



**UNIWERSYTET MEDYCZNY W BIAŁYMSTOKU**

# **OCHRONA RADIOLOGICZNA Z ELEMENTAMI FIZYKI WSPÓŁCZESNEJ**

**Skrypt dla studentów elektroradiologii**

**w ramach projektu „Wykorzystywanie nowych metod i narzędzi  
w kształceniu studentów UMB w zakresie ochrony radiologicznej”**

**Autorzy:**

**mgr inż. Ryszard Kowski**

**dr hab. n. med. Ewa Sierko**

**lek. med. Izabela Sackiewicz**

**mgr Ewa Pasieka**

**Recenzent:**

**prof. dr hab. n. med. Andrzej Urbanik**

**Nadzór merytoryczny:**

**prof. dr hab. n. med. Urszula Łebkowska**

**mgr Ewa Pasieka**

**Białystok 2016**

# **OCHRONA RADIOLOGICZNA Z ELEMENTAMI FIZYKI WSPÓŁCZESNEJ**

**Skrypt dla studentów elektroradiologii**

**Ryciny i fotografie w skrypcie:**

**mgr inż. Ryszard Kowski**

**ISBN 978-83-940670-5-2**

## **Spis treści**

<b>0 . Wstęp</b>	<b>5</b>
0 .1. Zakres skryptu	5
0 .2. Układ skryptu	5
<b>I . Przypomnienie podstaw</b>	<b>8</b>
I .1. Obrazowanie	8
I .2. Nośniki energii, wielkości i ich opis	15
I .3. Pole	22
I .4. Fala	24
I .5. Zasady i zjawiska	34
<b>II . Część szczegółowa</b>	<b>46</b>
II .1. Fala mechaniczna – ultradźwięki	46
II .2. Fala elektromagnetyczna – zakres radiowy	59
II .3. Fala elektromagnetyczna – mikrofałe	69
II .4. Fala elektromagnetyczna – podczerwień	73
II .5. Fala elektromagnetyczna – światło widzialne	77
II .6. Fala elektromagnetyczna – nadfiolet	84
II .7. Fala elektromagnetyczna – promieniowanie rentgenowskie	88
II .8. Fala elektromagnetyczna – promieniowanie gamma	122
<b>III . Ochrona – zasady i przepisy</b>	<b>127</b>
III.1. Ochrona przed czynnikami szkodliwymi – zasady ogólne.	127
III.2. Ochrona przed czynnikami szkodliwymi – zasady szczegółowe	130
III.2.1. Fala mechaniczna – ultradźwięki	130
III.2.2. Pole magnetostaticzne i magnetoelektryczne; fala elektromagnetyczna – zakres radiowy i mikrofał	131
III.2.3 Fala e-m – zakres podczerwieni, światła widzialnego i nadfioletu	133
III.2.4. Fala elektromagnetyczna – zakres promieniowania jonizującego	135
III.3. Ściąga	141
<b>IV . Testy i ćwiczenia</b>	<b>142</b>
IV.1. Testy wyposażenia radiologicznego.	142
IV.2. Ćwiczenia	143
IV.2.1. Parametry ekspozycji – parametry obrazu: energia kwantów	147
IV.2.2. Parametry ekspozycji – parametry obrazu: rozdzielczość przestrzenna	148

IV.2.3. Geometria	<b>149</b>
IV.2.4. Kratka przeciwrozproszeniowa	<b>150</b>
IV.2.5. Automatyczna kontrola ekspozycji – radiografia	<b>152</b>
IV.2.6. Automatyczna kontrola parametrów ekspozycji – fluoroskopia	<b>154</b>
IV.2.7. Jakość odwzorowania kształtów we fluoroskopii	<b>155</b>

## **0. Wstęp**

### **0.1. Zakres skryptu**

Czynniki fizyczne, których wykorzystanie w medycynie omówione zostało w niniejszym skrypcie, zostały ograniczone do fal dźwiękowych i elektromagnetycznych. Skrypt nie dotyczy pomiarów biopotencjałów ani metod diagnostycznych innych, niż obrazowanie. Dotyczy również wykorzystania tych czynników do leczenia: bezpośrednio lub jako obrazowego narzędzia nadzoru i monitorowania leczenia.

Aby otrzymać obraz lub przeprowadzić leczenie należy do rejestratora obrazu lub pacjenta dostarczyć jakąś formę energii wywołującej określoną reakcję tkanki i elementów rejestratora. Układ skryptu został zdeterminowany podziałem na różne rodzaje energii i jej nośników.

Zadaniem skryptu nie jest dublowanie wykładów i wiadomości uzyskanych podczas innych zajęć. Omawiane tu podstawy fizyczne i techniczne będą więc jedynie krótkim przypomnieniem najważniejszych informacji, związanych bezpośrednio z wyposażeniem, z którym w swojej pracy styka się technik elektroradiologii oraz z własnościami i jakością obrazu, a także z zagrożeniami dotyczącymi zarówno pacjenta, personelu, jak i wyposażenia. Tworzenie obrazów medycznych i leczenie wymaga umiejętnego wykorzystania zjawisk i reguł fizycznych. Większość z nich jest już znana ze szkoły lub zajęć prowadzonych na innych przedmiotach. Zrozumienie zasad ich wpływu na zawartość informacyjną tworzonych obrazów, skuteczność procesów terapeutycznych oraz zaburzenia prawidłowego funkcjonowania organizmu pozwoli na właściwą optymalizację wykonywanych działań, a więc na rzeczywistą realizację uniwersalnej zasady ALARA (As Low As Reasonably Achievable), czyli osiągnięcie zamierzonego efektu jak najniższym kosztem (zdrowia, nakładu pracy, finansowym, itp.). Siłą rzeczy stosować będziemy pewne uproszczenia, nie sprzeczne z zasadami fizyki, ale pozwalające na szybkie zrozumienie podstawowych zasad, wielkości, zależności i wzajemnych oddziaływań.

### **0.2. Układ skryptu**

Skrypt opracowany został tak, by stanowił prosty przewodnik po poszczególnych obszarach wykorzystania nośników różnych rodzajów energii.

Szczególny nacisk położono na obrazowanie w zakresie rentgenodiagnostyki.

W **Części I** powiemy czym jest obraz, w szczególności obraz medyczny oraz przypomnimy podstawowe pojęcia z fizyki, dotyczące pól i fal.

**Część II** to obszar kliniczny. W jego kolejnych rozdziałach omówione są czynniki fizyczne wykorzystywane w obrazowaniu lub leczeniu, zebrane w **Tabeli 0.2.1**.

**Tabela 0.1.1.** Podział nośników energii.

1		Fala mechaniczna – ultradźwięki
2		Fala e-m – zakres radiowy
3		Fala e-m – zakres mikrofal
4		Fala e-m – zakres podczerwieni
5		Fala e-m – zakres światła widzialnego
6		Fala e-m – zakres nadfioletu
7		Fala e-m – zakres promieniowania jonizującego – promieniowanie X
8		Fala e-m – zakres promieniowania jonizującego – promieniowanie gamma

Każdy z wymienionych w tabeli rozdziałów omawia następujące zagadnienia:

1. Kliniczny zakres stosowania
2. Podstawy fizyczne i techniczne
3. Technika
4. Oddziaływanie z materią
5. Oddziaływanie z tkanką
6. Zagrożenia dla człowieka
7. Zagrożenia dla wyposażenia
8. Wpływ na jakość obrazu
9. Optymalizacja
10. Bibliografia

W **Części III** krótko omówione będą, organizacja ochrony przed czynnikami szkodliwymi, obowiązujące w Polsce i na świecie przepisy prawne oraz znaki ostrzegawcze stosowane w każdej z omawianych dziedzin.

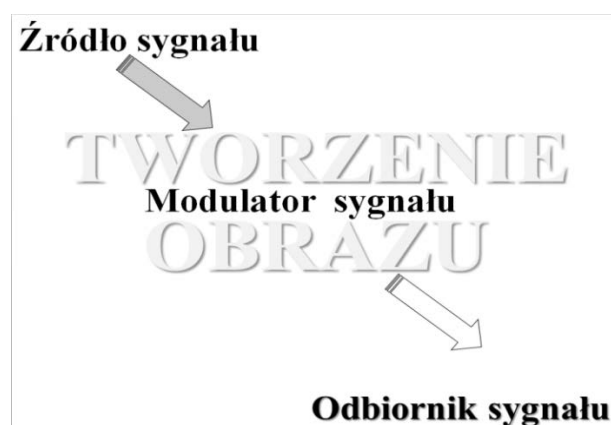
**Część IV** zawiera opis ćwiczeń przewidzianych do wykonania podczas zajęć.

# **I. Przypomnienie podstaw**

## **I.1. Obrazowanie. Obrazowanie medyczne**

Obrazowanie to ostateczny efekt współdziałania z sygnałem (nośnikiem informacji) trzech elementów: źródła tegoż sygnału, modulatora i rejestratora. Ogólną zasadą jest uzyskanie właściwego stosunku sygnału do szumu, czyli taka nadwyżka nośnika nad losowym „mrowieniem” obrazu, by z wystarczającą dokładnością dało się odczytać zawarte w nim informacje. Różne są metody zapewnienia tej nadwyżki: zwiększenie ilości nośnika (w rentgenodiagnostyce wiąże się to ze zwiększeniem narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące), wielokrotne powtarzanie akwizycji (tomografia rezonansu magnetycznego), wyciszanie szumów, wielokrotne przeliczanie tych samych danych (iteracje), filtrowanie informacji i wiele, wiele innych... Ważne, by do rejestratora obrazu dotarło wystarczająco dużo informacji. **Rysunek I.1.1.** przedstawia podstawowy schemat tworzenia obrazu.

**Rysunek I.1.1. Podstawowy schemat tworzenia obrazu.**



Obraz, w tym również obraz medyczny, jest mapą wartości jakiegoś parametru. Parametr ten zależy od nośnika informacji i sposobu jego zastosowania.

Niezwykle ważną rzeczą jest zrozumienie i umiejętność interpretacji obrazu. Rentgenowski obraz analogowy jest prostym odwzorowaniem osłabienia promieniowania przez badany obiekt. Nawet z dobrą lupą nie zauważymy ziaren srebrnych, które obraz tworzą. Prawidłowo naświetlone i wywołane zdjęcie rentgenowskie nie kryje w sobie problemów interpretacyjnych wynikających natury obrazu, a nie z zawartych w nim informacji klinicznych. Inaczej sprawa ma się z obrazem cyfrowym, który zawsze będzie jedynie lepszym lub gorszym przybliżeniem rzeczywistości. Analiza obrazu cyfrowego przypomina trochę czynności uczestnika zawodów na orientację, który ma w ręku mapę topograficzną terenu, przez który będzie wędrował. Bez umiejętności „czytania” mapy nigdzie nie dotrze. Zrozumienie natury obrazu medycznego i zasad jego czytania pozwoli na prawidłowe sterowanie jego wykonaniem oraz uniknięcie lub minimalizację



obecności artefaktów w obrazie lub, jeśli już nie da się artefaktów na obrazie uniknąć, przynajmniej dostrzeżenie różnicy między obrazem struktur rzeczywistych a artefaktem. Uświadomienie sobie, że obraz cyfrowy jest zawsze jedynie przybliżeniem rzeczywistości, a nie jej jednoznaczny odwzorowaniem zmniejszy zdecydowanie ilość popełnianych błędów podczas jego interpretacji.

Zacznijmy zatem od uświadomienia sobie pewnych podstawowych pojęć z... topografii i kartografii. To przecież też obrazy. Tak będzie nam łatwiej zrozumieć tajniki obrazu medycznego.

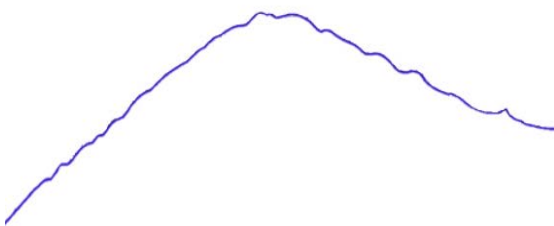
Mapa przedstawiająca teren może ukazywać ukształtowanie jego powierzchni (czyli „topografię”), może ukazywać rozmieszczenie roślinności lub bogactw naturalnych, może ukazywać strukturę geologiczną na różnych głębokościach (a więc strukturę wewnętrzną). Obrazy medyczne są daleko bardziej zróżnicowane. Obrazy radiograficzne (zdjęcia rentgenowskie) pokazują mapę współczynników pochłaniania promieniowania rentgenowskiego zależną przede wszystkim od gęstości tkanek i narządów. Podobnie tomografia komputerowa. Ale jeśli podamy pacjentowi środek kontrastujący i będziemy oceniać jego stężenie lub przemieszczanie w czasie, to co prawda nadal będzie to mapa współczynników pochłaniania, ale informacje, które można z niej wyczytać będą już dotyczyły funkcji tkanek i narządów.

W latach 70. ubiegłego stulecia obrazowanie medyczne zostało zrewolucjonizowane poprzez stworzenie metody tomografii komputerowej, czyli obrazowania warstwowego ukazującego, z niespotykaną do tamtego czasu precyzją, strukturę wewnętrzną pacjenta. Obraz każdej z warstw (też jest to mapa współczynników pochłaniania) ukazuje kształty i budowę struktur ciała pacjenta. Ale tu znowu kłania się umiejętność czytania tej mapy. Cóż prostszego, jak zmierzenie wielkości zmiany na obrazie cyfrowym. Programista wyposażył nas w możliwość ustawienia na obrazie punktów – znaczników, a komputer natychmiast poda nam odległość między nimi, wyskalowaną w milimetrach.

By zrozumieć co robimy – wróćmy na chwilę do mapy terenu.

**Rysunek I.1.2.** przedstawia zdjęcie (statyczny obraz kształtów zewnętrznych) góry, oraz zarys jej kształtu. **Rysunek I.1.3.** przedstawia ten sam teren, ale w sposób umowny – mapę, na której naniesione są linie poziomicowe (łącznie punktu o tej samej wysokości).

Rysunek I.1.2. Obraz i profil.



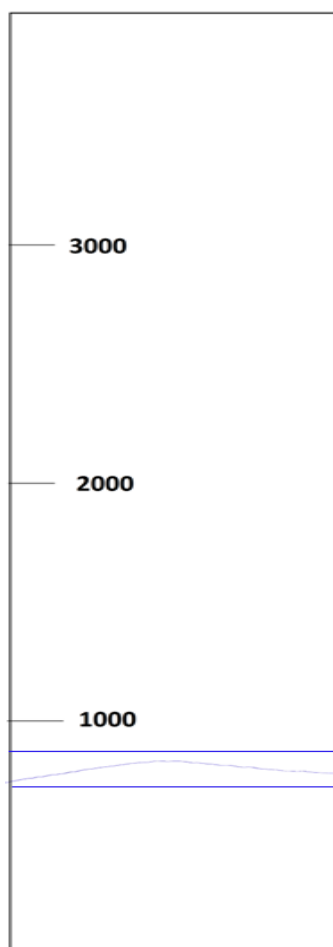
Rysunek I.1.3. Mapa.



Należy zauważyć, że kontur góry można otrzymać zarówno z fotografii, jak i z mapy, korzystając ze znajdujących się na niej poziomów. Cyfrowy obraz medyczny będzie mozaiką punktów o różnej jasności. W komputerze każdemu punktowi (pikselowi) obrazu przypisana jest wartość informująca jak jasno ma ten punkt na obrazie świecić. Skala poziomów szarości (wartości możliwych do przyjęcia przez punkt) zależy od liczby bitów na każdy piksel. Dla 12 bitów mamy 4096 stopni skali szarości. To praktycznie tyle, ile w obrazach tomografii komputerowej. Skala szarości wynosi tu od -1000 (powietrze) do 3000 (metal). Na monitorze -1000 to całkowita czerń, a +3000 to idealna biel. (Zdjęcia rentgenowskie – radiografię – można również w przybliżeniu tak przedstawić – w obrazie analogowym 0 to całkowita biel, 4 – całkowita czerń; zatem skalę można łatwo odnieść do 4000 poziomów szarości). Gęstość większości tkanek zbliżona jest do gęstości wody (0 jednostek Hounsfielda) i zawiera się w przedziale od -30 do +120. To trochę jak z naszą górą na rysunkach powyżej. Załóżmy, że do prezentacji naszej góry przyjmujemy skalę od poziomu morza do szczytów Alp. To będzie właśnie około 4000 metrów. Nasza góra jest wzniesieniem o wysokości 834 metry nad poziomem morza, w Bieszczadach, ale sfotografowana jest z przełęczy Nasiczniańskiej, położonej na wysokości 717 m n. p. m. Czyli wi-

doczny zarys ma 117 metrów wysokości. To mniej więcej 1/40 przyjętej skali. Przedstawia to **Rysunek I.1.4.**

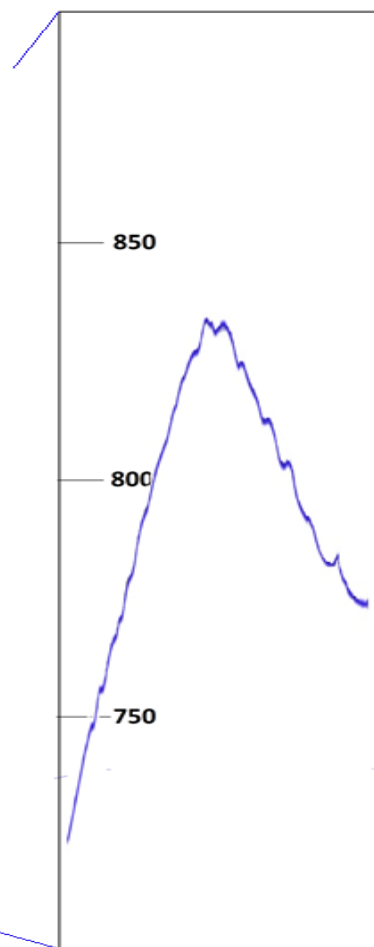
**Rysunek I.1.4. Pełny zakres okna.**



Niewiele da się z takiej prezentacji odczytać. Musimy zmienić... okno wyświetlania. Przyjmijmy, powiedzmy, że szerokość okna to będzie 200 metrów, a jego środek będzie na poziomie 800 (**Rysunek nr I.1.5.**). Wtedy zarys naszej góry będzie doskonale widoczny i możliwy do dokładnego zinterpretowania.

Otrzymaliśmy obraz o wysokim kontraście, bardzo dobrze pokazujący szczegóły obszarów niewiele różniących się wysokością (jasnością punktów).

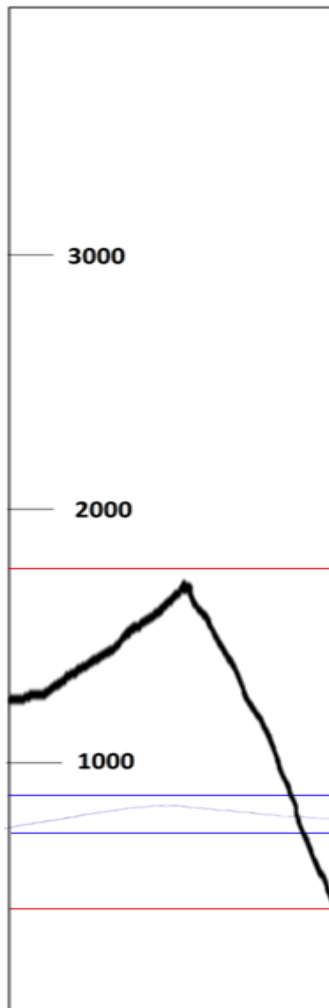
**Rysunek I.1.5. Okno dopasowane.**



To teraz popatrzmy na **Rysunek I.1.6.** – to zarys w tej samej skali Babiej Góry 1725 m n. p. m. i 1075 m od podnóża. Gdybyśmy chcieli przedstawić go w tym samym oknie, co poprzedni zarys, z takim samym kontrastem (**Rysunek I.1.7.**), to zobaczylibyśmy jedynie fragment zboczy. Zatem nie zawsze wysoki kontrast obrazu jest dobry. Gdy go zmniejszymy (zwiększymy szerokość okna), wtedy możemy ocenić wszystkie informacje, jakie niesie kształt zboczy (**Rysunek I.1.8.**).

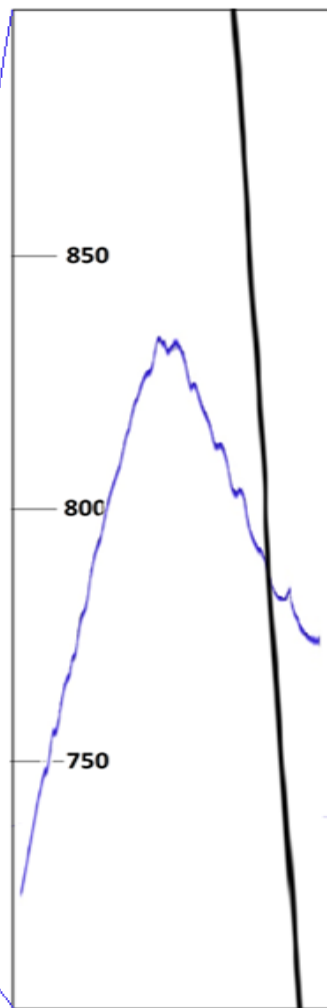
**Rysunek nr I.1.6.**

**Pełny zakres okna.**



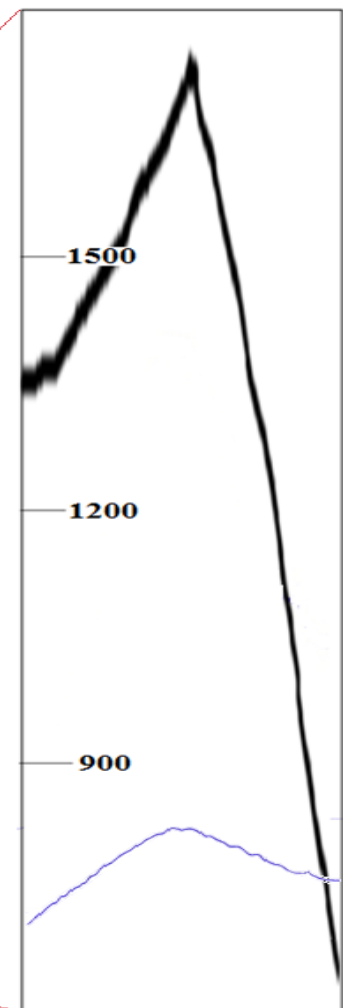
**Rysunek I.1.7.**

**Okno nie dopasowane.**



**Rysunek nr I.1.8.**

**Okno dopasowane.**



No to teraz popatrzmy na „górze z góry”, czyli na mapę. Na **Rysunku I.1.3.** widzimy poziomice. One określają wysokość poszczególnych punktów. Ale mapa może być innego rodzaju. „Wysokość” (czyli wartość piksela) na zdjęciu rentgenowskim będzie określona przez jasność, z jaką wyświetlany jest na monitorze. Na **Rysunku nr I.1.9.** mamy takie właśnie zdjęcie rentgenowskie. Chcemy znać warunki i wielkości potrzebne do określenia wymiarów ewentualnej protezy. Zatem mierzymy. Hmm... A może w innym oknie. Mierzmy. A może jednak takie okno będzie lepsze? Mierzmy...

