

Komórki mięśni od -80 do -90 mV

Potencjał błonowy wynika z nierównomiernego rozmieszczenia jonów Na⁺, K⁺, Cl⁻ i anionów organicznych po obu stronach błony. Błona komórkowa w sposób aktywny utrzymuje ten potencjał na stałym poziomie.

Wnętrze komórki jest elektrycznie obojętne. Tuż przy samej błonie gromadzą się ładunki, jak na okładkach kondensatora.



$$\Delta V = V_z - V_w < 0$$

Do obliczeń potencjału spoczynkowego używa się często wzoru **Goldmana – Hodgkina – Katza (GHK)**:

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \left(\frac{p_K [K^+]_{out} + p_{Na} [Na^+]_{out} + p_{Cl} [Cl^-]_{in}}{p_K [K^+]_{in} + p_{Na} [Na^+]_{in} + p_{Cl} [Cl^-]_{out}} \right),$$

gdzie: V_m to potencjał błonowy w [V], p_i – przepuszczalność i-tego rodzaju jonów w [m/s]. Wygodnie zapamiętać, iż czynnik RT/F w przybliżeniu równy jest 26.7 mV dla fizjologicznej temperatury ludzkiego ciała.

Proszę omówić różnicę między potencjałem Nernsta i potencjałem spoczynkowym. Dlaczego w ludzkich komórkach występują pompy Na/K, a nie występują pompy Cl?

Potencjał Nernsta określa stan równowagi, w którym ustala się określone stężenie każdego ze składników (różnych jonów, Cl^- , Ca^{2+} , Na^+ itd.) i wszelki przepływ przez błonę ustaje.

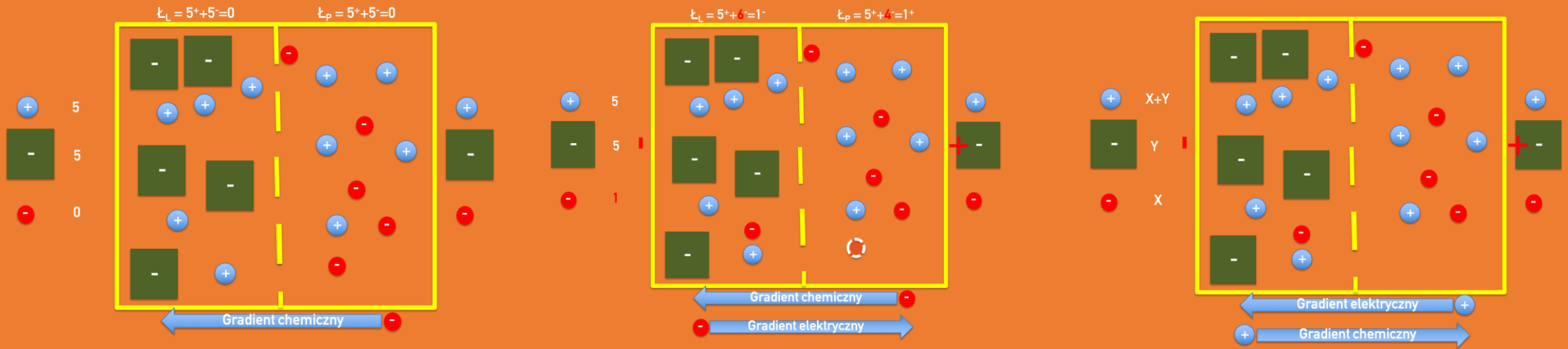
Żywa komórka nigdy nie znajduje się w stanie równowagi, może jedynie osiągać stany stacjonarne, gdy określone stężenie jonów (i wynikająca z tego różnica potencjałów występująca na błonie komórkowej) jest wynikiem ciągłego przepływu jonów przez błonę, do i z komórki.

Proszę omówić równowagę Donnana na przykładzie erythrocytu

Proszę omówić równowagę Donnana na przykładzie erythrocytu

Opis transportu jonów między komórką a otoczeniem sprowadza się w istocie do uwzględnienia dodatkowych oddziaływań, którymi są oddziaływania elektrostatyczne. Oprócz efektów wywołanych różnicą stężeń musi także uwzględnić oddziaływania elektrostatyczne. Dążenie układu do minimalizowania energii, czyli wyrównania ładunków elektrycznych i stężeń po obu stronach, jest głównym napędem procesów odpowiedzialnych za komunikację komórek z otoczeniem i sobą nawzajem. Oczywiście może się zdarzyć, np. w przypadku komórek pobudliwych, że wyrównanie różnicy stężeń tylko nasili różnicę między wypadkowym ładunkiem układu (komórki) i otoczenia.

Proszę omówić równowagę Donnana na przykładzie erythrocytu



Rozpatrzmy dwa roztwory elektrolitów rozdzielone błoną półprzepuszczalną. Początkowe stężenia jednego rodzaju anionów (czerwone kulki) nie jest takie samo po obu stronach błony, co przejawia się istnieniem gradientu stężeń w poprzek błony. Ponieważ jony te mogą dyfundować przez błonę, po pewnym czasie ich stężenie w lewej części naczynia zacznie rosnać. W wyniku dyfuzji anionu początkowa równość wypadkowych ładunków elektrycznych obu rozdzielonych błoną przedziałów zostanie zburzona, powstanie gradient potencjału elektrycznego, na który zareagują małe kationy (niebieskie kulki), które zaczną przenikać do prawej części naczynia, pomimo ich równego stężenia po obu stronach błony. Po pewnym czasie wytworzy się równowaga między gradientem chemicznym i elektrycznym po obu stronach błony, nazywamy ją równowagą Donnana (Gibbsa-Donnana). Jeśli do rozdzielonych błoną przedziałów zanurzymy odpowiednie elektrody, powstanie ogniwo