To jest płaski obraz radiograficzny. A gdy w tomografii komputerowej dojdzie następny czynnik modyfikujący wielkość obrazu wyświetlanego, czyli grubość warstwy? Która wielkość będzie prawdziwa? Należy zapamiętać i powtarzać sobie jak mantrę: „obraz cyfrowy jest zawsze jedynie przybliżeniem rzeczywistości, a nie jej jednoznacznym odwzorowaniem”.

## Rysunek I.1.9. Pomiar wielkości w różnych oknach.



Czym od innych obrazów różni się obraz medyczny? Przede wszystkim tym, że od prawidłowej jego interpretacji może zależeć zdrowie, a czasami i życie pacjenta. Zatem obraz medyczny musi zawierać adekwatną do danej sytuacji ilość informacji, uzyskanych kosztem, którego wysokość jest uzasadniona stanem klinicznym pacjenta.

Z jakimi zatem mapami spotkamy się diagnostyce obrazowej? Chyba najprostszym jest podział według kryterium liczby wymiarów. Poniżej wraz z przykładami:

**1D:** to punkty zaznaczone na osi, np. projekcja A w ultrasonografii; na osi zaznaczone są miejsca czasu powrotu echa sygnału odbitego od granicy dwóch różnych struktur tkankowych lub krzywa renoscyntygraficzna pokazująca na osi czasu szybkość ekstrahowania radiofarmaceutyku przez nerki i przekazywania go do pęcherza.

**2D:** to płaski, dwuwymiarowy obraz, najczęściej mapa różnic parametru stabilnego w czasie znacznie dłuższym, niż czas uzyskania obrazu (np. współczynnika pochłaniania promieniowania rtg - warstwa TK lub radiografia – zdjęcie rtg).

**3D:** to obraz przestrzenny, najczęściej mapa różnic parametru stabilnego w czasie znacznie dłuższym, niż czas uzyskania obrazu (np. współczynnika pochłaniania promieniowania rtg - trójwymiarowa rekonstrukcja sieci naczyniowej w fazie tętniczej lub trójwymiarowa rekonstrukcja obrazu TK).

**4D:** to obraz przestrzenny, uwzględniający czas, czyli mapa różnic parametru zmiennego w czasie zbliżonym do czasu uzyskiwania obrazu (np. współczynnika pochłaniania promieniowania rtg - trójwymiarowa rekonstrukcja sieci naczyniowej w fazie żylniej z pokazaniem jej przejściem w fazę tętniczą; dyfuzja – bez wymuszenia mechanicznego lub perfuzja – z wymuszeniem najczęściej krążeniowym).

**5D:** to mapa zmian wartości parametru zmiennego w czasie (np. prędkości zmian współczynnika pochłaniania promieniowania rtg) w przestrzeni (np. trójwymiarowa rekonstrukcja obrazu kierunku i prędkości przemieszczania się krwi lub innego płynu ustrojowego).

Ale prócz prostych obrazów, wymienionych wyżej, mogą być obrazy złożone, rekonstrukcje dynamiczne...

Złożony obraz medyczny:

1. Suma (różnica) obrazów (np. obraz DSA w angiografii).
2. Iloczyn obrazu i liczby (np. obraz „land marking” w angiografii).
3. Rekonstrukcja wielowymiarowa dla określonej wartości (np. wirtualna endoskopia w TK)

i wiele, wiele innych, tworzonych obecnie. Do analizy tych obrazów stosuje się coraz bardziej zaawansowane techniki i narzędzia wspomagające, należące do grupy zwanej ogólnie CAR / CAS / CAD. Każdy obraz cyfrowy można poddać analizie komputerowej. Jej wyniki będą zależne przede wszystkim od możliwości procesora oraz wielkości bazy danych, z której w takiej analizie się korzysta.

Coraz trudniej podzielić i określić te wszystkie programy jednoznacznie, ale wstępnie proponuje się taki podział:

CAR – Computer Assisted Radiology – oprogramowanie wspomagające radiologa

CAS – Computer Assisted Surgery – oprogramowanie wspomagające chirurga, w tym przestrzenne, wirtualne planowanie zabiegu, rekonstrukcji lub operacji

CAD – Computer Aided...

CADx – Computer Aided Diagnosis – oprogramowanie przeznaczone do identyfikowania, oznaczania, podkreślania lub w jakikolwiek inny sposób zwracania uwagi na obszary obrazu lub część danych radiologicznych, mogące być przyczyną zmiany toku myślenia przy interpretacji obrazu radiologicznego lub danych radiologicznych przez radiologa. System CADx zawiera również narzędzia do określania patologii, stwierdzania obecności lub nie pewnych symptomów, prowadząc do określenia typu schorzenia (np. stawianie diagnozy lub różnicowanie).

CADe – Computer Aided Detection – oprogramowanie przeznaczone do identyfikowania, oznaczania, podkreślania lub w jakikolwiek inny sposób zwracania uwagi na obszary obrazu lub część danych radiologicznych, mogące być przyczyną zmiany toku myślenia przy interpretacji obrazu radiologicznego lub danych radiologicznych przez radiologa.

Jednak zawsze ostatecznym i niezbywalnym elementem konkluzji jest i długo jeszcze będzie doświadczenie i oko radiologa. A żaden program nie pomoże w interpretacji, jeśli w obrazie będą błędy lub niedostateczna ilość informacji klinicznych.

## I.2. Nośniki energii, wielkości i ich opis

Omawiane tu pojęcia definiowane i opisywane są w zakresie koniecznym do korzystania z niniejszego skryptu. W wielu wypadkach to jedynie przypomnienie wiedzy nabytej wcześniej. Siłą rzeczy zawierają wiele uproszczeń i pominięć. Jednakże na potrzeby tego opracowania są wystarczające.

I.2.1 Czym opisujemy wartości:

I.2.1.1 Macierz – to tablica wartości; liczba jest macierzą „zerowymiarową”; wektor jest macierzą jednowymiarową – opisuje go ciąg liczb, który w macierzy będzie rzędem lub kolumną.

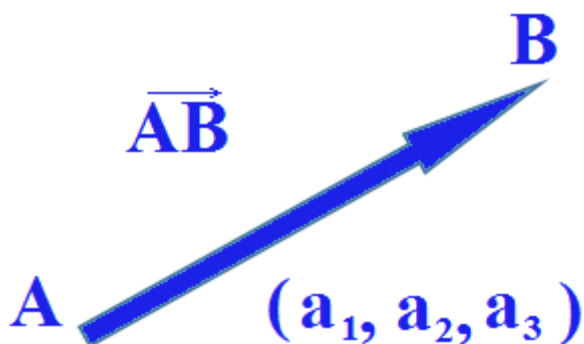
**Rysunek I.2.1. Macierz.**

$$\begin{bmatrix} \mathbf{a}_{11} & \mathbf{a}_{12} & \mathbf{a}_{13} & \mathbf{a}_{14} \\ \mathbf{a}_{21} & \mathbf{a}_{22} & \mathbf{a}_{23} & \mathbf{a}_{24} \\ \mathbf{a}_{31} & \mathbf{a}_{32} & \mathbf{a}_{33} & \mathbf{a}_{34} \\ \mathbf{a}_{41} & \mathbf{a}_{42} & \mathbf{a}_{43} & \mathbf{a}_{44} \end{bmatrix}$$

I.2.1.2 Skalar – inaczej po prostu liczba; wartości skalarne to wartości liczbowe. Wartościami skalarnymi określamy między innymi: temperaturę, odległość, gęstość optyczną, masę, gęstość, energię... Skalar określany jest również jako tensor zerowego rzędu.

I.2.1.3 Wektor (*łac. niosący*) – jest to „skierowany odcinek”; prócz wartości liczbowej (graficznie przedstawia się ją jako długość wektora) ma jeszcze kierunek i zwrot. W trójwymiarowej przestrzeni wektor opisują trzy liczby określające w konkretnym układzie współrzędnych położenie końca wektora (zwanego „zwrotem”) zaczepionego w środku tego układu. Jeśli przestrzeń będzie miała więcej wymiarów (dojdzie np. czas), wtedy wektor będzie opisywany czterema liczbami. Przy pomocy wektora określamy między innymi: siłę, prędkość, przyspieszenie, indukcyjność pola, położenie... Wektor określany jest również jako tensor pierwszego rzędu.

**Rysunek I.2.2. Wektor.**



I.2.1.4 Tensor (*łac. tensus – napięty; początki używania tensora to opisanie pola naprężeń*) – jest wielowymiarową macierzą wartości określających różne właściwości jakiejś przestrzeni; w zasadzie do zdefiniowania tensora potrzebne są pojęcia z wyższej matematyki, jednak na nasze potrzeby przyjmijmy poniższy opis na przykładzie dyfuzji: dyfuzja wody to jej swobodny, niewymuszony czynnikami zewnętrznymi, przepływ wynikający z chaotycznych, przypadkowych ruchów cząsteczek. Jeśli odbywa się ona w środowisku izotropowym – wszystkie kierunki są równocenne, jeśli jednak środowisko nie jest homogenne – dyfuzja będzie miała kierunki mniej lub bardziej uprzywilejowane. Przepływ, ruch, jak stwierdziliśmy powyżej, opisujemy wektorem, który informuje nas o jego wielkości i kierunku. W środowisku izotropowym wektory skierowane we wszystkich kierunkach będą miały równe długości. W środowisku, jakim jest mózg, pewne obszary są bardziej izotropowe (substancja szara), inne silnie anizotropowe (substancja biała). Zatem w różnych punktach będą działały różne siły w układzie przestrzennym modelujące przepływ dyfuzyjny. W każdym miejscu zatem te podstawowe wektory opisujące przepływ będą miały inną długość i kierunek – ich parametry będą przetworzone przez warunki panujące w konkretnym punkcie. Tensor zawiera informacje dla każdego woksela (piksel jest podstawowym elementem cyfrowej płaszczyzny, woxel – podstawowym elementem cyfrowej przestrzeni) jak modyfikowany jest w tym punkcie przestrzeni wektor przepływu; dla każdego woksela utworzona jest macierz 3 x 3, czyli 9 wartości (po trzy dla każdego z kierunków, a jeśli dołożymy do tego czas, to wartości będzie 16, bo dla każdego kierunku po 4), które zmieniają długość, kierunek i zwrot wektora przepływu. Krótko podsumowując: to macierz liczb, dzięki której możemy wiedzieć jakie wartości w danym punkcie i w każdym z kierunków przyjmie wektor dyfuzji. Taki tensor może dotyczyć naprężeń w jakiejś bryle, natężeń pola elektromagnetycznego... Tensory, które są stosowane w interesujących nas działaniach, to tensory drugiego rzędu (**Rysunek I.2.3.**).

**Rysunek I.2.3. Tensor** (dla przestrzeni trójwymiarowej + czas).

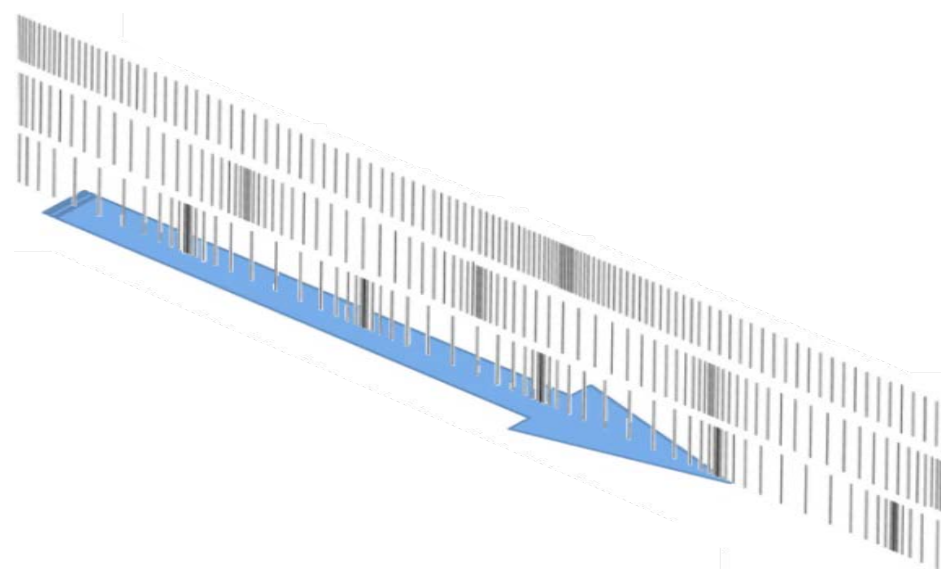
$$\begin{bmatrix}
 \mathbf{a}_{11} & \mathbf{a}_{12} & \mathbf{a}_{13} & \mathbf{a}_{14} \\
 \mathbf{a}_{21} & \begin{bmatrix} \mathbf{b}_{11} & \mathbf{b}_{12} & \mathbf{b}_{13} & \mathbf{b}_{14} \end{bmatrix} \\
 \mathbf{a}_{31} & \begin{bmatrix} \mathbf{b}_{21} & \mathbf{b}_{22} & \mathbf{b}_{23} & \mathbf{b}_{24} \\ \mathbf{c}_{11} & \mathbf{c}_{12} & \mathbf{c}_{13} & \mathbf{c}_{14} \end{bmatrix} \\
 \mathbf{a}_{41} & \begin{bmatrix} \mathbf{b}_{31} & \mathbf{b}_{32} & \mathbf{b}_{33} & \mathbf{b}_{34} \\ \mathbf{c}_{21} & \mathbf{c}_{22} & \mathbf{c}_{23} & \mathbf{c}_{24} \\ \mathbf{d}_{11} & \mathbf{d}_{12} & \mathbf{d}_{13} & \mathbf{d}_{14} \end{bmatrix} \\
 & \begin{bmatrix} \mathbf{b}_{41} & \mathbf{b}_{42} & \mathbf{b}_{43} & \mathbf{b}_{44} \\ \mathbf{c}_{31} & \mathbf{c}_{32} & \mathbf{c}_{33} & \mathbf{c}_{34} \\ \mathbf{d}_{21} & \mathbf{d}_{22} & \mathbf{d}_{23} & \mathbf{d}_{24} \\ \mathbf{d}_{31} & \mathbf{d}_{32} & \mathbf{d}_{33} & \mathbf{d}_{34} \end{bmatrix} \\
 & \begin{bmatrix} \mathbf{c}_{41} & \mathbf{c}_{42} & \mathbf{c}_{43} & \mathbf{c}_{44} \\ \mathbf{d}_{41} & \mathbf{d}_{42} & \mathbf{d}_{43} & \mathbf{d}_{44} \end{bmatrix} \\
 & \begin{bmatrix} \mathbf{d}_{41} & \mathbf{d}_{42} & \mathbf{d}_{43} & \mathbf{d}_{44} \end{bmatrix}
 \end{bmatrix}$$



I.2.2 Nośniki energii w obrazowaniu medycznym lub terapii; najczęściej stosowane, a więc stosunkowo dobrze znane. Zatem już krócej i bez szerszych opisów poniżej zestawione są jedynie ich najważniejsze właściwości.

I.2.2.1 Fala dźwiękowa – zaburzenie ośrodka mechanicznego, polegające na przemieszczaniu się fali zagęszczeń i rozrzedzeń ośrodka; przemieszczanie się zaburzeń następuje w tym samym kierunku, co ruch fali; fala mechaniczna; fala podłużna.

**Rysunek I.2.4. Fala dźwiękowa = fala mechaniczna.**

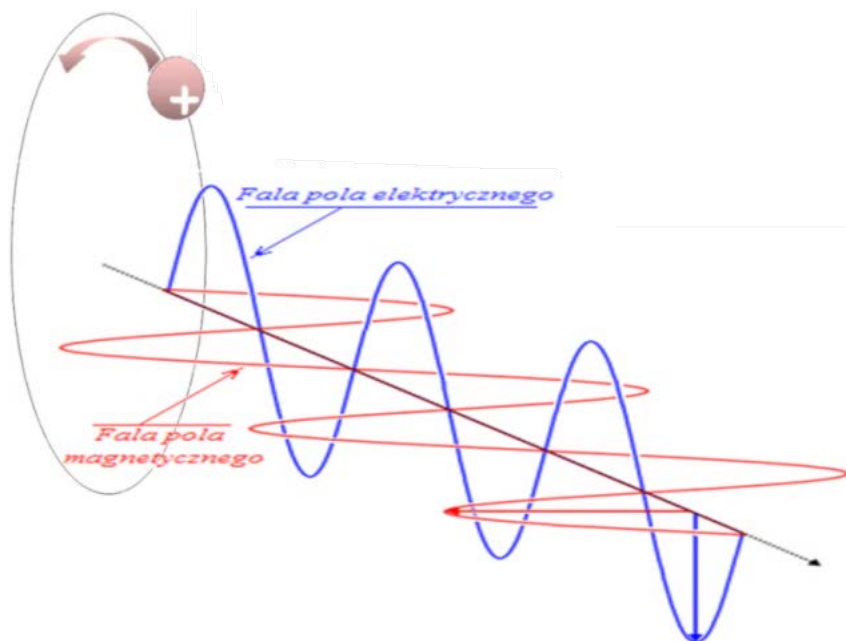


**Tabela nr I.2.1. Dźwięki – fala akustyczna.**

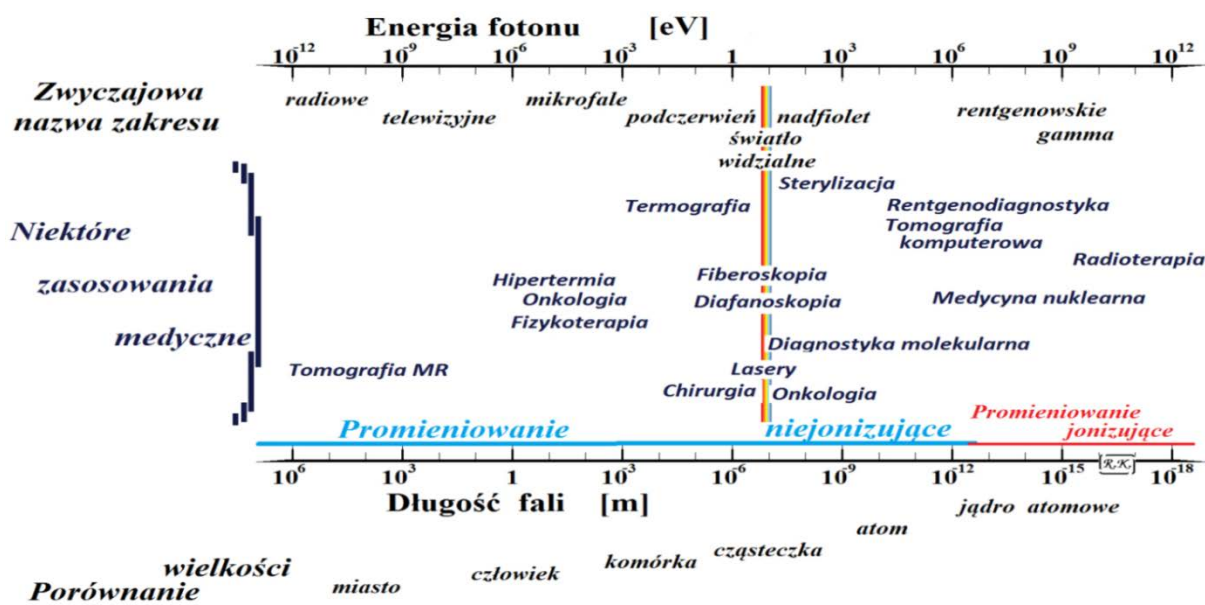
Nazwa / opis	Zakres częstotliwości [Hz]
Infradźwięki	od 0 do 16
Dźwięki słyszalne	od 16 do $20 \cdot 10^3$
Ultradźwięki	od $20 \cdot 10^3$ do $10^8$
Hiperdźwięki	od $10^8$ do $3 \cdot 10^9$
Fale sejsmiczne – fale o dużej amplitudzie rozchodzące się w litosferze	

I.2.2.2 Fala elektromagnetyczna (**Rysunek I.2.5.**) – zaburzenie pola elektromagnetycznego (lub nierozdzielnie powiązane ze sobą zaburzenia pola elektrycznego i pola magnetycznego); zaburzenia pola elektrycznego są prostopadłe do zaburzeń pola magnetycznego i zachodzą poprzecznie do kierunku rozchodzenia się fali; w pewnym zakresie energetycznym ma zdolność jonizacji materii – jonizacja pośrednia; słabe przekazywanie energii do materii (duża przenikliwość), bo brak masy i ładunku, a zatem duży zasięg; fala poprzeczna.

Rysunek I.2.5. Fala elektromagnetyczna.



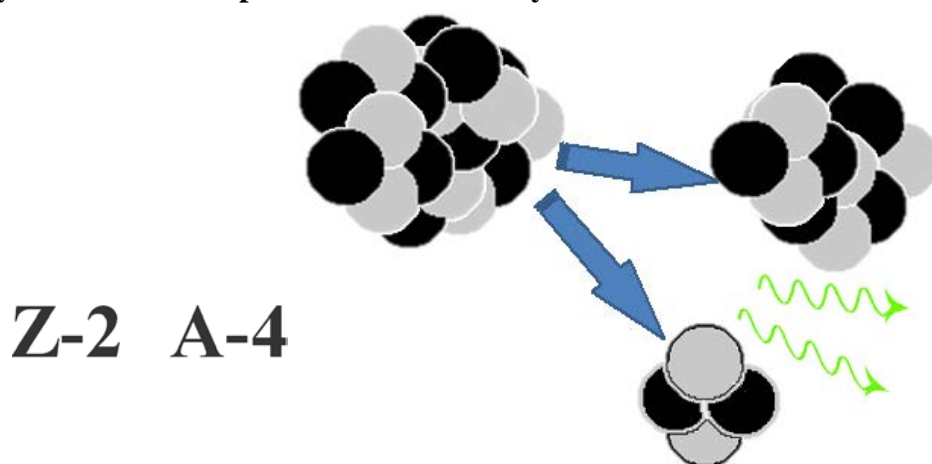
Rysunek I.2.6. Widmo fal elektromagnetycznych.



I.2.2.3 Cząstki – elementarne składniki materii, najczęściej elektrony, protony lub neutrony, choć wykorzystywane bywają i inne (miony czy cząstki alfa, czyli jądra helu – dwa protony i dwa neutrony); zdolność jonizacji materii – jonizacja pośrednia i (jeśli ma ładunek) bezpośrednia; silne przekazywanie energii materii, bo zawsze ma masę i często ładunek elektryczny, w związku z tym krótki zasięg; tym krótszy im większa masa i większy ładunek. Zasięg promieniowania alfa w powietrzu to zaledwie kilka milimetrów. Promieniowanie cząsteczkowe wytwarzane może być w przyspieszaczach lub dzięki rozpadowi promieniotwórczemu jąder nietrwałych izotopów. Każdy pierwiastek charakteryzują dwie liczby, związane ze składem

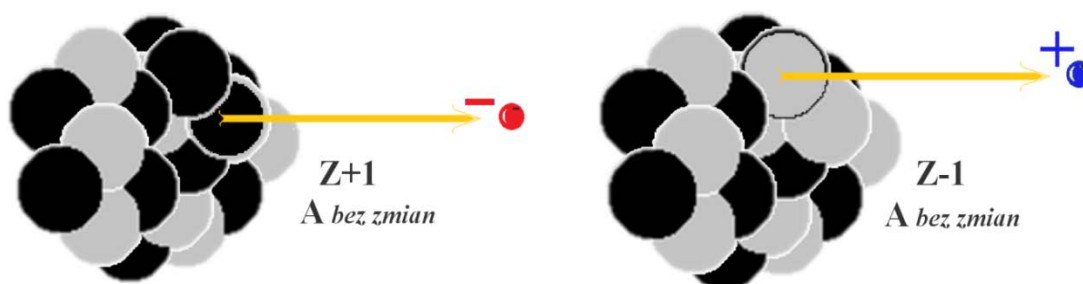
jądra atomowego. Jest to liczba masowa ( $A$ ), określająca ilość nukleonów (protonów i neutronów) w jądrze oraz liczba atomowa ( $Z$ ), określająca liczbę protonów w jądrze. Pierwiastek jednoznacznie określony jest liczbą atomową. Atomy, które mają tę samą liczbę atomową i różne liczby masowe to izotopy tego samego pierwiastka. Każda z przemian promieniotwórczych zmienia wartość co najmniej jednej z liczb. Dwie podstawowe przemiany to alfa i beta. Ilustrują je poniższe rysunki. Rozpad promieniotwórczy z emisją cząstki alfa: od wartości liczby masowej ( $A$ ) należy odjąć 4, a od liczby atomowej ( $Z$ ) należy odjąć 2. W efekcie rozpadu wyemitowane zostało jądro helu, czyli cztery nukleony, w tym dwa protony. Zasada zachowania ładunku jest respektowana, bo sumaryczny ładunek wszystkich produktów rozpadu pozostał bez zmian.

**Rysunek I.2.7. Rozpad promieniotwórczy alfa.**



Rozpad promieniotwórczy z emisją cząstki beta może być dwojakiego rodzaju – beta minus (emisja elektronu) i beta plus – emisja antyelektronu, czyli pozytonu. W obu wypadkach sumaryczny ładunek musi pozostać bez zmian, zatem przy przemianie beta minus ładunek jądra musi się zwiększyć o 1 ( $Z+1$ , bo wyemitowany został ujemny elektron). Jeden z neutronów zmienia się zatem w proton i elektron. W przemianie beta plus (wyemitowany dodatni pozyton) – ładunek jądra musi się zmniejszyć o 1 (czyli  $Z-1$ ). Jeden z protonów zmienia się w neutron i pozyton.

**Rysunek I.2.8. Rozpad promieniotwórczy beta.**



#### I.2.2.4. Promieniowanie

Promieniowanie, inaczej radiacja, to emisja cząstek lub fal. Można zatem promieniowanie, bardzo ogólnie, podzielić na trzy rodzaje:

- promieniowanie falowe (np. strumień fal radiowych, światła lub kwantów gamma)
- promieniowanie cząsteczkowe (np. strumień cząstek alfa, cząstek beta lub neutronów)
- promieniowanie mieszane (np. naturalne, jonizujące lub kosmiczne), składające się w różnym stopniu z obu podstawowych form promieniowania.

Z punktu widzenia dalszych rozważań najważniejsze będzie dla nas promieniowanie jonizujące. Jonizacja to najczęściej oderwanie (lub przyłączenie) od czegoś obojętnego elektrycznie elementu mającego jakiś ładunek. Wtedy cząsteczki stają się jonami. Zmieniają się, często bardzo silnie, ich możliwości reakcji, właściwości fizyczne i chemiczne.

Aby mogło dojść do takiego zjawiska musi być dostarczona wystarczająca ilość energii. Reakcja z promieniowaniem jonizującym jest tylko jedną z wielu metod tworzenia jonów, ale na potrzeby tego skryptu tylko o tej metodzie będziemy mówić. Jonizacja może być bezpośrednia. Może ją jednak spowodować jedynie promieniowanie złożone z cząstek nieobojętnych elektrycznie. Polega ona na przyłączeniu takiej cząstki i w efekcie zmianę sumarycznego ładunku. Promieniowanie składające się z cząstek obojętnych elektrycznie lub z kwantów promieniowania elektromagnetycznego może wywoływać jedynie jonizację pośrednią, poprzez dostarczenie energii i np. „wybicie” z atomu jakiegoś elektronu.

Im większą masę ma element promieniowania i im większy ładunek, tym silniej oddziałuje z otoczeniem, tym łatwiej oddaje do otoczenia energię. Tym krótszy będzie jego zasięg.

Podsumujmy zatem.

Jonizujące promieniowanie cząsteczkowe:

- ma masę (alfa, neutron, proton, elektron, pozyton, neutrino,...)
- często ma ładunek (alfa<sup>++</sup>, ~~neutron~~, proton<sup>+</sup>, elektron<sup>-</sup>, pozyton<sup>+</sup>, ~~neutrino~~,...)
- ma prędkości zbliżone do prędkości światła
- jonizuje bezpośrednio (alfa, ~~neutron~~, proton, elektron, pozyton, ~~neutrino~~,...)
- jonizuje pośrednio (~~alfa~~, neutron, ~~proton~~, ~~elektron~~, ~~pozyton~~, neutrino,...)

Jonizujące promieniowanie elektromagnetyczne:

- nie ma masy
  - nie ma ładunku
  - ma prędkości równe prędkości światła
  - jonizuje pośrednio
- } kwant promieniowania rentgenowskiego  
} kwant promieniowania gamma

Źródła, modulatory i odbiorniki omówione są szerzej w rozdziałach części II skryptu. Tu jedynie przedstawiono ich zestawienie.

### I.2.3 Źródło nośnika:

I.2.3.1 Głowica ultradźwiękowa

I.2.3.2 Antena radiowa

I.2.3.3 Magnetron (lampa mikrofalowa)

I.2.3.4 Laser (źródło światła spójnego)

I.2.3.5 Źródło światła niespójnego (żarówka, świetlówka...)

I.2.3.6 Lampa rentgenowska

I.2.3.7 Akcelerator (przyspieszacz cząstek)

I.2.3.8 Jądro atomu

I.2.3.9 Pacjent

I.2.3.10 Tkanka pobrana od pacjenta

### I.2.4 Modulator sygnału

I.2.4.1 Pacjent

I.2.4.2 Tkanka pobrana od pacjenta

### I.2.5 Odbiornik energii

I.2.5.1 Głowica ultradźwiękowa

I.2.5.2 Antena radiowa

I.2.5.3 Detektor światła, kamera

I.2.5.4 Licznik kwantów

I.2.5.5 Scyntylator

I.2.5.6 Luminofor

I.2.5.7 Komora jonizacyjna

I.2.5.8 Płaski panel cyfrowy

I.2.5.9 Błona światłoczuła

I.2.5.10 Stymulowana płyta pamięciowa

I.2.5.11 Pacjent

### **I.3. Pole**

Pole jest to przestrzenny rozkład jakiejś właściwości, opisanej najczęściej przy pomocy wielkości fizycznej. W zależności od rodzaju tej wielkości może ono być skalarne (np. pole temperatury), wektorowe (np. pole grawitacyjne) lub tensorowe (np. pole naprężeń).

Gdy we wszystkich kierunkach i w każdym miejscu panują te same warunki – mówimy o polu jednorodnym (izotropowym). Gdy wartości parametrów są niezmiennie w czasie – o polu stałym. Pole może być czynnikiem porządkującym elementy reagujące na właściwości pola.

Oczywistą rzeczą jest, że żyjemy w polu grawitacyjnym Ziemi. Z punktu widzenia zastosowań medycznych interesować nas będą dwa podstawowe rodzaje pól: elektryczne i magnetyczne. Pozostałe pola to w zasadzie ich modyfikacje lub złożenia. Ale nasza planeta wytwarza również oba te pola. Są one nieodłącznym elementem naszego środowiska. Przenikają się wzajemnie i oddziałują na organizmy żywe. Pole te są ściśle i nierozzerwalnie ze sobą powiązane, stąd często mówi się o polu elektromagnetycznym.

Pole elektryczne to przestrzeń otaczająca ładunki elektryczne albo zmienne pole magnetyczne. Charakterystycznymi wielkościami opisującymi pole elektryczne są natężenie (wolt na metr, [V/m]), potencjał (wolt, [V]) i energia. Praktycznie będziemy się zajmowali jedynie, mierzonym w woltach na metr, natężeniem pola elektrycznego.

Pole magnetyczne to przestrzeń, w której na poruszające się ładunki elektryczne lub na obiekty mające moment magnetyczny działają siły. Charakterystycznymi wielkościami opisującymi pole magnetyczne są indukcja magnetyczna (tesla, [T]), strumień indukcji (weber, [W]) i natężenie (amper na metr, [A/m]). Praktycznie będziemy się zajmowali jedynie, mierzoną w teslach, indukcją magnetyczną.

Oba te pola są polami wektorowymi.

Własności pól można przedstawić graficznie poprzez tzw. linie sił.

Przypomnijmy sobie mapę z **Rysunku I.1.3**. Widoczne na niej poziomicie łączą punkty o tej samej wysokości. Gdyby powierzchnia góry była całkowicie gładka, bez traw i lasów, to położona na stoku piłka staczałaby się najkrótszą drogą wyznaczoną przez ukształtowanie powierzchni. Droga staczającej się piłki byłaby na ogół prostopadła do poziomic. Ta droga właśnie byłaby zgodna z linią sił (w tym wypadku grawitacyjnych). Równoległe do linii sił pola magnetycznego ustawiać się będzie igła magnetyczna czy oś precesji protonu. Równoległe do linii sił pola elektrostatycznego ustawiać się będą strumienie chmury elektronowej w obszarze katody lampy rentgenowskiej i równoległe do nich poruszać się będą one w kierunku anody. Wzdłuż linii sił bowiem najszybciej znajduje się minimum energetyczne, które jest podstawą „zasady lenistwa”, o której mowa w części I.5.2. To właśnie jest typowe działanie porządkujące pola.

Przypatrzmy się teraz naszemu środowisku.

Przyczyną występowania stałego pola elektrycznego Ziemi jest zgromadzony na niej ładunek ujemny i dodatnia jonizacja górnych warstw atmosfery. Pole to zależy od szerokości geograficznej. Średnia wartość jego natężenia wynosi nad powierzchnią ziemi na średnich szerokościach geograficznych około 130 V/m. Natężenie ziemskiego pola maleje wykładniczo wraz ze wzrostem odległości od powierzchni ziemi i na wysokości 9 kilometrów osiąga wartość 5 V/m. Podlega ono również zmianom rocznym: największe pole występuje w miesiącach zimowych, najmniejsze w letnich. Im wyżej tym wyższy jest potencjał dodatni; różnica potencjałów ziemia – atmosfera na wysokości 50 km – 400 kV. Jednak chwilowo wartość różnicy potencjałów może gwałtownie rosnąć - między dołem i górą chmury burzowej (czyli na odległości kilkunastu kilometrów) może wynosić nawet 100 MV

Ziemskie pole magnetyczne – pochodzi najprawdopodobniej dzięki prądom konwekcyjnym w płynnym jądrze planety; ruch wirowy Ziemi, poprzez efekt Coriolisa (ten sam, który w szklance tworzy „lejek” przy mieszaniu herbaty), inicjuje w jądrze elektryczne prądy wirowe, które z kolei indukują ziemskie pole magnetyczne. Wartość indukcji magnetycznej przy równiku i na średnich szerokościach wynosi 30  $\mu$ T, a przy biegunach – 60  $\mu$ T. Pole magnetyczne w ciągu roku ulega wahaniom rzędu 1 do 5%, raz na 500 – 600 lat zachodzą zmiany okresowe, a średnio raz na 250 000 lat następuje przebiegunowanie Ziemi.

Wszystko, co jest na poziomie tła naturalnego – promieniowanie jonizujące, hałas, światło, pole elektromagnetyczne itd., itp. – uznaje się za nieszkodliwe i właśnie: naturalne. Wartości tych czynników inne, niż poziom naturalny (zarówno wyższe, jak i niższe) mogą okazać się szkodliwe zarówno dla organizmów żywych, jak i dla stosowanego wyposażenia.

Jesteśmy przystosowani do stałego pola elektromagnetycznego o podanych wyżej poziomach.

Wpływ stałego pola o wysokim natężeniu nie jest już taki jednoznaczny. Uznaje się, że u niektórych osób może powodować np. opóźnienie reakcji. Zdecydowanie szkodliwy wpływ stwierdzono w zakresie pól zmiennych, szczególnie dla pewnych zakresów częstotliwości.

Oddziaływanie bezpośrednie takich pól, wynikające z absorpcji energii pola w organizmie, polega na wzbudzaniu prądów indukcyjnych, porządkowaniu dipoli, podwyższaniu temperatury. Oddziaływanie pośrednie dotyczy głównie otoczenia technicznego: przemieszczanie obiektów ferromagnetycznych (szczególnie groźne, gdy dotyczy implantów, klipsów naczyniowych, etc), zakłócanie pracy urządzeń medycznych (rozruszników, monitorów procesów fizjologicznych. Prądy indukowane w wyposażeniu technicznym lub gromadzące się na ich powierzchniach ładunki elektrostatyczne mogą być przyczyną iskrzenia i zapłonu substancji łatwopalnych.

## **I.4. Fala**

Fala jest to rozchodzące się zaburzenie.

Większość prostych, nie złożonych, fal ma kształt sinusoidy. Linia taka powstanie, gdy będziemy obserwować stale jeden punkt na toczącym się kole. Takie fale nazywamy harmonicznymi.

Jeśli do rozchodzenia się fali konieczny jest ośrodek materialny – mówimy o fali mechanicznej.

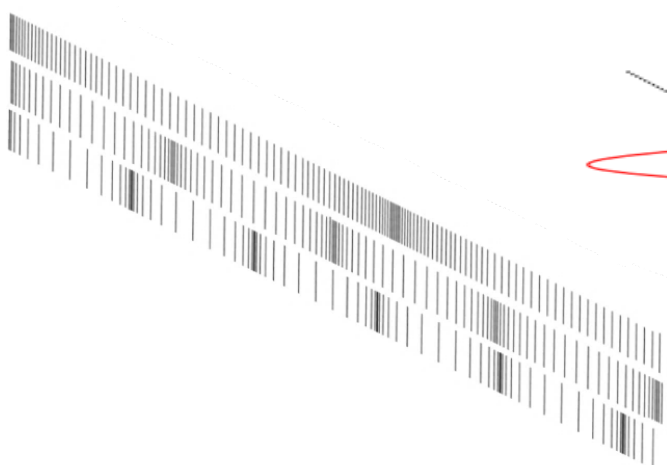
Zaburzeniem są zagęszczenia i rozrzedzenia substancji, w której rozchodzi się fala.

Jeśli zaburzenie nie wymaga do rozchodzenia się substancji materialnej – mówimy o fali elektromagnetycznej. W tym przypadku zaburzenie dotyczy wartości pól magnetycznego i elektrycznego.

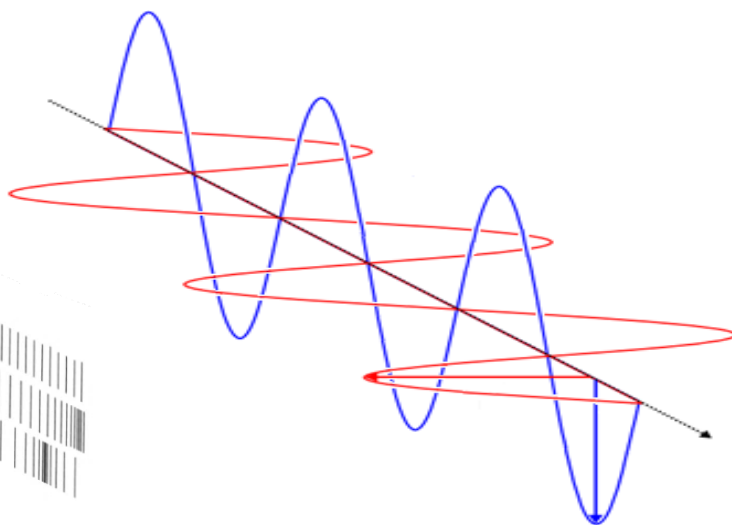
Zaburzenie może rozchodzić się w tym samym kierunku, co przemieszcza się fala. Wtedy mówimy o „fali podłużnej” (**Rysunek I.4.1.**). Taką falą jest fala mechaniczna, np. dźwiękowa.

Jeśli zaburzenie rozchodzi się pod kątem prostym do kierunku przemieszczania się fali – mówimy o „fali poprzecznej” (**Rysunek I.4.2.**). Taką falą jest fala elektromagnetyczna.

**Rysunek I.4.1. Fala podłużna.**



**Rysunek I.4.2. Fala poprzeczna.**

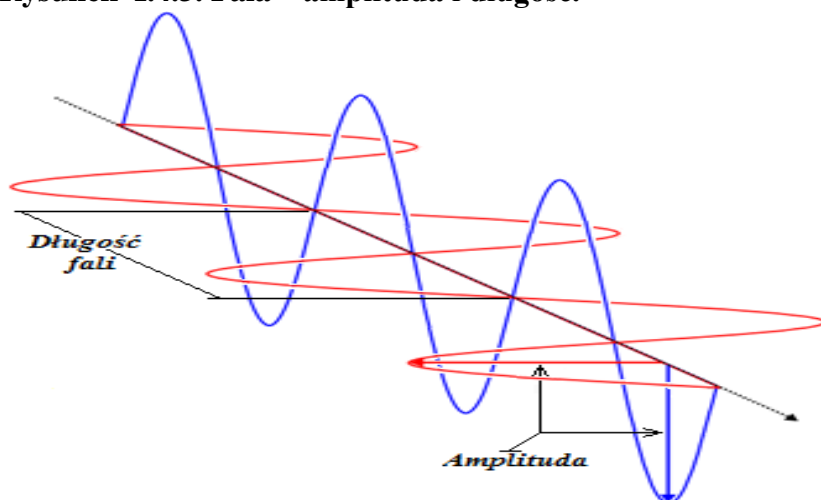


Zanim omówimy różnice między nimi zapoznajmy się z własnościami wszelkich fal.

Falę definiują praktycznie dwa podstawowe parametry: długość (powiązana z częstotliwością stosunkiem odwrotnie proporcjonalnym, czyli im jedno mniejsze, tym drugie większe) oraz amplituda. Warto zapamiętać, że długość fali odpowiada na pytanie „jak często się waha?”, a amplituda – „jak bardzo się wychyla?”. Wielkości te pokazane są na poniższym rysunku.



**Rysunek I.4.3. Fala – amplituda i długość.**



Trzecią cechą, ważną praktycznie jedynie wtedy, gdy w ośrodku występuje więcej, niż jedna fala jest faza. Faza oznacza położenie sinusoidy względem osi czasu. Dla nas znaczenia mają stwierdzenia „zgodne w fazie”, „w przeciwnej fazie”, etc. Wrócimy do tego jeszcze w tym rozdziale.

Ośrodek jednorodny w stosunku do natury zaburzeń oznacza, że zarówno prędkość, jak i straty energetyczne czy amplituda nie będą zależały od kierunku przemieszczania się fali; we wszystkich kierunkach będą jednakowe.

**A. W ośrodku jednorodnym fala rozchodzi się po linii prostej.**

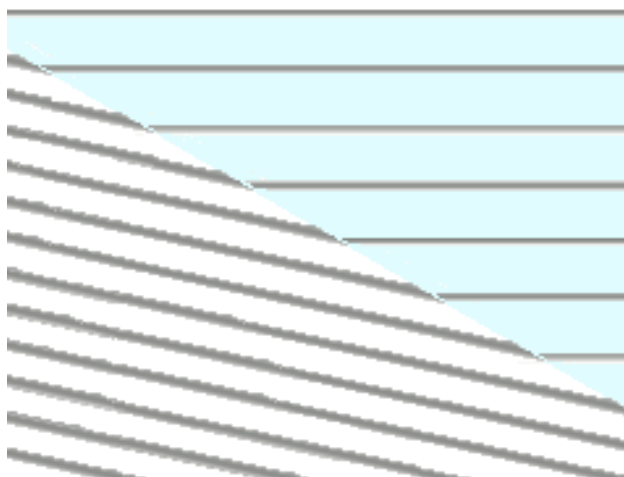
Różnice między ośrodkami mogą polegać np. na tym, że fale rozchodzą się z różną prędkością, z różną intensywnością fale są w nich tłumione, itp.

**B. Gdy na granicy dwóch ośrodków o różnych własnościach fala zmienia kierunek, ale porusza się wciąż w tym samym ośrodku nazywamy to odbiciem.**

**C. Gdy na granicy dwóch ośrodków fala przechodzi do drugiego ośrodka, w którym ma inną prędkość nazywamy to załamaniem.**

Zjawisko załamania fal ilustruje poniższy rysunek.

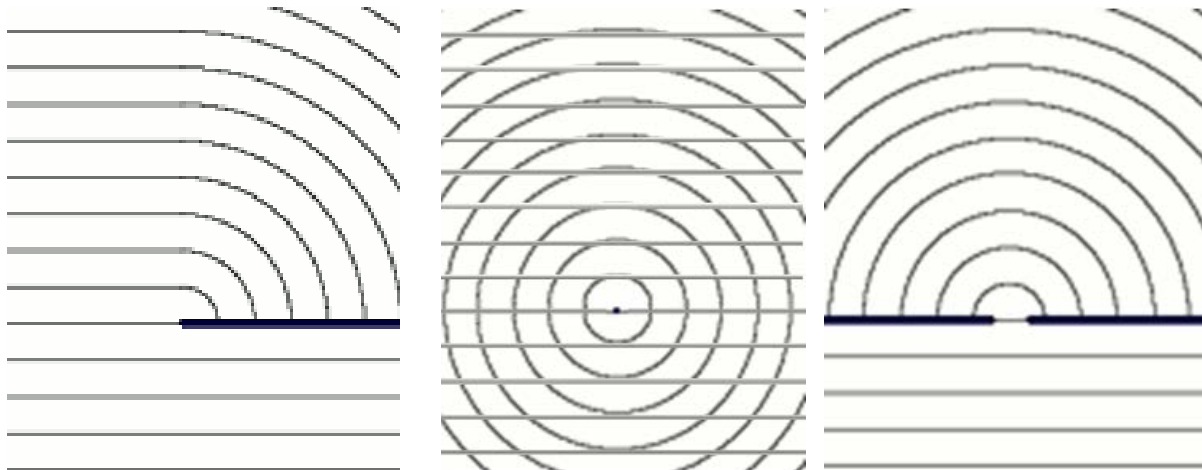
**Rysunek I.4.4. Załamanie fali na granicy ośrodków.**



Z powyższymi zjawiskami mamy do czynienia, gdy przeszkody (np. granice dwóch ośrodków) są dużo większe od długości fali. Gdy fala trafi na przeszkodę mniejszą lub równą jej długości (ostrą, twardą krawędź, mały element lub otwór w nieprzepuszczalnej dla fali ścianie), wtedy nie zajdzie ani odbicie, ani załamanie. Sytuacje takie ilustruje **Rysunek I.4.5**.

**D. Gdy fala trafia na przeszkodę mniejszą, niż długość fali wtedy następuje ugięcie fali, zwane również dyfrakcją.**

**Rysunek I.4.5. Fala – ugięcie (dyfrakcja).**

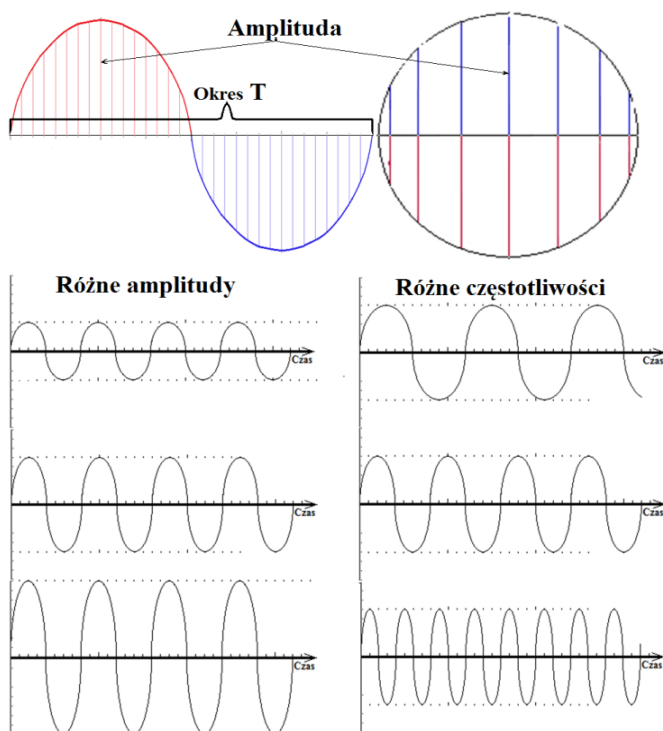


Gdy w ośrodku rozchodzi się więcej fal, między nimi zachodzą interakcje (nakładanie), w efekcie czego może dojść do ich wygaszenia lub wzmacniania. Jeśli fale będą spójne (czyli ich częstotliwości będą takie same lub wzajemnymi wielokrotnościami, dzięki czemu nastąpi również korelacja faz) efekty takiej interakcji będą stabilne w czasie.

**E. Wzajemne oddziaływanie fal z różnych źródeł, polegające na wzmacnianiu lub wygaszaniu nazywamy interferencją.**

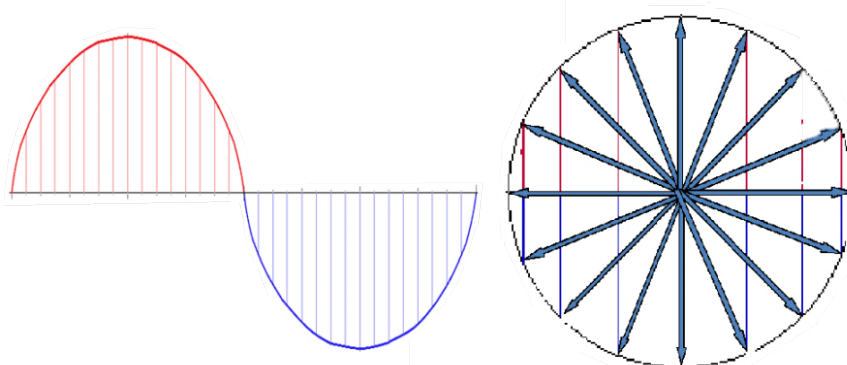
Przypatrzmy się teraz oddziaływaniom między falami. Już wyżej zostało powiedziane co to jest fala harmoniczna. **Rysunek I.4.6** pokazuje taką falę. Zaznaczone tu też są jej charakterystyczne wielkości: okres i amplituda. Odniesione to zostało do koła, by łatwiej było kojarzyć poszczególne wielkości. Okres  $T$  to długość trwania jednego cyklu wyrażona w jednostkach czasu (najczęściej sekundach). Jeśli policzymy odwrotność okresu ( $1/T$ ) to otrzymamy częstotliwość, czyli liczbę cykli w jednostce czasu. Jednostką częstotliwości jest herc; 1 [Hz] to jeden cykl na sekundę.

**Rysunek I.4.6. Fala harmoniczna.**



Fale harmoniczne możemy opisać przy pomocy wartości odchylenia w czasie. Na osi poziomej mamy czas i on nam będzie wskazywał moment cyklu (fazę) drgań. Znając kształt fali, możemy zawsze powiedzieć jak wielkie będzie w danej chwili wychylenie – widać to na **Rysunku I.4.6** i **Rysunku I.4.7**. Na tym drugim jest jeszcze jeden sposób graficznego przedstawienia fali. To wektory, których nachylenie będzie oznaczało moment cyklu, a odległość końca (strzałki) wektora od poziomej osi będzie wartością wychylenia fali w tym konkretnym momencie.

**Rysunek I.4.7. Fala i wektor.**

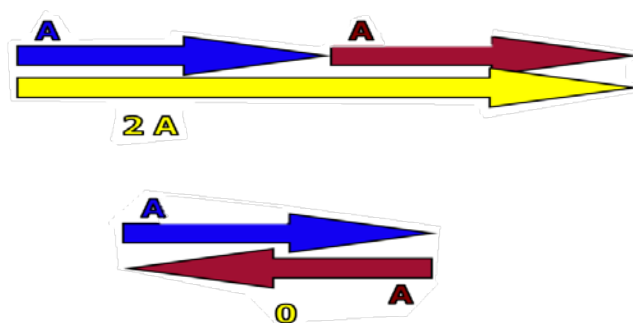


Zanim pójdziemy dalej przypomnijmy sobie co to jest rachunek wektorowy (o wektorze przypomnieliśmy sobie przy okazji omawiania pojęcia pola w **Rozdziale I.2**).

Jeśli chcemy dodać do siebie dwa wektory mające ten sam zwrot i kierunek (równoległe) to wektor będący ich sumą będzie miał ten sam zwrot i kierunek, a jego długość będzie sumą długości dodawanych wektorów.

Jeśli dodawane wektory mają ten sam kierunek, ale przeciwne zwroty, to wektor będący ich sumą będzie miał ten sam kierunek, zwrot zgodny ze zwrotem wektora dłuższego, a długość równą różnicy długości dodawanych wektorów. W szczególnym wypadku, gdy oba są tej samej długości, to suma wektorów będzie zerowa. Obrazuje to **Rysunek I.4.8**. To jest proste i doskonale pamiętamy to ze szkoły średniej.

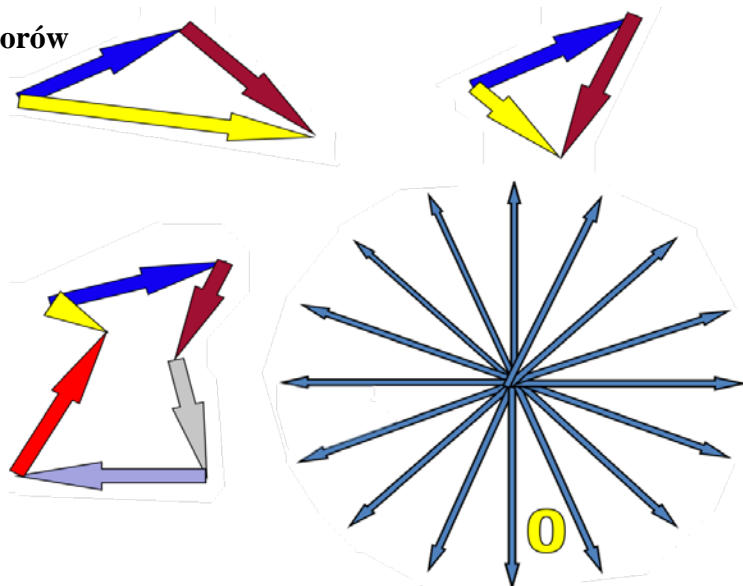
**Rysunek I.4.8. Dodawanie wektorów współliniowych.**



Jednak co dzieje się, gdy wektory nie są równoległe? Wtedy suma wektorowa (bo przecież o niej tu mówimy; zwana również składaniem wektorów) nie będzie już równa sumie liczb – długości wektorów. **Rysunek I.4.9** przedstawia różne możliwości takiej sytuacji. Jak widzimy – im więcej wektorów, tym trudniej przewidzieć efekt końcowy. W szczególnym wypadku, gdy kierunki, zwroty i długości wektorów rozłożą się równo – ich suma będzie zerowa.

Suma zawsze oznaczona jest kolorem żółtym. Należy zwrócić uwagę, że kolejne sumowane wektory dosuwamy zawsze początkiem do końca (strzałki) poprzedniego, natomiast suma zawsze biegnie od początku pierwszego składanego wektora do końca (strzałki) ostatniego.

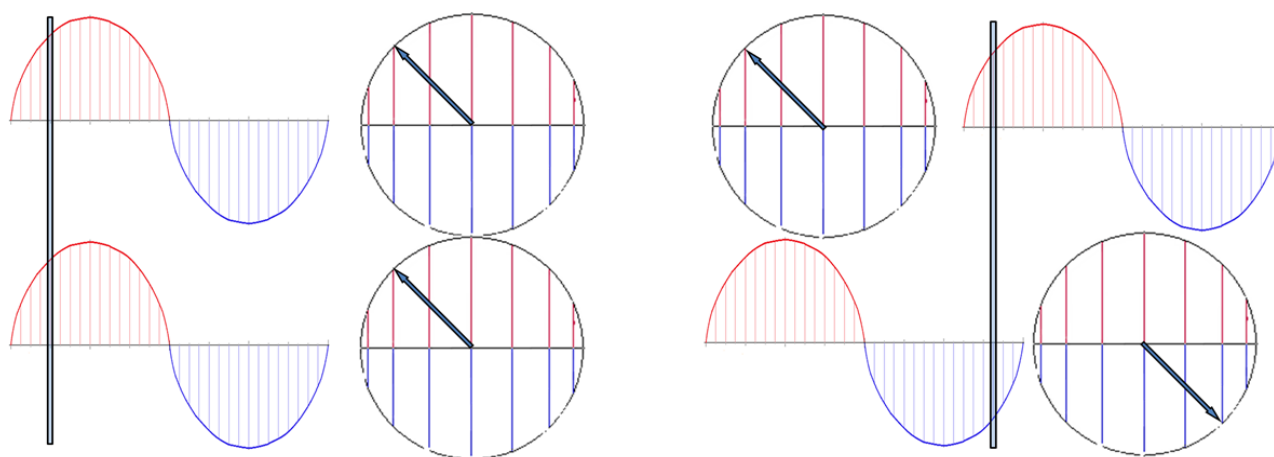
**Rysunek I.4.9 Dodawanie wektorów**



Teraz możemy już wrócić do fal i przypomnieć sobie jak i jakie zachodzą między nimi zjawiska.

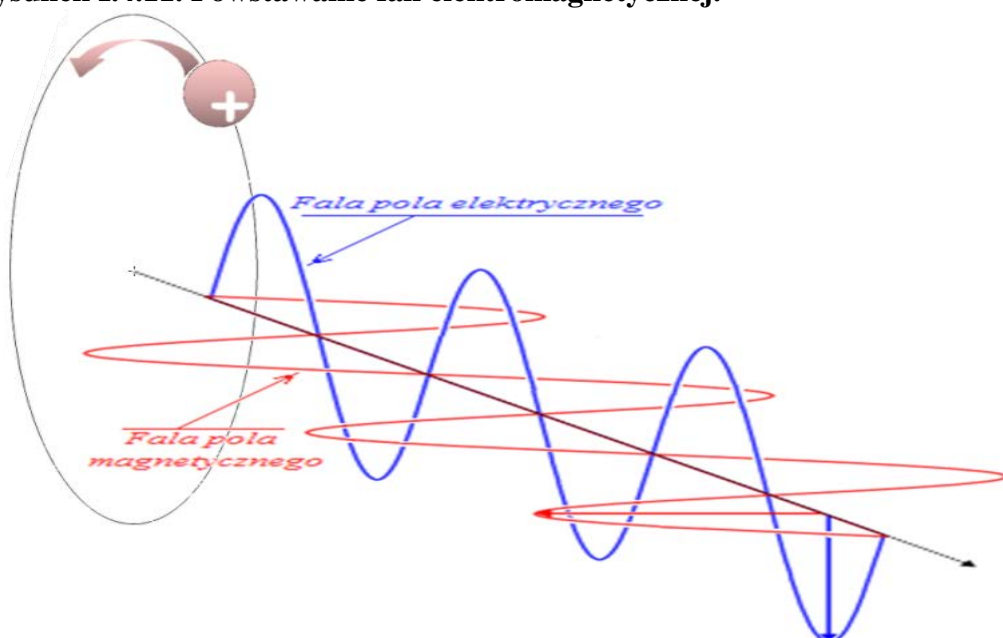
Co to znaczy, że dwie fale są zgodne fazowo? Oznacza to, że w chwili, o której mówimy, są w tym samym momencie zaburzenia. Ilustruje to **Rysunek I.4.10.**, na którym po lewej stronie widzimy dwie fale w fazie zgodnej, a po prawej - w fazie przeciwnej. Gdy dodamy do siebie wartości wychylenia - otrzymamy wynik interferencji. W pierwszym przypadku będziemy mieli sumę amplitud, a zatem wynikowa fala będzie miała amplitudę dwukrotnie większą, w drugim natomiast – zerową; fale w przeciwfazie się wyłumiają.

**Rysunek I.4.10. Fala – faza fali.**



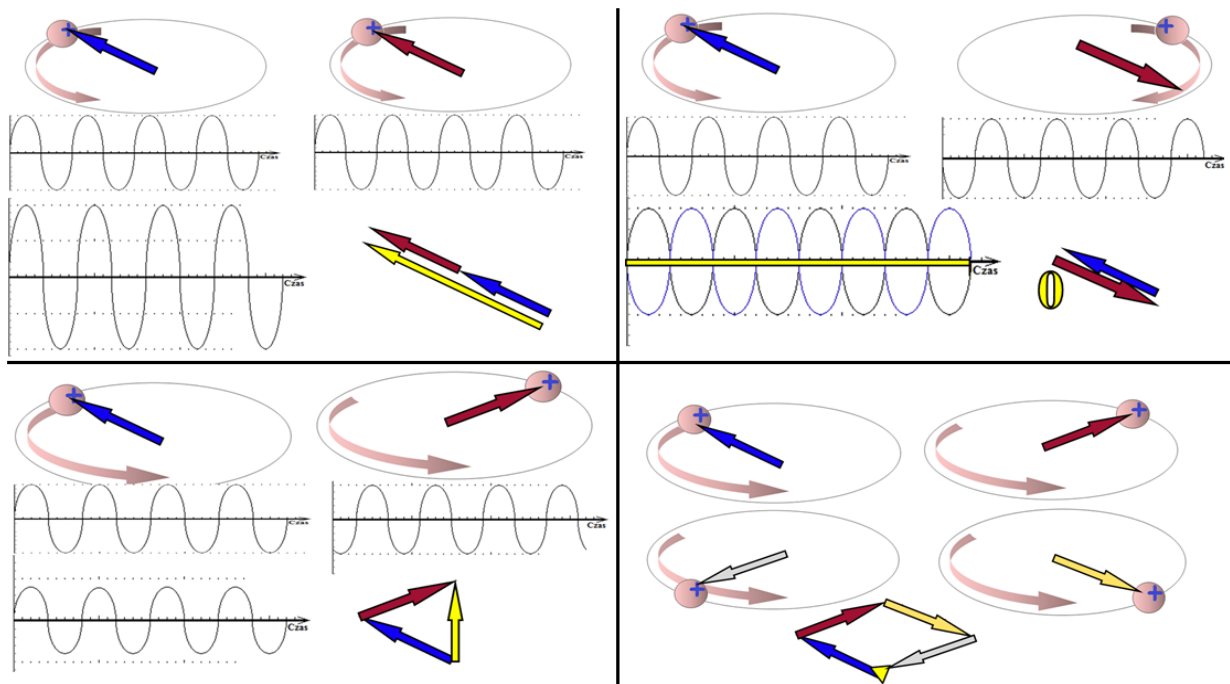
Dobrym przykładem fali harmoniczej jest fala elektromagnetyczna. Wytworzyć ją może wirujący ładunek elektryczny np. proton (to właśnie zjawisko jest wykorzystywane w tomografii MR). Na rysunku poniżej przedstawiony jest schemat tworzenia fali elektromagnetycznej.

**Rysunek I.4.11. Powstawanie fali elektromagnetycznej.**



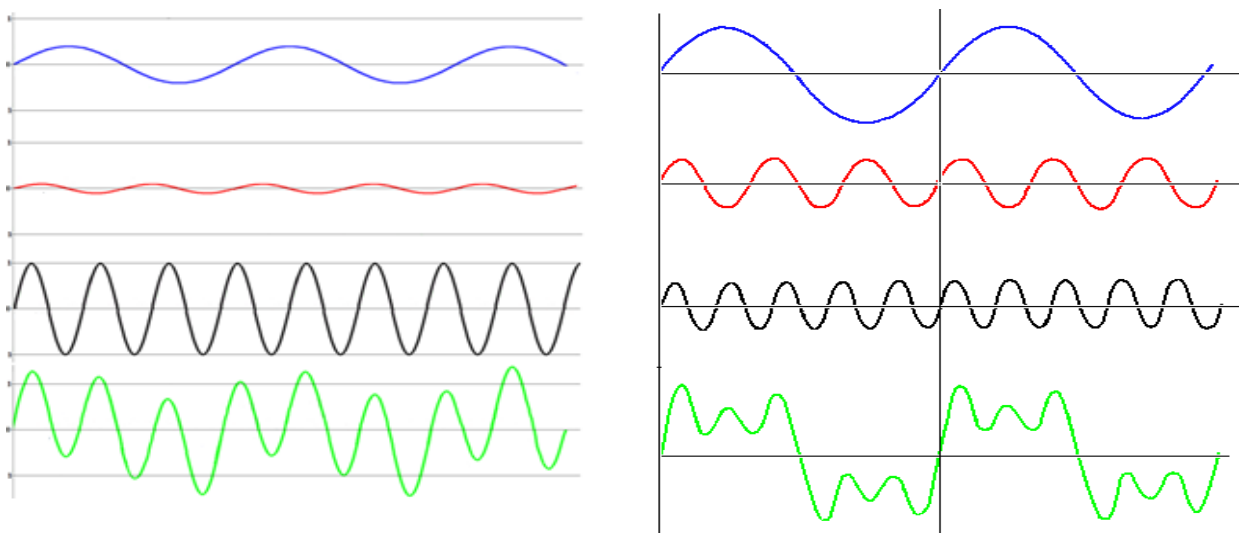
**Rysunek I.4.12.** pokazuje różne przykłady złożenia fal. Od najprostszych – znanych nam już z powyższych rozważań o rachunku wektorów, do tych bardziej skomplikowanych, gdy fale już nie mają zgodnej fazy, i gdy jest ich coraz więcej. Zrozumienie zależności między wielkością sumy wektorów a ich „rozfazowaniem” pomoże nam znaleźć przyczynę różnicy czasów relaksacji poziomej i podłużnej w rezonansie magnetycznym.

**Rysunek I.4.12. Składanie fal.**



Oczywiście złożenia i interferencje mogą być bardzo różne. Efekty różnych takich złożań trzech fal o różnych częstotliwościach i amplitudach pokazuje rysunek poniższy. Widać wyraźną, bardzo silną zależność fali złożonej od składowych.

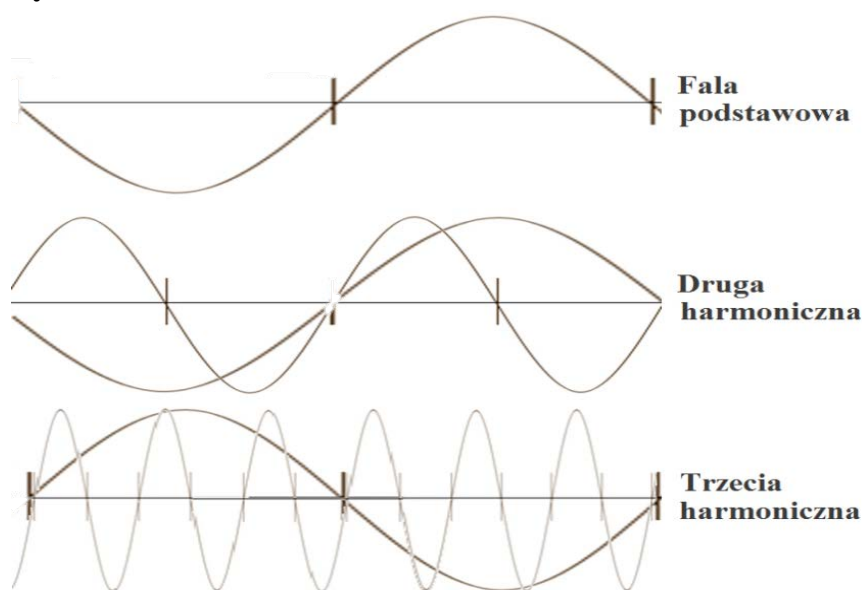
**Rysunek I.4.13. Składanie fal.**



## F. Gdy w wyniku złożenia różnych fal dochodzi do oscylacji amplitudy – zjawisko takie nazywamy dudnieniem.

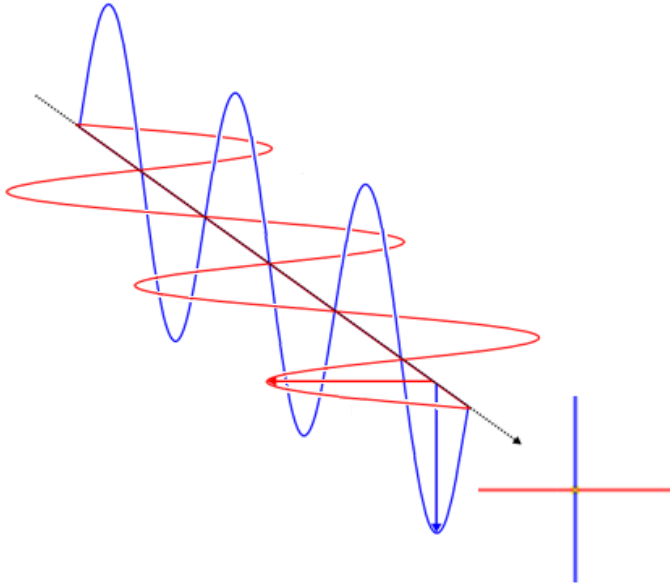
Większość tych zależności odkryto dzięki badaniu fal mechanicznych – głównie dźwiękowych. Fale o różnych długościach będą się w tym samym ośrodku rozchodziły z różną prędkością. W wyniku tego fale o różnych długościach będą się załamywać pod różnymi kątami, a to pozwala na ich rozdzielenie (dyspersję). Takie zjawisko, dotyczące światła, obserwujemy w pryzmacie. Mówiliśmy powyżej o fali harmonicznej. Taka fala akustyczna, dająca kryształowo czysty dźwięk, ma sterylne, ostre brzmienie. Jeśli wypełni się ją drganiami o wyższej częstotliwości (dwukrotnie, czterokrotnie...wyższej), to dźwięk się ociepla, wypełnia barwą brzmienia. Takie wyższe częstotliwości, równe pełnym krotnościom pierwotnej, nazywają się "składowymi harmonicznymi". Składowe parzyste (druga, czwarta,...) harmoniczne są miłe dla ucha, nieparzyste zaś zgrzytliwe, drażniące. **Rysunek I.4.14.** przedstawia graficznie składowe harmoniczne. W muzyce nazywa się je „flażoletami” w odniesieniu do instrumentów strunowych i „przedęciami” dla instrumentów dętych. Składowe harmoniczne wykorzystywane są w ultrasonografii.

**Rysunek I.4.14. Fala – składowe harmoniczne.**



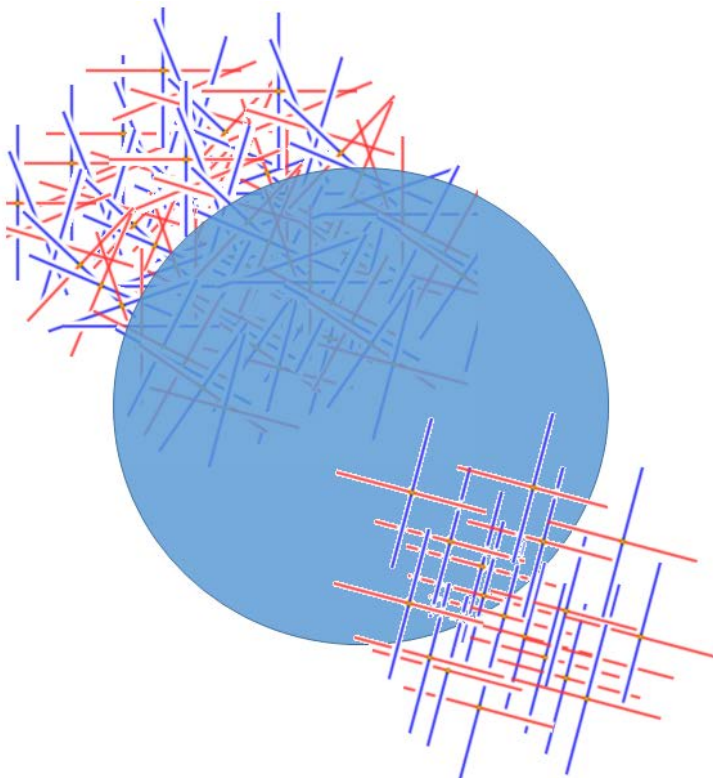
Na zakończenie rozważań dotyczących fal przyjrzyjmy się szczególnemu ich układowi. Skoro fale mają pewne cechy, które mogą się wzmacniać lub wygaszać przy różnym składaniu fal, to jakby wyglądała sytuacja, jakich własności można by się spodziewać, gdyby udało się stworzyć wiązkę fal całkowicie spójnych. Nie tylko o tej samej długości, w tej samej fazie, ale jeszcze na dokładkę o tej samej płaszczyźnie falowania? Najlepiej to będzie widać na przykładzie światła, czyli promieniowania elektromagnetycznego. Popatrzmy na foton z przodu. Wygląda jak skrzyżowanie fali magnetycznej z elektryczną.

**Rysunek I.4.15. Fala – płaszczyzny pól.**



Zwykłe światło, słoneczne, z żarówki ma chaotycznie rozrzucone płaszczyzny zmiany fal elektrycznej i magnetycznej. Jeśli przepuścimy je przez specjalny układ optyczny (np. roztwór koloidu lub specjalne szkło), to przejdą dalej jedynie fotony z określoną płaszczyzną falowania (**Rysunek I.4.16.**)– otrzymamy światło spolaryzowane. W takim świetle dużo lepiej widoczne stają się niektóre substancje, można je odróżnić od siebie, szczególnie na obrazie mikroskopowym. Ilość odbitego światła będzie zależała silnie od płaszczyzny polaryzacji, a więc, skręcając tą płaszczyznę, można zmniejszać lub zwiększać kontrast na obrazie oświetlanego przedmiotu. Takie światło wykorzystywane jest też w rehabilitacji.

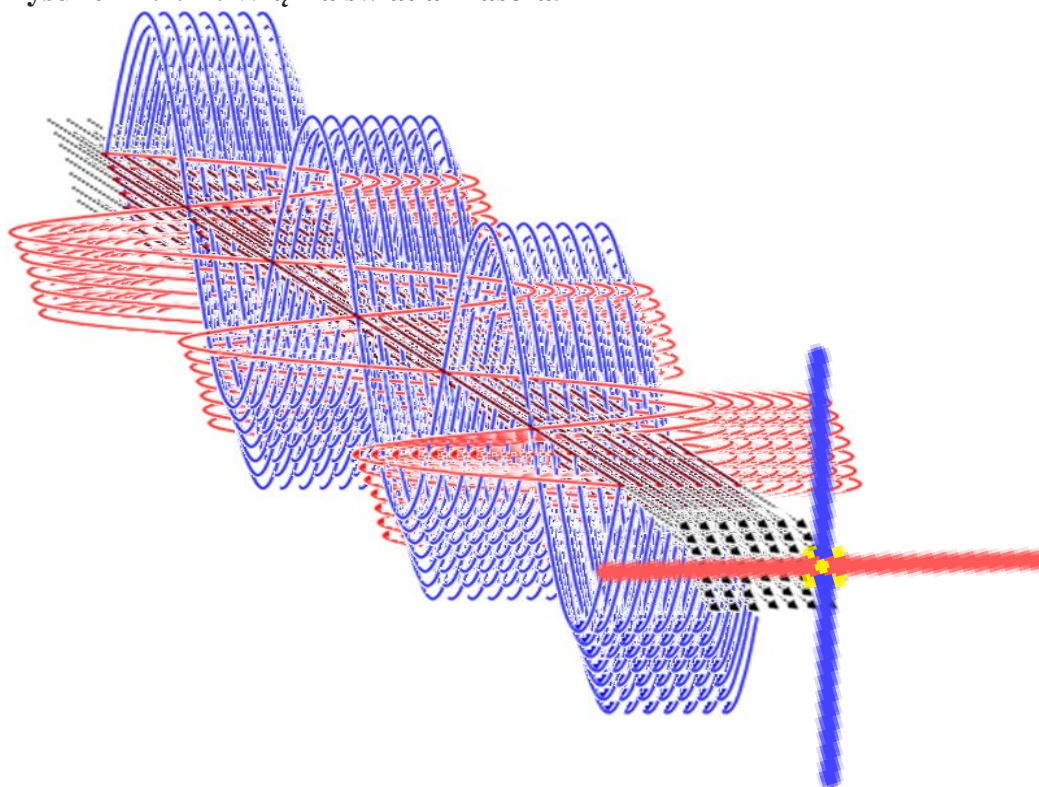
**Rysunek I.4.16. Polaryzacja.**





To teraz jeszcze spróbujemy poukładać wszystkie fotony w zgodnej fazie. Nastąpi wzmocnienie amplitudy. Otrzymamy bardzo wąską wiązkę światła o dużej mocy. Urządzenie będące źródłem takiego światła nazywamy laserem. LASER to skrót angielskiego określenia: **L**ight **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation (podobne urządzenie pracujące w zakresie mikrofal to MASER).

**Rysunek I.4.17. Wiązka światła z lasera.**



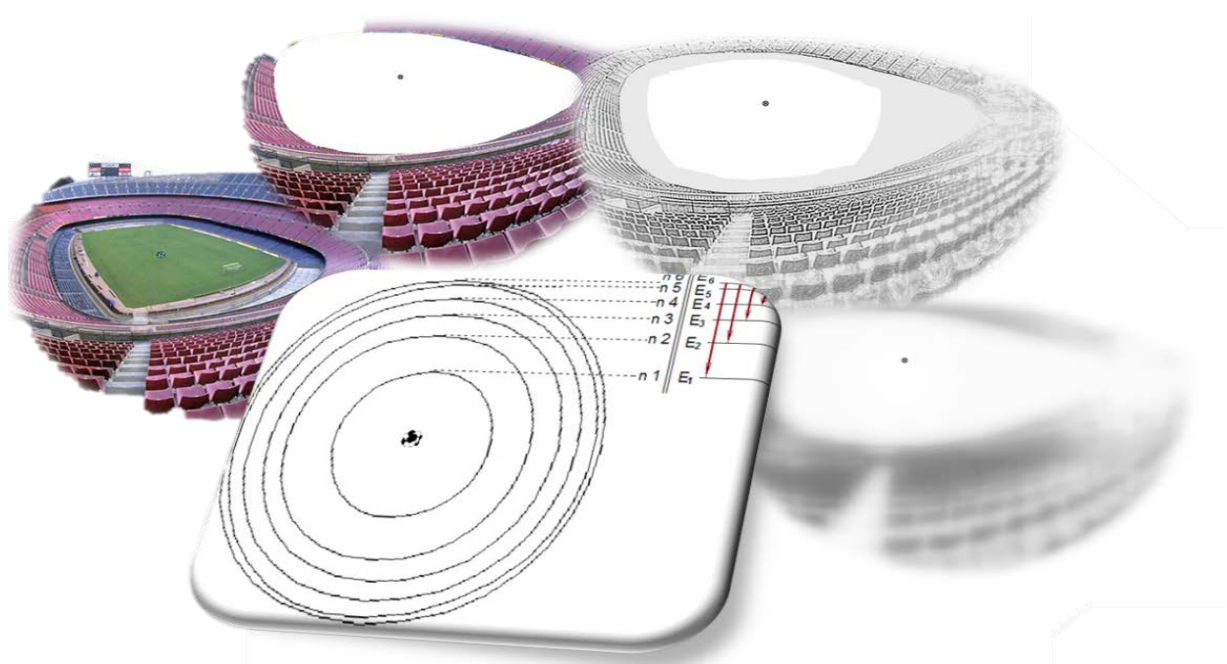
Różne są konstrukcje laserów. Początkowo były to rurki szklane wypełnione mieszaninami gazów, potem monokryształy (np. rubin). Wreszcie opracowano technologię wytwarzania spójnego światła przy pomocy diod półprzewodnikowych i stało się to przełomem technologicznym – umożliwiło zminiaturyzowanie laserów, które obecnie mają zastosowanie niezwykle szerokie (wskaźniki, nagrywarki i czytniki płyt CD i DVD, czytniki kodów, dalmierze, narzędzia ślusarskie i medyczne...). Wiązka spójnego światła umożliwia przenoszenie dużych ilości danych. Taka wiązka o dużej mocy w krótkim impulsie ma ogromną siłę niszczącą.

W zależności od mocy, jaką będzie miała spójna wiązka światła, długości fali i czasu trwania różne będą efekty jej oddziaływania z tkanką i zawartymi w niej związkami chemicznymi. Poczynając od wyzwalania fluorescencji, poprzez przekazywanie ciepła po mechaniczną destrukcję.

## I.5. Zasady i zjawiska

Omawiając zjawiska i zasady funkcjonowania materii należy przypomnieć sobie krótko jak jest ona zbudowana. Jak wiemy składa się z atomów, których jądra składają się z dodatnio naładowanych protonów i obojętnych elektrycznie neutronów. Atom ma ładunek zerowy (jeśli ma niezerowy, to nazywamy go jonem), a zatem wokół jądra w różnych od niego odległościach i po różnych trajektoriach muszą krążyć elektrony (naładowane ujemnie), których ilość odpowiada liczbie protonów w jądrze. Dość dobrze atom można przyrównać do stadionu piłkarskiego, w którym na poszczególnych rzędach trybun szaleją sobie kibice – elektrony, a w środku murawy leży piłka. To jest jądro atomu. Tak mniej więcej wyglądają stosunki odległościowe między wielkością atomu, jego jądrem i wolnej przestrzeni wewnątrzatomowej. To, o czym należy zawsze pamiętać, to stałość wartości energii wiązania elektronów na poszczególnych powłokach z jądrem dla wszystkich atomów tego samego pierwiastka. Wartości te są dla każdego pierwiastka charakterystyczne.

### **Rysunek I.5.1. Atom - struktura.**



#### I.5.1. Fizyczne zasady zachowania, czyli bilans musi wyjść na zero

To jedna z dwóch kardynalnych zasad. Nie tylko w fizyce, ale i w życiu codziennym sporo zjawisk da się wyjaśnić w oparciu o tę zasadę i zasadę lenistwa, o której powiemy sobie w dalszej części tego rozdziału.

Już w gimnazjum była mowa o zasadzie zachowania energii. Jest bardzo prosta i polega na tym, że w zamkniętym układzie suma energii jest wielkością stałą. Jeśli coś energii traci – coś innego

musi ją przejąć. Nic nie może się wziąć z niczego ani bezśladowo zniknąć. W fizyce mówimy o wielu zasadach zachowania. Prócz energii dotyczą one pędu, ładunku i wielu jeszcze innych cech jakiegoś obiektu fizycznego.

O większości z nich była mowa podczas wykładów z fizyki. Przypomnijmy sobie tylko te, z którymi mamy bezpośrednio do czynienia w obrazowaniu medycznym i w fizykalnych metodach leczenia.

#### I.5.1.1. Zasada zachowania energii

**Rysunek 1.5.1.** przedstawia schemat struktury atomu, w polu którego znalazł się elektron. Przelatuje on przez przestrzeń wewnątrzatomową z pewną prędkością, a więc ma on jakąś energię ruchu, zwaną energią kinetyczną. Ponieważ elektron ma ładunek, a elementy atomu również są nim obciążone, będą między nimi zachodziły oddziaływania (przyciąganie i odpychanie) powodujące, że ruch elektronu zostanie spowolniony. Zatem zmniejsza się jego energia kinetyczna. Co się z tą energią dzieje? Zostaje ona przejęta przez powstały kwant promieniowania elektromagnetycznego. Energia tego kwantu będzie praktycznie równa energii utraconej przez elektron. Takie zjawisko zachodzi w anodzie lampy rentgenowskiej.

Powłoki elektronowe w atomie lub w cząsteczce związku chemicznego można porównać do półek na różnych wysokościach. Im wyższa półka, tym większa energia potencjalna znajdujących się na niej elektronów. Jeśli taki atom lub cząsteczka są wzbudzone lub zjonizowane, to znaczy, że na niektórych „półkach” są dodatkowe elektrony. Mogą one uwolnić się same lub poprzez stymulację (np. światłem lasera) z takiej pułapki i spaść na niższy poziom energetyczny. Wtedy wyemitują kwant o energii równej utraconej przez elektron. Takie zjawisko zachodzi w anodzie lampy rentgenowskiej lub w płycie pamięciowej CR. Różne są jedynie wartości energii emitowanych kwantów.

Gdy cząstka i antycząstka (np. jak w radiofarmaceutykach stosowanych w badania PET – elektron i antyelektron) powoli zbliżą się do siebie, wzajemnie się przyciągając, ulegną anihilacji. To znaczy ich masy znikną, a w to miejsce pojawią się kwanty promieniowania elektromagnetycznego o sumarycznej energii spełniającej chyba najlepiej na świecie znane równanie Einsteina:  $E=mc^2$ . Oznacza ono, że masa jest równoważna energii, a ponieważ ekwiwalentem masy elektronu jest energia 511 keV, sumaryczna wartość kwantów, które się pojawią wynosi 1,022 MeV.

#### I.5.1.2. Zasada zachowania pędu

Gdy cząstka i antycząstka (np. jak w radiofarmaceutykach stosowanych w badania PET – elektron i antyelektron) powoli zbliżą się do siebie, wzajemnie się przyciągając, pęd tego zespołu, czyli ruch ich środka masy względem „przyczepionego” do nich układu współrzędnych, będzie zerowy. Bo zbliżają się do siebie po linii prostej z tą samą prędkością, a kierunki ich ruchu są

przeciwne. Gdy ulegną anihilacji sumaryczny pęd tego, co powstanie musi również być równy zero. Dlatego powstają dwa kwanty o takiej samej energii, ale rozbiegające się z prędkością światła dokładnie od siebie, współliniowo. Właśnie ta współliniowość wykorzystywana jest w gamma kamerach przeznaczonych do badań PET.

#### I.5.1.3. Zasada zachowania ładunku

Pierwiastki używane w badaniach PET emitują pozytony, czyli antyelektrony. Mają one dokładnie tę samą masę, co elektron, ale ładunek mają dodatni. Emisja elektronu z jądra atomu następuje na skutek przemiany, jak się w nim dokonuje. Pamiętamy, że jądro składa się z nukleonów, czyli dodatnich protonów i obojętnych neutronów. Skoro zatem pojawił się ładunek dodatni, unoszony przez pozyton, to sumaryczny ładunek jądra musi zmniejszyć się o 1. I tak się właśnie dzieje, bo jeden z protonów ulega przemianie w neutron i antyelektron. I całkowity ładunek całego układu nie ulega zmianie.

#### I.5.2. Osiąganie stanu minimum energetycznego, czyli zasada lenistwa

To druga z kardynalnych zasad. Wszystko w przyrodzie dąży do stanu, który wymaga najmniejszego wysiłku. Wystarczy się rozejrzeć, by znaleźć przykłady. Puszczone w ruch wahadło po pewnym czasie zatrzyma się z najcięższym elementem na dole. Gdy przestaniemy mieszać herbatę w szklance, jej powierzchnia się wyrówna, bo taki kształt płynu wymaga najmniejszej energii, by się utrzymać.

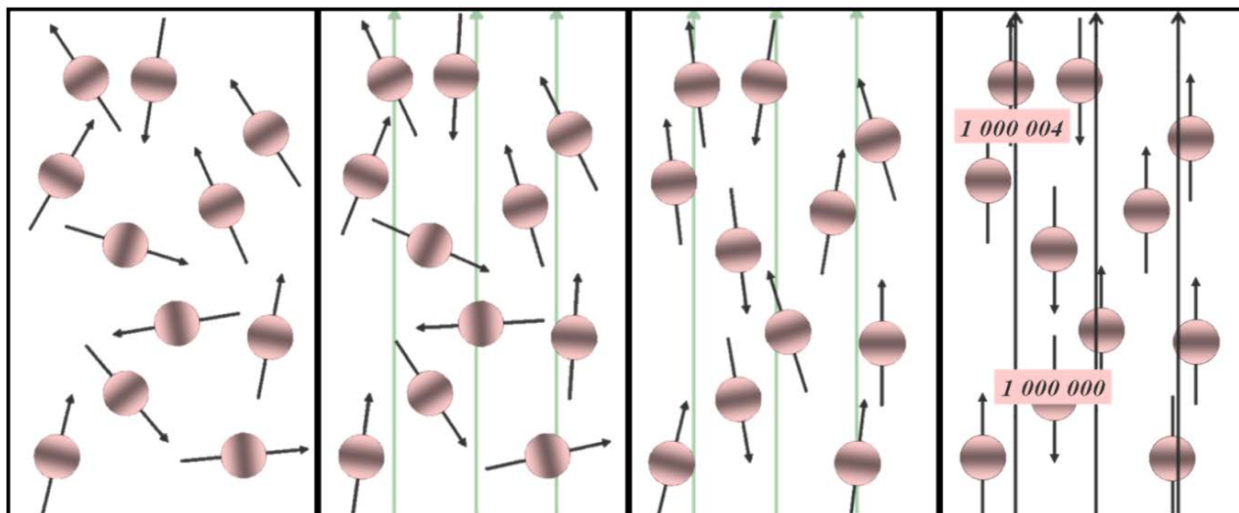
Przy okazji omawiania cech charakterystycznych pól mówiliśmy o nich jako o czynnikach porządkujących. Załóżmy, że będziemy mieli chaos cząsteczek spolaryzowanych, czyli losowo poukładane cząsteczki, które są tak zbudowane, że z jednej ich strony będzie trochę więcej elektronów, niż z drugiej (dzięki temu z jednej strony są trochę bardziej ujemne, a z drugiej trochę bardziej dodatnie). Jeśli pojawi się pole elektryczne, to cząsteczki szybciej (z prędkością zależną od ich masy i siły pola) ustawią się tak, by do elektrody ujemnej skierowana była część „bardziej dodatnia”, a do dodatniej ta „bardziej ujemna”. Jak zmieni się polaryzacja pola, to cząsteczki zrobią „w tył zwrot”. Takie zjawisko wykorzystywane jest np. w hipertermii mikrofalowej.

Wzbudzony atom, w którym jakaś ingerencja spowodowała wyrzucenie jednego z elektronów z powłoki niższej na wyższą sam po pewnym czasie wróci do stanu podstawowego, bo któryś z elektronów będący na powłoce, na której „jest za ciasno”, przeskoczy na niższą, żeby wypełnić wolne miejsce, a atom był znowu w minimum energetycznym. Takie zjawisko zachodzi na przykład w anodzie lampy rentgenowskiej.

Czasami z tym minimum bywa trudny wybór. Przypatrzmy się sytuacji, gdy mamy parę milionów jąder wodoru (dzięki ich własnościom można je traktować jak małe „magnesiki”, zwane

dipolami) losowo poustawianych w przestrzeni. Gdy ten chaos znajdzie się w polu magnetycznym – dipole zaczną się ustawiać równoległe do linii sił pola magnetycznego. Ale uwaga – równoległe w stronę, która była bliższa w chwili pojawienia się pola. Sytuację taką pokazuje poniższy rysunek.

**Rysunek I.5.2. Pole porządkujące.**



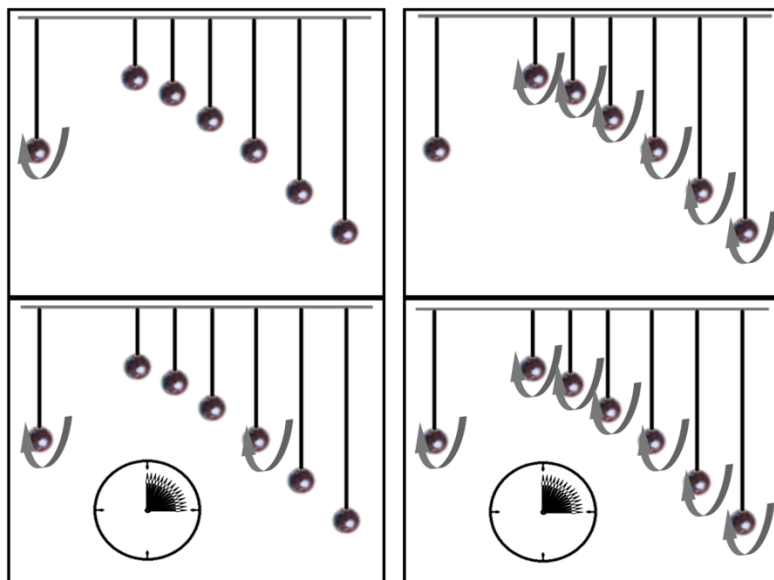
Ale jeśli pole będzie miało niewielką wartość, to różnica między „dołkami energetycznymi” w ustawieniu równoległym i „antyrównoległym” będzie tak mała, że jedynie 4 dipole na 2 miliony będą stanowiły o przewadze ustawienia w pełni zgodnego z liniami sił pola. Im silniejsze będzie pole porządkujące, tym większa będzie przewaga równoległych.

Sytuacja opisana powyżej wymaga krótkiego komentarza: wspomniane „ustawienie równoległe” jedynie umownie tak nazywamy. W rzeczywistości jądra atomów wirują zawsze wokół własnej osi, co nie pozwala im na dokładną równoległość z liniami sił pola magnetycznego. Jednak dla uproszczenia będziemy mówili o ustawieniu równoległym. Na nasze potrzeby to w zupełności wystarczy.

### I.5.3. Bezstratne (prawie) przekazywanie energii, czyli rezonans

Wszyscy wiemy, że współpraca między ludźmi czy między elementami urządzenia wtedy będzie się najlepiej układała, gdy współpracujące elementy będą miały wspólny cel, pasujące do siebie uchwyty, podobny tok rozumowania i wnioskowania... Ogólnie mówi się „nadają na tych samych falach”. Nie wiadomo, czy Galileusz znał to powiedzenie, ale już w 1502 roku stwierdził, że jeśli dwie struny będą tak samo naciągnięte, to wprawienie w ruch jednej spowoduje po pewnym czasie drgania drugiej. Bo „obie nadają na tych samych falach”. Potem wykonał podobne doświadczenie z wahadłami (**Rysunek I.5.3.**).

Rysunek I.5.3. Rezonans.



I struna, i wahadło zareagowały ruchem, a więc niewątpliwie doszło do przekazania energii. Doświadczenie pokazywało ponadto, że takie przekazanie nie wiązało się z zauważalnym skróceniem czasu wahania. Zatem praktycznie przekaz energii nastąpił bez żadnych strat. Zjawisko nazwano rezonansem. Pracował nad nim również geniusz Leonardo.

Dzięki takiej formie przekazania energii można było skonstruować tomograf nie wykorzystujący promieniowania jonizującego. Dipole uporządkowane stałym polem magnetycznym wirują wokół linii sił pola magnetycznego z częstotliwością zależną od swoich własności magnetycznych (określa je tzw. stała żyromagnetyczna) oraz wartości indukcji (siły) pola magnetycznego. Zależność tą odkrył i opisał Joseph Larmor i na jego cześć nazwano wartość opisaną poniższym wzorem:

$$\omega_0 = \gamma * B_0$$

Gdzie  $\gamma$  to stała żyromagnetyczna, a  $B_0$  to wartość indukcji pola magnetycznego.

Dipole te mają ładunek (to przecież jądra atomów). Już wiemy, że jeśli coś ma ładunek i wiruje, to wytwarza falę elektromagnetyczną. A jeśli znamy częstotliwość wirowania (bo znamy wartość stałej żyromagnetycznej oraz wartość indukcji pola), to znamy i częstotliwość tej fali. Jeśli zatem do takiego uporządkowanego ośrodka będziemy przez jakiś czas dostarczać falę radiową o częstotliwości zgodnej z częstotliwością Larmora, to dipole, ulegając zjawisku rezonansu, zaczną wirować coraz silniej, coraz bardziej odchylając się od pionu.

#### I.5.4. Inne przypadki przekazywania energii

Inne formy przekazania energii wiążą się zazwyczaj z dużymi jej stratami.

Przekazanie energii może nastąpić bez zmiany jej formy, czyli czymś ciepłym nagrzewamy jakiś obiekt. Po zakończeniu grzania nadal będzie to energia cieplna. Ale jeśli hamujemy rozpędzone koło to w efekcie będziemy mieli również podgrzanie, ale tym razem dzięki przemianie energii mechanicznej w cieplną.

Takie przemiany mogą być korzystne, np. gdy naszym celem będzie ogrzanie tkanki (można to wykonać np. przy pomocy lasera lub źródła mikrofal), to efekt cieplny był zamierzony i cel zostanie osiągnięty. Jeśli jednak oczekujemy zupełnie czegoś innego (np. wiązki promieniowania rentgenowskiego), a podczas jego emisji anoda grzeje się do temperatury dwóch tysięcy kilkuset stopni, i, nim zacznie się ją wykorzystywać ponownie – musi wystygnąć. Powoduje to stratę czasu, zatem będzie to efekt niepożądany. Co najmniej 99 procent energii powstającej w lampie rentgenowskiej zmienia się na ciepło, zaledwie co najwyżej 1 procent na kwanty promieniowania X, zatem tu straty energetyczne są ogromne.

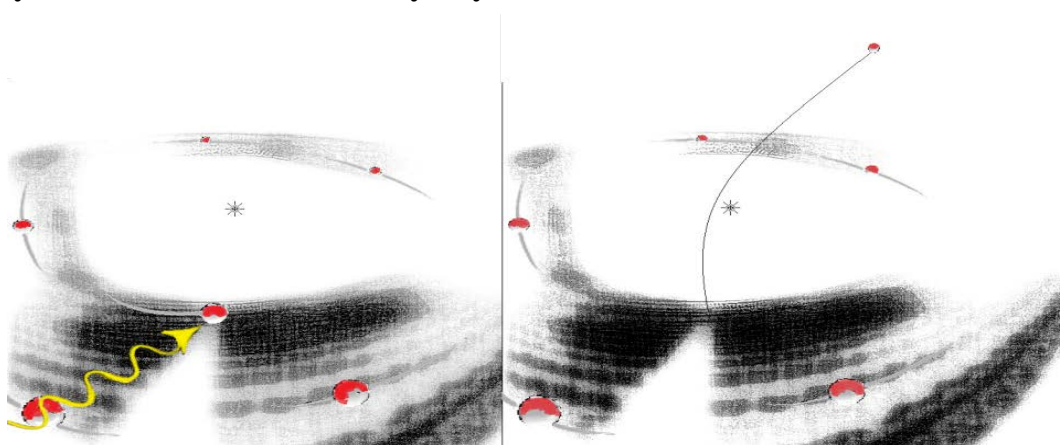
Z przekazywaniem energii będziemy mieli do czynienia w każdym z obszarów będących przedmiotem niniejszego skryptu. Szczególną wagę będziemy przykładać do omówienia zasad i możliwości przekazywania energii w celu uzyskania obrazu radiologicznego lub efektu terapeutycznego.

#### I.5.5. Przekazywanie energii przez elektromagnetyczne promieniowanie jonizujące

##### I.5.5.1. Absorpcja

Efekt fotoelektryczny (**Rysunek I.5.4.**) – przekazanie elektronowi na powłoce atomu całej energii przez foton, który znika. Zjawisko zachodzi praktycznie dla kwantów o energii do 1 MeV; największe znaczenie w procesie pochłaniania ma w zakresie energii do 100 keV; od energii kwantu zależy powłoka, z której wybijany jest elektron; dla promieniowania rentgenowskiego udział tego efektu w procesie pochłaniania jest największy. Efekt ten ma podstawowe znaczenie w tworzeniu obrazu rentgenowskiego.

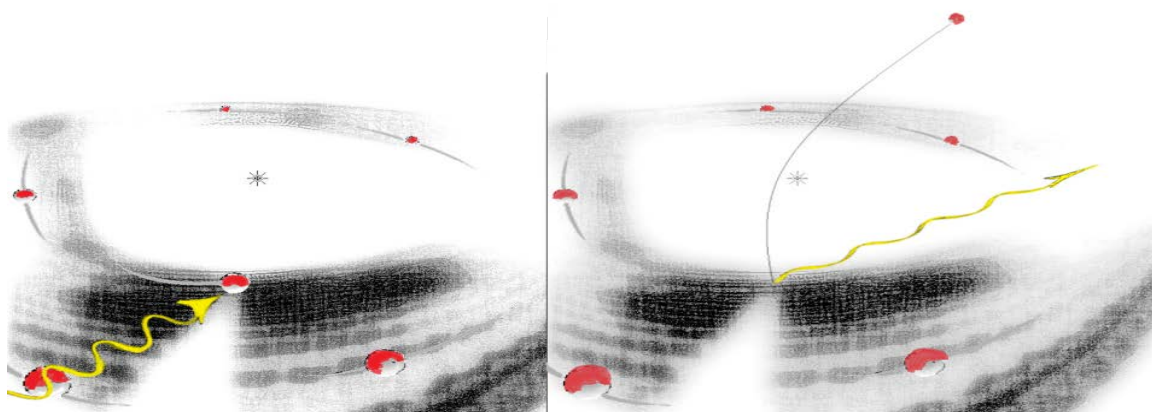
#### **Rysunek I.5.4. Efekt fotoelektryczny.**



### I.5.5.2. Rozproszenie

Efekt Comptona (**Rysunek I.5.5.**) – przekazanie elektronowi jedynie części energii fotonu, elektron jest wybity z powłoki w atomie, kwant znika, a w jego miejsce pojawia się nowy, o niższej energii i innym kierunku ruchu. Zjawisko zachodzi praktycznie dla kwantów o energii do 10 MeV; ulegają mu fotony o wyższych energiach; największe znaczenie w procesie pochłaniania ma w zakresie energii od 100 keV do 1 MeV.

### **Rysunek I.5.5. Rozproszenie Comptona.**

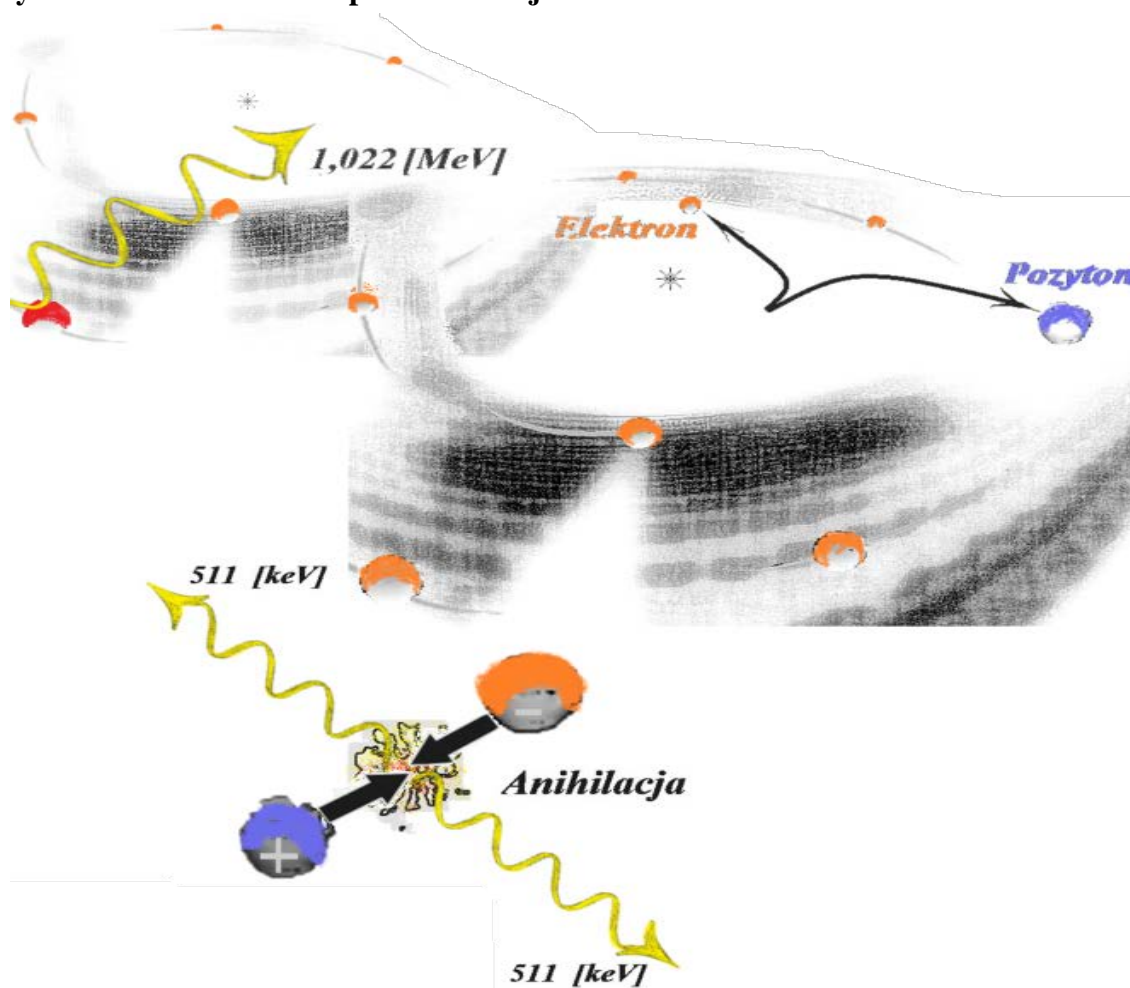


### I.5.5.3. Tworzenie par (**Rysunek I.5.6.**)

W polu jądra atomu, na podstawie einsteinowskiej zasady równoważności masy i energii ( $E=mc^2$ ), tworzy się para elektron – antyelektron (pozyton), stąd warunek, że kwant inicjujący to zjawisko musi mieć energię co najmniej 1,022 MeV; jest to bowiem przemiana czystej energii kwantu na dwa elementy materialne; ekwiwalentem masy elektronu jest 511 keV, zatem, by zjawisko zaszło, należy dostarczyć w pole jądra dwukrotnie większą ilość energii. Zjawisko to, zanedbywalne przy niskich (do 10 MeV) energiach, ma dominujące znaczenie przy energiach wysokich. Oczywiście, jeśli w materii znajdzie się antycząstka – bardzo szybko znajdzie odpowiadającą sobie cząstkę i w procesie anihilacji znikną obie, a w ich miejsce powstaną dwa przeciwbieżne kwanty o energii 511 keV każdy, czyli razem 1,022 MeV. Anihilację wykorzystuje się w diagnostyce PET.



Rysunek I.5.6. Tworzenie par i anihilacja.



### I.5.6. Ciepło, czyli ruch

Ogólnie rzecz biorąc – temperatura jakiegoś ciała jest miarą jego energii wewnętrznej. Gdy temperatura osiąga poziom zera bezwzględnego ( $-273,15 \text{ }^{\circ}\text{C}$  lub  $0 \text{ [K]}$ ) – wtedy ustaje wszelki ruch. Jeśli będzie choć trochę ruchu, drgań cząsteczek – temperatura będzie wyższa, niż  $0 \text{ [K]}$ .

Możemy przyjąć zatem, że powodowanie jakiegokolwiek ruchu elementów składowych jakiegoś ciała będzie prowadziło do podwyższenia jego temperatury. I odwrotnie: podgrzewanie jakiegoś ciała będzie prowadziło do zwiększenia drgań jego elementów składowych. Taka jest choćby przyczyna emisji (zwanej termoemisją) elektronów z katody lampy rentgenowskiej. Im więcej ciepła, tym więcej ruchu i im więcej ruchu, tym więcej ciepła. Pochłanianie energii to w większości wypadków powodowanie ruchu.

Ponadto im więcej i im szybszy jest ruch, tym więcej przypadków zderzeń między elementami materii. Przy zderzeniach również wytwarza się ciepło. Jest to dodatkowy mechanizm pochłaniania energii.

Uświadomienie sobie tej prostej zależności pomoże nam w zrozumieniu wielu zjawisk, które będą opisywane dalej.

### I.5.7. Emisja światła – wymuszone działania jednoczesne

Opisana w części I.5.2. zasada dążenia do minimum energetycznego może być wykorzystywana na różne sposoby. Wzbudzenie atomu oznacza przeniesienie jednego z elektronów na wyższy poziom energetyczny. Różnice energii wiązania elektronów na poszczególnych powłokach z jądrem są ściśle określone i charakterystyczne dla każdego pierwiastka. Atom może trwać w stanie wzbudzenia dość krótko. Są jednak pierwiastki i związki chemiczne, w których niektóre poziomy energetyczne (oczywiście poza poziomami podstawowymi, gdy nie ma wzbudzenia) są „uprzywilejowane” i elektrony mogą przebywać na nich dużo dłuższy okres czasu. Takie „prawie stabilne” stany nazywamy „metastabilnymi”. Czas, po jakim następuje powrót do stanów podstawowych może być bardzo różny: od ułamków sekundy po minuty i godziny.

Przenoszenie elektronów na wyższe poziomy przypomina trochę naciąganie cięciwy: następuje ładowanie ośrodka energią.

Powrót po takim naładowaniu do stanu podstawowego (minimum energetycznego) może następować spontanicznie, lub być wymuszony, stymulowany przez jakiś czynnik. Najczęściej taki powrót po pewnym czasie to kaskada efektów następujących równocześnie.

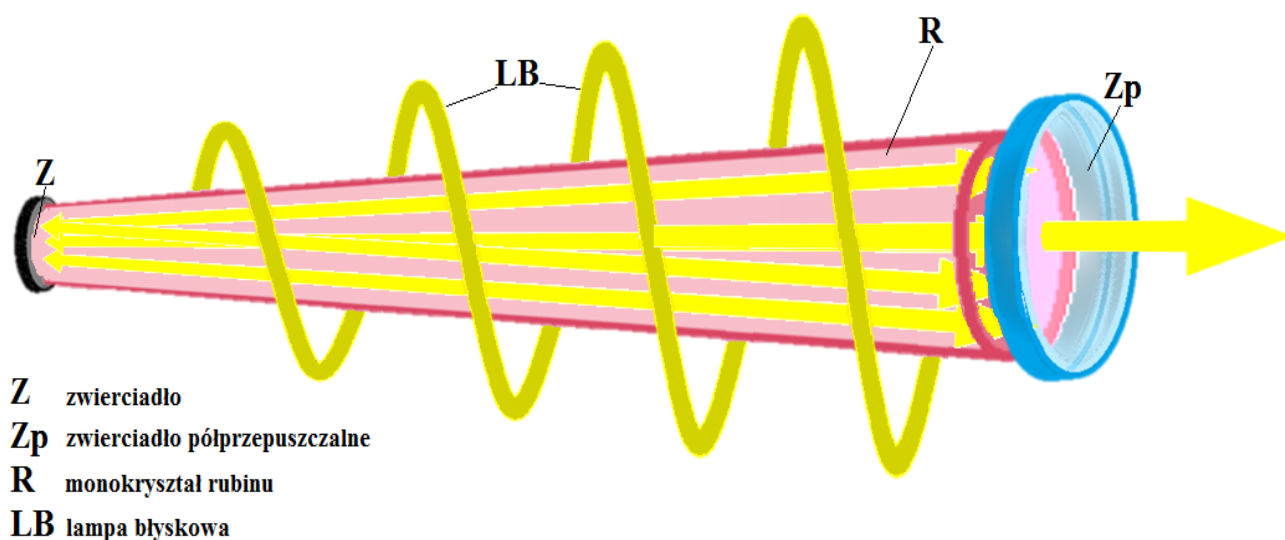
W wielu zastosowaniach, również medycznych, mamy do czynienia z takim zjawiskiem – pokrótce opiszę dwa najczęściej wykorzystywane.

Płyty pamięciowe CR – dobrze od lat znana metoda otrzymywania obrazów w pośredniej radiografii cyfrowej. Wspominałem o nich w części I.5.1.1. przy okazji omawiania zasady zachowania energii. Kwanty promieniowania rentgenowskiego dostarczając płycie energii, przenoszą część elektronów na wyższy poziom. W pierwszych minutach po ekspozycji płyty w aparacie rentgenowskim część elektronów wraca do poziomu podstawowego spontanicznie. Większość jednak z nich pozostaje na wyższym poziomie energetycznym. Po wprowadzeniu kasety do czytnika powłoka absorpcyjna jest skanowana wiązką laserową, która uwalnia punkt po punkcie „spuławokowane” elektrony. Spadają one kaskadą na niższy poziom emitując kwanty światła o długości fali odpowiadającej różnicy energii między poziomem wyższym, a podstawowym. Od ilości tych elektronów zależy siła sygnału, a więc i wartość piksela obrazu rentgenowskiego.

Drugim przykładem będzie laser. Są dwa główne typy laserów: klasyczny i półprzewodnikowy. Budowę tego pierwszego ukazuje **Rysunek I.5.7**. Do ośrodka czynnego (może to być gaz lub monokryształ), którego atomy charakteryzują się metastabilnym poziomem energetycznym, dostarczana jest energia (fotony światła) przenosząca elektrony na wyższy poziom energetyczny. Nazywane jest to „pompowaniem”. Wykonuje się to przy pomocy lamp błyskowych umieszczonych wokół rdzenia. Dzięki pompowaniu ilość elektronów na wyższym poziomie energetycznym w pewnym momencie zaczyna przewyższać liczbę elektronów na poziomie podstawowym. Na-

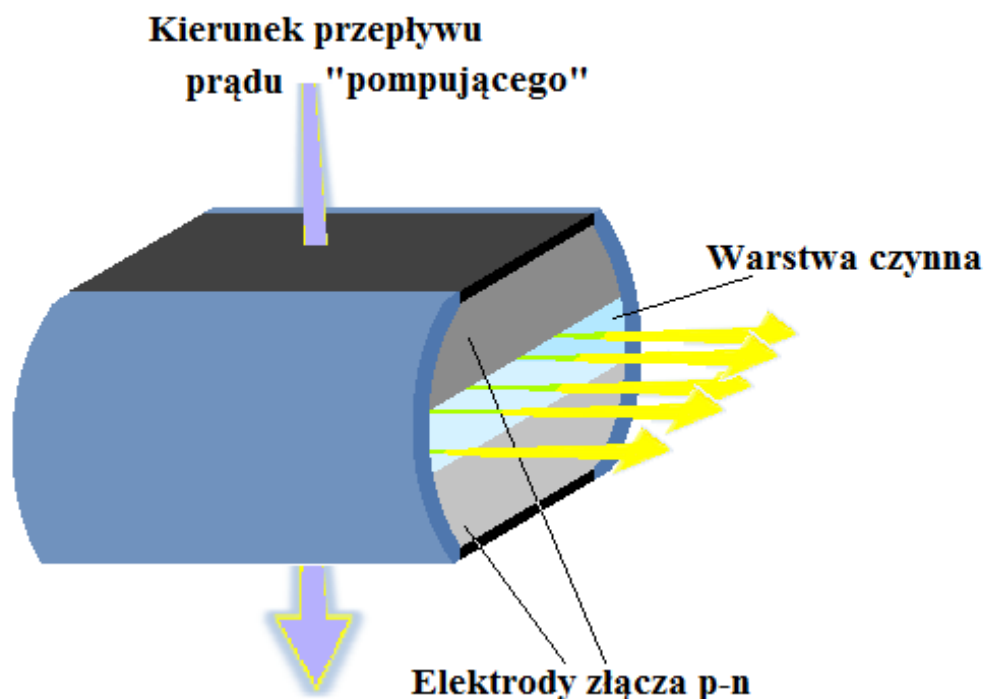
zywamy to inwersją obsadzenia. W takiej sytuacji wielkiego „nawisu energetycznego” nawet pojedynczy foton wyzwała lawinową emisję spójnych (to znaczy o tej samej częstotliwości, czyli długości fali) kwantów światła. Wszystkie fotony mają dokładnie tę samą długość, gdyż powstały na skutek przeskoku elektronów między tymi samymi powłokami elektronowymi atomów substancji czynnej. Są również w tej samej fazie, bo wyzwolone zostały jednocześnie impulsem. Powstaje wiązka laserowa, wychodząca z ośrodka czynnego przez półprzepuszczalne zwierciadło.

**Rysunek I.5.7. Laser z ośrodkiem czynnym „pompowany” światłem.**



Trochę inaczej wygląda laser półprzewodnikowy. Tu nie ma pompowania światłem, a wyższy poziom energetyczny osiągany jest poprzez przepływ prądu przez złącze specjalnej diody. Prąd płynący przez takie złącze przenosi elektrony do pałapek (zwanymi tu „dziurami”). Gdy osiągnięty zostaje poziom inwersji obsadzeń (czyli gdy elektronów na wyższym poziomie energetycznym jest znacznie więcej, niż na poziomie podstawowym) następuje ich uwolnienie częściowo spontaniczne, częściowo wymuszone i emisja w miarę spójnego światła. Tutaj emitowane fale nie mają dokładnie tej samej długości ale pewien zakres, bo nie da się w diodzie wytworzyć tak wąskiego poziomu energetycznego, jaki jest w atomie. Schemat lasera półprzewodnikowego pokazuje **Rysunek I.5.8**. Lasery takie mogą być za to bardzo małe (nawet wielkości kilku milimetrów) i proste technologicznie (dzięki temu tanie w produkcji), co powoduje niesłychanie dynamicznie zwiększający się zakres ich stosowania.

**Rysunek I.5.8. Laser półprzewodnikowy „pompowany” przepływem prądu.**



Jeśli z takiej półprzewodnikowej diody emisja światła następuje bez wcześniejszej inwersji obsadzenia poziomów energetycznych, nie jest wymuszana dodatkowym impulsem – nie daje światła spójnego (wiązki laserowej), to jest to zwykłą dioda elektroluminescencyjna (LED) – często dziś wykorzystywane źródło światła o precyzyjnie określonej długości fali.

Oczywiście powyższe opisy są jedynie przybliżeniem, ale na nasze potrzeby – całkowicie wystarczającym.

#### I.5.8. Emisja światła – działania spontaniczne

Na zakończenie jeszcze parę słów o innych mechanizmach emisji światła, wykorzystywanych w medycynie, z którymi technik elektroradiologii spotyka się w codziennej praktyce. Mowa tu o zjawisku luminescencji, czyli emisji światła widzialnego pod wpływem czynników innych, niż wysoka temperatura. Zwana jest też czasem „zimnym świeceniem”.

Z fizycznego punktu widzenia źródłem światła jest zawsze przejście jakiejś cząsteczki z wyższego na niższy poziom energetyczny. Zasada „bilans musi wyjść na zero” jest niezbywalnym prawem ogólnym (patrz I.5.1.1.). Podstawowe przyczyny są dwie:

- dostarczenie energii ośrodkowi, a następnie jej oddawanie w różnym czasie od dostarczenia (od reakcji natychmiastowej, po duże opóźnienia w czasie, niekiedy nawet wymagające dodatkowej stymulacji); z zasady zachowania energii i prostego faktu, że większości przemianom towarzyszą straty energetyczne, wynika, że fala emitowana musi być o niższej energii,

niż dostarczona. Źródłem dostarczanej energii może być wiele czynników: od impulsu mechanicznego (tarcie, nacisk, fala dźwiękowa), przez impuls cieplny (niewielkie podgrzanie), falę elektromagnetyczną (praktycznie w całym zakresie – od radiowej po gamma) po cząstkę promieniowania korpuskularnego (alfa, beta, proton...)

- proces egzoenergetyczny (czyli oddawanie większej ilości energii, niż przyjmowanie, np. reakcje chemiczne, przy zachodzeniu których uwalnia się energia).

Każda z form przetworzenia energii w światło widzialne nosi swoją nazwę.

**Tabela nr I.5.1 Rodzaje luminescencji najczęściej wykorzystywane w medycynie.**

Nazwa	Czynnik wywołujący
<b>Sonoluminescencja</b>	mechaniczna fala dźwiękowa
<b>Fotoluminescencja</b>	fala elektromagnetyczna w zakresie od podczerwieni do nadfioletu
<b>Radioluminescencja (Scyntyłacja)</b>	fala elektromagnetyczna w zakresie promieniowania jonizującego lub cząsteczkowe promieniowanie jonizujące
<b>Chemiluminescencja</b>	egzoenergetyczne reakcje chemiczne

Dla nas ważny będzie również podział ze względu na czas reakcji i trwania efektu:

- fluorescencja, czyli świecenie, które ustaje prawie natychmiast (nie dłużej, niż po  $10^{-8}$  sekundy, czyli 0,01 mikrosekundy) po zaniku czynnika aktywującego
- fosforescencja, gdy świecenie następuje po czasie znacznie dłuższym, niż  $10^{-8}$  sekundy po zaniku czynnika aktywującego; w niektórych wypadkach konieczny jest czynnik wyzwalający.

## II. Część szczegółowa

### II.1. Fala mechaniczna – ultradźwięki

#### II.1.1. Kliniczny zakres stosowania

##### Diagnostyka:

Ultrasonografia (inne nazwy: echografia, USG)

- 50 kHz – 600 kHz – badania kości (osteoporoza)  $\lambda = 2,57$  do  $30,8$  mm
- 200 kHz – 5 MHz – badania przepływów  $\lambda = 0,308$  do  $7,7$  mm
- 2 MHz – 20 MHz – obrazowanie narządów wewnętrznych  $\lambda = 0,077$  do  $0,77$  mm
- 20 MHz – 100 MHz – obrazowanie skóry i tkanek podskórnych  $\lambda = 0,077$  do  $15,4$   $\mu\text{m}$

##### Leczenie (bezpośrednie i pośrednie przez nadzór obrazowy):

- litotrypsja;
- stomatologia (np. usuwanie kamienia nazębnego);
- fizykoterapia (np. hipertermia, fonoforeza);
- obrazowe monitorowanie zabiegów.

#### II.1.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala dźwiękowa - fala mechaniczna, podłużna

##### Diagnostyka:

Źródło sygnału: głowica (sonda) ultrasonograficzna, a w niej przetwornik piezoelektryczny

Modulator sygnału: pacjent

Odbiornik sygnału: głowica (sonda) ultrasonograficzna, a w niej przetwornik piezoelektryczny

Podstawa obrazu: czas powrotu echa; intensywność sygnału

##### Leczenie:

Źródło: głowica ultrasonograficzna; przetwornik piezoelektryczny

Modulator: układy ogniskujące

Wykorzystywany efekt: wytworzenie ciepła; destrukcja fizyczna

Wykorzystywany zakres częstotliwości fali dźwiękowej: od  $20 \cdot 10^3$  do  $10^8$  [Hz].

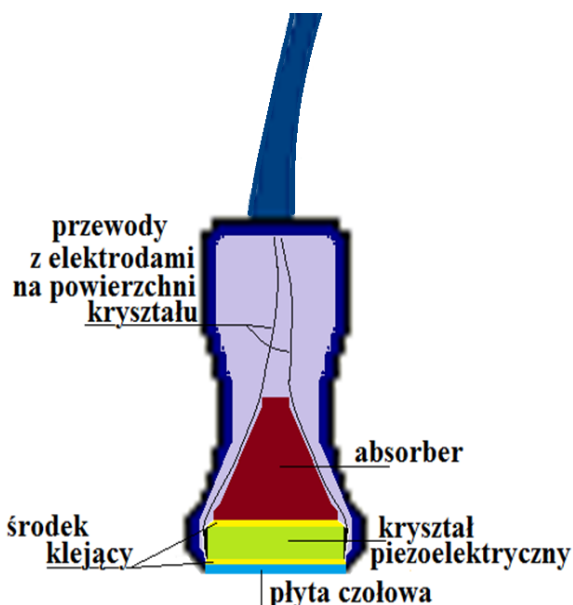
#### II.2.3. Technika:

Ultradźwięki emitowane są przez kryształy, w których występują zjawiska: piezoelektryczne (impuls mechaniczny, np. fala dźwiękowa, działający na kryształ powoduje powstawanie na jego ścianach różnicy potencjałów elektrycznych) i piezoelektryczne odwrotne (przyłożenie impulsowej różnicy potencjałów do ścian kryształu powoduje jego kurczenie się i lub rozszerzanie,

dzięki czemu może być emitowana fala dźwiękowa). Precyzyjne sterowanie ich częstotliwością, amplitudą, kształtem wiązki pozwala leczyć lub uzyskiwać obraz.

Aparat ultrasonograficzny to... sonda plus komputer z monitorem. Najważniejszy element to niewątpliwie sonda, która jest zarówno nadajnikiem, jak i odbiornikiem sygnału. Jej podstawowe elementy składowe, to kryształ piezoelektryczny (jeden lub wiele) i absorber pochłaniający energię drgań trwale zespolone ze sobą. Schematyczna budowa sondy pokazana jest na **Rysunku II.1.1**. Każde urządzenie rejestrujące lub pomiarowe charakteryzuje się tzw. czasem relaksacji, to znaczy czasem, po którym jest w pełni gotowe do ponownego działania. W sondzie USG oznacza to czas, po jakim kryształ, po przekazaniu impulsu lub emisji dźwięku, jest „wyciszony” (drgania zostały wytłumione) i może wykonać następne działanie – absorbcję lub emisję. Im krótszy jest ten czas, tym bardziej efektywnie działa urządzenie, tym mniej impulsów jest „gubionych”, tym lepsza, większa, będzie rozdzielczość czasowa systemu. Skróceniu tego czasu służy właśnie absorber. Kryształ jest połączony trwale i sztywno zarówno z absorberem, jak i z płytą czołową.

**Rysunek II.1.1. Głowica ultradźwiękowa.**

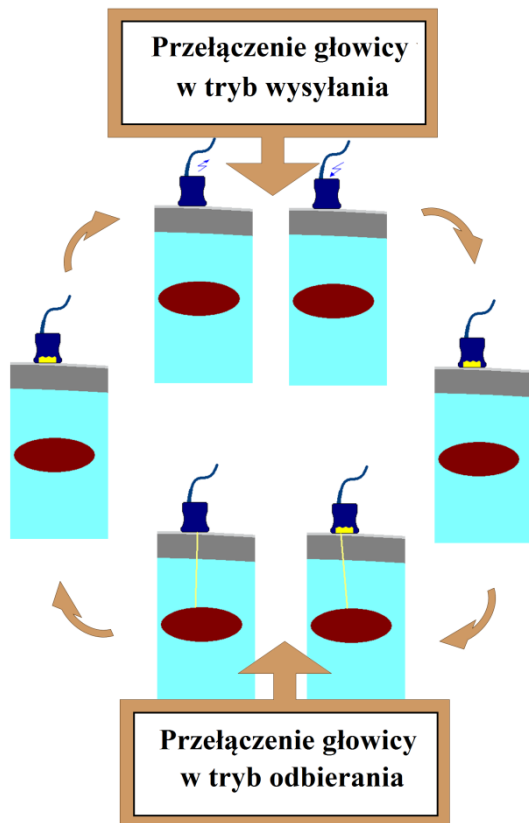


#### Obrazowanie:

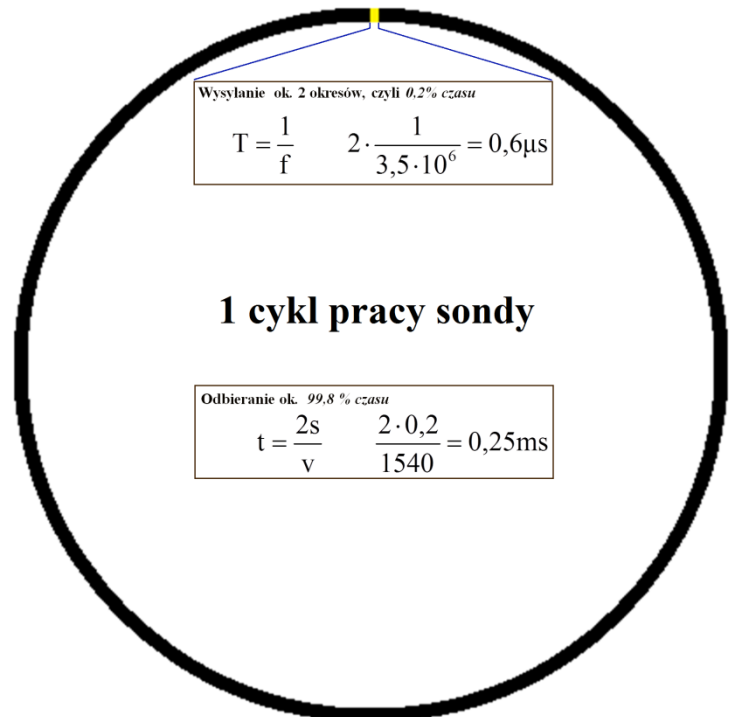
Zasada tworzenia obrazu: głowica wysyła impuls, który po odbiciu od przeszkody wraca i jest rejestrowany przez sondę. **Rysunek II.1.2.** pokazuje schemat tworzenia obrazu ultrasonograficznego. Widzimy, że sama zasada jest niezwykle prosta i opiera się na znanym nam już ze szkoły podstawowej, wzorze na prędkość. Znając czas między wysłaniem impulsu i powrotem jego echa (zmierzony przez głowicę ultrasonografu) oraz prędkość fali dźwiękowej, obliczamy odległość przeszkody od głowicy. W ten sposób powstaje punkt na obrazie. Ponieważ echa mogą

wracać z bardzo różnych głębokości głowica powinna wysyłać bardzo krótki impuls i bardzo długo czekać na powrót sygnałów odbitych. I tak rzeczywiście jest. **Rysunek II.1.3.** przedstawia cykl pracy głowicy o częstotliwości 3,5 MHz.

**Rysunek II.1.2.** Cykl pracy – schemat.



**Rysunek II.1.3.** Cykl pracy – czas.



Przeszkodą, od której odbija się wysłany sygnał, jest granica między ośrodkami o różnych wartościach **impedancji akustycznej**.

W naszych warunkach można przyjąć, że wartość **impedancji** określa siłę odpowiedzi ośrodka na uderzenie weń fali dźwiękowej i tworzone w nim zaburzenia. Wartość impedancji będzie tym większa, im silniejszy opór dźwiękowi stawia ośrodek. Im łatwiej powstaną w nim zaburzenia, fala w nim odda energię – tym mniejsza jest wartość impedancji. W gazach, gdzie poszczególne cząsteczki nie są ze sobą ściśle powiązane (inaczej, niż w jakimś obiekcie o dużej zwartości i sprężystości) fala spotka się z niewielką reakcją, a np. w metalu – z bardzo silną. Zatem w organizmie najwyższą impedancją będą się charakteryzować kości lub lite złogi (np. kamienie w układzie moczowym lub drogach żółciowych), najniższą upowietrzona tkanka płucna. Wzór opisujący wartość impedancji uzależnia ją od gęstości ośrodka i prędkości propagacji fali dźwiękowej. Z dobrym przybliżeniem można przyjąć na potrzeby ultrasonografii medycznej, że impe-



dancja równa jest oporności akustycznej tkanki. Im większa różnica impedancji, tym większa część wiązki ulegnie odbiciu.

Obraz USG powstaje dzięki pewnym właściwościom tkanek oraz przyjętym założeniom umożliwiającym jego rekonstrukcję. Cechy poniżej opisane są rzeczą obiektywnie istniejącą i nie są przyczyną artefaktów. Założenia nie zawsze są zgodne z rzeczywistością i, w związku z tym, odbiegająca od nich rzeczywistość często bywa przyczyną artefaktów.

Właściwości:

- CECHA 1: różnice impedancji akustycznej większości tkanek są niewielkie, dzięki czemu jedynie niewielka część wiązki odbija się, większość podąża dalej, co umożliwia jednoczesne obrazowanie struktur położonych na różnych głębokościach.
- CECHA 2: różnice gęstości większości poszczególnych tkanek są, z punktu widzenia rozchodzenia się dźwięku, niewielkie, co powoduje, że niewielkie są również różnice prędkości rozchodzenia się w nich dźwięku; Tabela nr II.1.2. zawiera wykaz prędkości propagacji dźwięku w poszczególnych tkankach i ośrodkach.

Tabela nr I.1.2. Prędkość i impedancja w różnych tkankach i ośrodkach [1].

Tkanka / ośrodek	Prędkość dźwięku [m/s]	Impedancja [kg/(m <sup>2</sup> •s)]•10 <sup>-4</sup>
Nerwowa	1560	1,55
Mięśniowa	1570	1,70
Łączna – tłuszczowa	1560	1,55
Łączna – kości	<b>3360</b>	<b>6,10</b>
Łączna – soczewka oka	1620	1,85
Woda	1498	1,50
Powietrze	<b>331</b>	<b>0,0004</b>

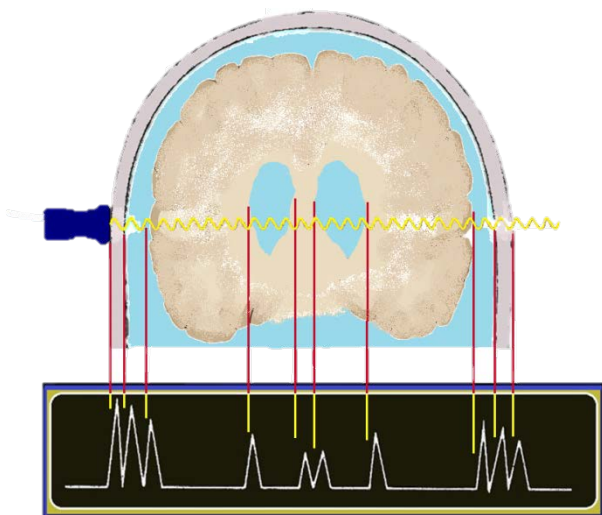
Uwaga: różne źródła podają różne wartości; zależy to od zastosowanych metod pomiarowych, obiektów, warunków (m. in. temperatury) których użyto do eksperymentów; rzeczywiste wartości są również silnie zależne od cech osobniczych badanego pacjenta

- ZAŁOŻENIE 1: (wykorzystujące CECHĘ 2) emitowane i odbierane ultradźwięki w całym badanym obszarze rozchodzą się ze stałą prędkością.
- ZAŁOŻENIE 2: dźwięki w obie strony przemieszczają się jedynie po liniach prostych, prostopadłych do czoła sondy i nie ulegają ugięciom ani rozproszeniom.
- ZAŁOŻENIE 3: czas wysyłania impulsu jest tak krótki, że system go nie zauważa i cały czas jest w stanie odbioru, dzięki czemu obrazowane są wszystkie struktury.

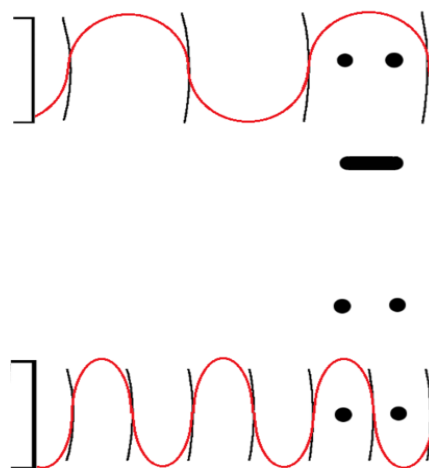
- ZAŁOŻENIE 4: sygnał odbity wraca bezpośrednio do sondy, bez dodatkowych odbić; nie ma zatem wydłużenia drogi sygnału odbitego i można precyzyjnie wyznaczyć odległość do struktury, od której się odbił.
- ZAŁOŻENIE 5: sygnał po drodze nie ulega absorpcji i rozproszeniu, dzięki temu amplituda rejestrowanego sygnału zależy jedynie od wielkości różnicy impedancji.

Obraz ultrasonograficzny jest mapą czasów powrotu fali dźwiękowej po odbiciu od granicy 2 ośrodków o różnej impedancji akustycznej. Mapa jednowymiarowa (1D) to tzw. prezentacja **A**, czyli „amplitudowa”. **Rysunek II.1.4.** pokazuje schemat takiej prezentacji. Na sąsiednim **Rysunku II.1.5.** przedstawiono pojęcie rozdzielczości wzdłużnej (podłużnej), bo tylko o takiej można mówić w przypadku prezentacji **A**.

**Rysunek II.1.4. Prezentacja A.**



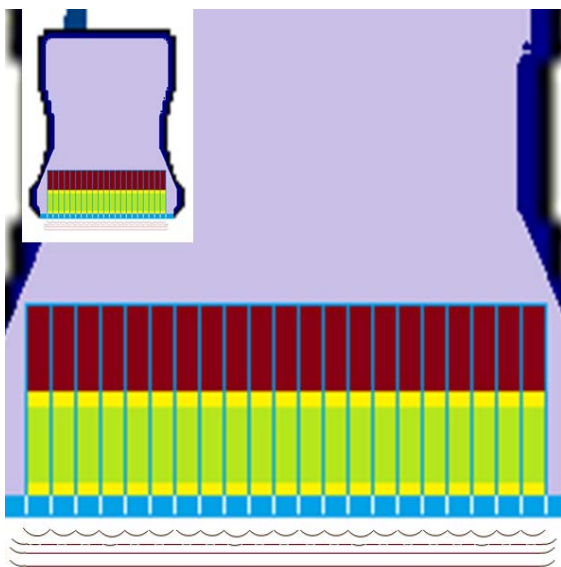
**Rysunek II.1.5. Rozdzielczość wzdłużna.**



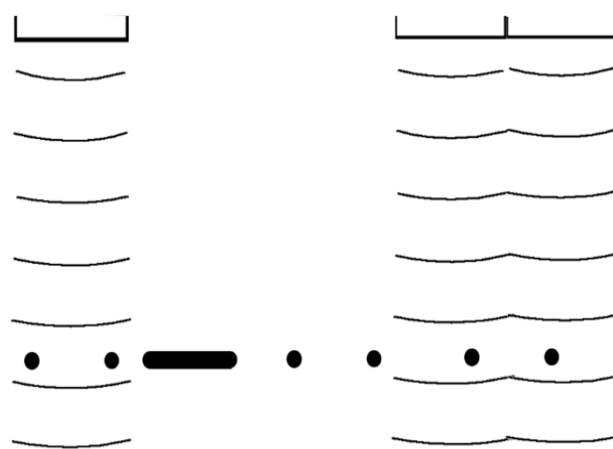
Na osi poziomej uwidocznione są echa ukazujące odległości między czołem sondy a granicami poszczególnych struktur głowy noworodka. Wysokość impulsów odpowiada wartości amplitudy (czyli praktycznie „siły”) powracającego sygnału. Rozdzielczość wzdłużna (wzdłuż kierunku rozchodzenia się wiązki ultradźwiękowej) zależy przede wszystkim od częstotliwości. Patrząc na rysunek widzimy, że jeśli dwa małe obiekty znajdują się wewnątrz jednej połówki fali, to nawet najlepszy system nie odwzoruje ich jako dwóch oddzielnych ech. Dla systemu obrazowania będzie to jeden obiekt. Zatem zwiększenie częstotliwości umożliwia zwiększenie rozdzielczości wzdłużnej. Aby można było mówić o rozdzielczości poprzecznej (prostopadłej do kierunku propagacji fali ultradźwiękowej) sonda musi składać się w tym kierunku z co najmniej dwóch elementów aktywnych (zwanym „kanałami”). W nowoczesnych sondach bywa ich nawet kilkaset.

Jeśli piki amplitudowe na każdej linii zastąpimy punktami o jasności świecenia proporcjonalnej do wielkości pików (patrz **Rysunek II.1.4.**) i ułożymy te linie obok siebie, to dostaniemy projekcję B (brightness), czyli standardowy obraz USG – dwuwymiarową mapę (2D) czasów powrotu echa. Kiedyś proces składania linii wymagał monitora z pamięcią przebiegu (długim czasem wyświetlania obrazu) oraz układów pantograficznych z potencjometrami umożliwiającymi precyzyjne określenie położenia głowicy. Obecnie obraz taki otrzymuje się dzięki wieloelementowym sondom. Tu problem „wyciszenia” kryształu komplikuje się, gdyż silnie zaczyna nań wpływać również otoczenie – kryształy sąsiednie. Zatem, prócz konieczności absorpcji drgań własnych, musi jeszcze być wykonana skuteczna izolacja od kryształów drgających tuż obok. Im bliżej siebie są elementy drgające, tym trudniej je skutecznie izolować, ale im dalej od siebie będą, tym gorsza będzie rozdzielczość poprzeczna. Sonda wieloelementowa wysyła falę płaską. Zjawisko to, polegające na tworzeniu fali płaskiej przez czoła wielu fal kulistych, już w połowie XVII wieku, opisał holenderski fizyk, matematyk i astronom, Christiaan Huygens, a ilustruje je **Rysunek II.1.6.** Na sąsiednim **Rysunku II.1.7.** przedstawiona jest zasada dotycząca rozdzielczości poprzecznej.

**Rysunek II.1.6. Schemat sondy liniowej.**



**Rysunek II.1.7. Rozdzielczość poprzeczna.**



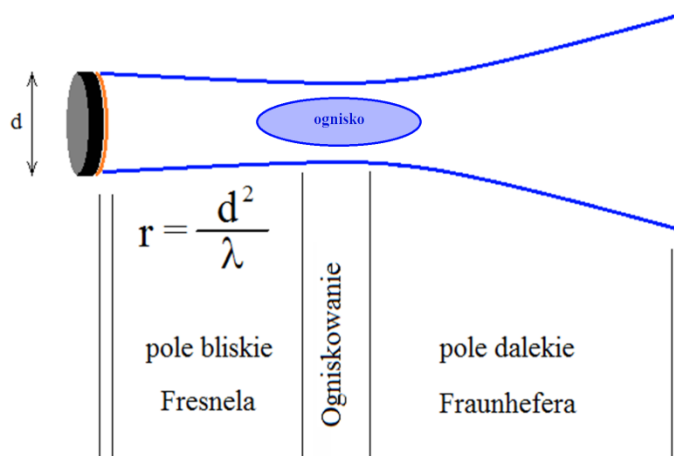
Obrazy płaskie (projekcje B) uzyskane z różnych pozycji sondy, można ułożyć obok siebie albo przez kolejne zapisywanie ich w pamięci komputera, albo dzięki zastosowaniu głowic matrycowych, czyli zbudowanych z wielu rzędów kryształów, wykonujących akwizycję objętościową. Ze zgromadzonych w ten sposób danych można zrekonstruować obraz trójwymiarowy (mapę 3D). To nie tylko inna jakość oglądania obrazu, ale możliwość określenia wszystkich wymiarów

i kształtu wybranej struktury, obliczenia jej objętości. Gdy będziemy to robić z uwzględnieniem czasu, czyli zmienności struktury, to otrzymamy mapę 4D.

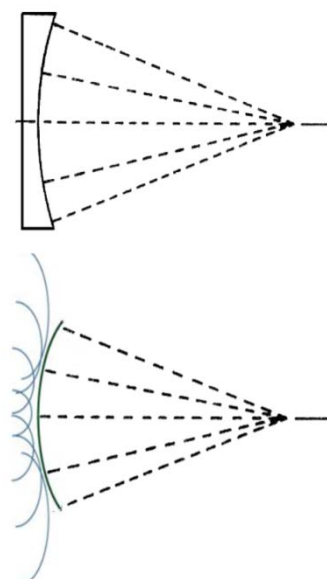
Zanim pójdziemy dalej – przyjrzyjmy się geometrii wiązki ultradźwięków. Pokazuje ją **Rysunek II.1.8**. Poczynając od płyty czołowej mamy wąską „strefę martwą”, w której nie ma możliwości obrazowania z uwagi na zbyt szybki powrót echa. Strefa ta jest tym węższa, im wyższa jest częstotliwość emitowanych dźwięków. Dalej mamy strefę bliską (Fresnela). W której wiązka jest skolimowana, nie ulega rozproszeniu, ale jest bardzo „nieuporządkowana”. Aby ten obszar wykorzystać w obrazowaniu należy wiązkę „uporządkować” – dzieje się tak dzięki jej ogniskowaniu. Ogniskowanie można wykonać dwoma sposobami: przy pomocy stałej soczewki akustycznej (nakładki przyspieszającej dźwięki na obrzeżach głowicy) lub „soczewki elektronicznej”, polegającej na emitowaniu dźwięków z różnych elementów głowicy w różnym czasie.

Ilustruje to **Rysunek II.1.9**. Wysyłanie dźwięków z obrzeża głowicy prędzej, niż z jej środka daje ten sam efekt, co nakładka ogniskująca. Soczewką elektroniczną można ponadto wygodnie sterować.

**Rysunek II.1.8. Strefy wiązki ultradźwięków.**



**Rysunek II.1.9. Metody ogniskowania wiązki**



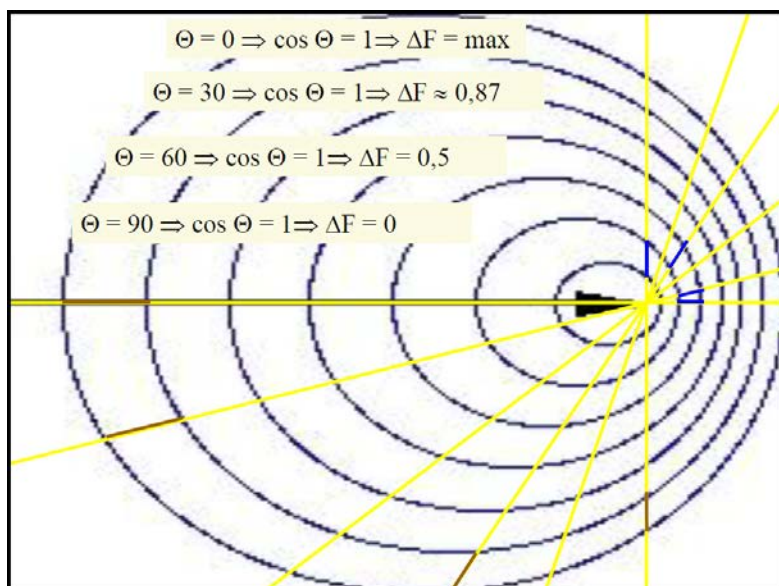
Ognisko ma w ultrasonografii kształt zbliżony do elipsoidy obrotowej.

Uwzględnienie ruchu w ultrasonografii daje możliwość prezentacji M (**M**otion).

Ostatnią wreszcie metodą obrazowania jest wykorzystanie zjawiska Dopplera. Gdy obiekt i źródło / odbiornik sygnału znajdują się względem siebie w ruchu z prędkością większą, niż zanieblywalnie mała wobec prędkości dźwięku będziemy mieli do czynienia ze zjawiskiem polegającym na pozornej modyfikacji długości fali rejestrowanej przez odbiornik. Gdy obiekt oddala się

od głowicy częstotliwość staje się mniejsza, gdy się zbliża, częstotliwość rośnie. Zjawisko to ilustruje **Rysunek nr II.1.10**. Im bardziej kąt kierunku ruchu odbiega od zera, tym zmiana częstotliwości mniejsza i mniej precyzyjna ocena.

**Rysunek II.1.10. Efekt Dopplera.**



Ten sposób obrazowania ultrasonograficznego wykorzystywany jest w diagnostyce naczyń i przepływów. Rozróżniamy dwa podstawowe warianty metody:

- metoda pulsacyjna (wyróżnienie mniejsza rozdzielczość czasowa, ale umożliwia precyzyjną lokalizację miejsca pomiaru); w tej metodzie kryształ rejestrujący efekt Dopplera pracuje standardowo, czyli po krótkiej fazie nadawania przełącza się w stan odbioru echa;
- metoda fali ciągłej (doskonała rozdzielczość czasowa umożliwia analizę szybkich ruchów); metoda ta polega na ciągłej pracy jednego kryształu jako nadajnika, i ciągłej pracy drugiego kryształu jako odbiornika.

Często, dla ułatwienia odróżnienia grup naczyń, wykorzystuje prezentację barwną, nadając przepływającej krwi umowne kolory: czerwony i niebieski. Jest to tzw. „doppler kolorowy”. Oczywiście barwy pozorne, dzięki nim łatwiej ocenić szybkości przepływów. Kolorem czerwonym oznaczany jest przepływ w kierunku głowicy, kolorem niebieskim – w kierunku przeciwnym.

#### II.1.4. Oddziaływanie z materia

Fala dźwiękowa jest falą mechaniczną, przemieszczającą się dzięki zagęszczeniom i rozrzedzeniom ośrodka. Zjawiska, które występują w kontakcie ultradźwięków z materia:

- odbicie - zależy od oporności akustycznej na granicy ośrodków

- całkowite wewnętrzne odbicie - brak przejścia do drugiego ośrodka
- załamanie - odchylenie od pierwotnego kierunku wiązki przechodzącej do drugiego ośrodka
- rozproszenie - odbicie we wszystkich kierunkach od przeszkody mniejszej od długości fali
- absorbcja i tłumienia fali - przekształcenie energii mechanicznej w ciepłą

Działania takie wprowadzają cząsteczki materii, przez którą się przemieszcza dźwięk, w drgania. W wyniku drgań wzbudzonych przez dźwięk mogą zachodzić w tkance dwa efekty: kawitacja i absorbcja energii.

**Kawitacja** jest efektem progowym, czyli praktycznie nie zachodzi poniżej pewnego natężenia dźwięku, dzięki czemu bardzo rzadko ma miejsce przy zwykłych badaniach USG; polega ona na powstawaniu banieczek gazu w obszarach spadku ciśnienia ośrodka. Banieczki te, pod wpływem dalszych drgań, mogą ulegać agregacji. Gdy osiągną wymiary porównywalne z długością fali, może dojść do zjawiska rezonansu z falą dźwiękową, czyli do gwałtownego przekazania energii fali pęcherzykowi gazu, rozdmajając go i prowadząc do jego pęknięcia i uwolnienia energii w postaci fali uderzeniowej i ogrzania otoczenia. Uwalniają się przy tym również wolne rodniki, dodatkowo uszkadzające tkankę żywą [2].

**Absorbcja energii** powoduje podniesienie temperatury ośrodka. Jak powiedzieliśmy na wstępie – ruch i ciepło można, z pewnym uproszczeniem, traktować zamiennie – zatem im większy ruch (a to właśnie powodowane jest przez przemieszczającą się falę dźwiękową) tym wyższa temperatura. Własności tłumienne tkanki wynikają ze zdolności pochłaniania energii fali. Im większe ma tkanka (np. kostna), tym wyższy będzie przyrost jej temperatury. Im dłużej trwa zjawisko, tym większy jest depozyt energii. Jeśli otoczenie dobrze przewodzi ciepło – energia ta jest rozprowadzana wokół i niebezpieczeństwo uszkodzenia jest minimalizowane. *Przy prasowaniu zwilża się materiał, by skuteczniej rozprasować zagięcia. Czemu? Bo wilgotny materiał lepiej przewodzi ciepło, niż suchy.* Tkanka łączna otaczająca kość zawiera stosunkowo mało wody (np. w porównaniu z mięśniami), jest więc barierą termiczną – stąd długotrwała ekspozycja kości na wiązkę ultradźwięków o dużej mocy (blisko głowicy) może powodowała znaczne jej nagrzanie.

#### II.1.5. Oddziaływanie z tkanką

Medyczne stosowanie ultradźwięków praktycznie nie stwarza zagrożeń dla personelu ani dla ogółu ludności. Jediną osobą, która może być narażona na szkodliwe efekty procedur medycznych z wykorzystaniem ultradźwięków może być pacjent. Opisane powyżej zjawiska wymagają działań zapewniających bezpieczeństwo pacjenta. Wielkość i prawdopodobieństwo ich wystąpienia wiąże się z mocą nadajnika i wielkością aktywnego obszaru płyty czołowej, odległością tkanek od powierzchni głowicy i ogniska, zdolnością tkanek do absorbcji energii fali, częstotliwości (im wyższa, tym większa absorbcja...).

W celu ujednoczenia i możliwie precyzyjnego określenia dopuszczalnych działań medycznych ustalono pewne wielkości umożliwiające ocenę zagrożeń. Przyjęto, że szkodliwość efektów działania ultradźwięków wiąże się z natężeniem ultradźwięków i czasem ich trwania. Wiązka ultradźwięków ma w przestrzeni niejednorodny rozkład, w związku z czym określa się natężenia w „szczytach” ( $I_{SPTA}$  – *spatial peak temporal average*), czyli największe, jakie zdarza się w wiązce uśrednione w czasie oraz natężenie średnie ( $I_{SATA}$  – *spatial average temporal average*), również uśrednione w czasie. Te wartości, z uwzględnieniem czasu, są (w dużym uproszczeniu) podstawą do wyliczenia dwóch wielkości wyświetlanych na monitorze podczas badania:

- **MI – Mechanical Index** [2] – dotyczy głównie potencjalnej możliwości wystąpienia kawitacji (wyświetlany dla wszystkich obszarów tkankowych zawsze, gdy jego wartość może przekroczyć 1), a w aparatach okulistycznych – zawsze.
- **TI – Thermal Index** [2] – dotyczy podnoszenia temperatury tkanek, przez które przenika wiązka dźwięków; parametr ten bardzo silnie zależy rodzaju tkanki (największe znaczenie dla kości). Tu wartość nie powinna przekroczyć 1,0.

#### II.1.6. Zagrożenia dla człowieka

Ciąża jest przeciwwskazaniem do wykonywania procedur Dopplerowskich z uwagi na podane poniżej parametry. Podstawowym zagrożeniem jest możliwość przekroczenia dopuszczalnej ingerencji mechanicznej i temperatury.

Parametr MI	– wartość dopuszczalna w tkankach:	1,90
	– wartość dopuszczalna w gałce ocznej	0,23
Parametr TI	– wartość dopuszczalna dla kości:	1,00

#### II.1.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Brak specyficznych zagrożeń. Należy stosować zasady jak dla każdego urządzenia elektroniczno-informatycznego.

#### II.1.8. Wpływ na jakość obrazu

##### II.1.8.1. Sterowanie jakością obrazowania

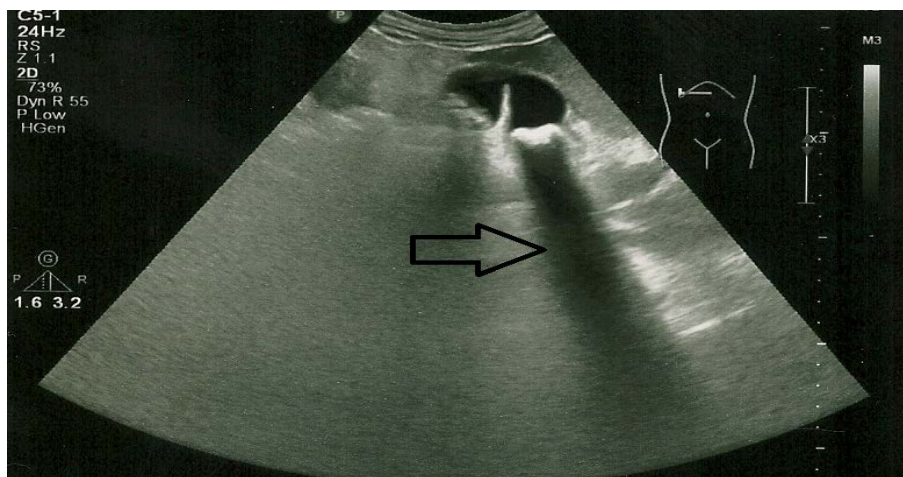
Prezentacja obrazu USG i jego czytelność wiąże się z jeszcze jednym, ważnym parametrem: **rozdzielczością kontrastową**. Jest to możliwość rozpoznania dwóch punktów o różnej jasności związanych z różną echogenicznością tkanki. Wiąże się ona z opisanym w części I.1. problemem doboru szerokości i płożenia „okna”. Skalę szarości aparatu USG należy dobierać tak, aby największa ilość dostępnych poziomów znajdowała się przedziale echogeniczności badanej tkanki. Podczas wykonywania badania USG należy kontrolować jasność obrazu, czyli **wzmocnienie** (*gain*). Regulacja odbywa się przez potencjometry odpowiadające za jasność obrazu na poszczególnych głębokościach - pole bliskie, środek, pole dalekie. Zazwyczaj wzmacnienie w części

bliskiej powinno być niewielkie a większe w części dalekiej, skąd powracające echa nie są tak silne. Inną funkcją, która powinna być wykorzystywana podczas badań jest **głębokość** (*depth*), czyli dopasowanie pola widzenia aparatu do położenia obszaru zainteresowania. Natomiast **zakres dynamiki** (*dynamic range*) lub kompresja (*compression*) definiuje różnicę pomiędzy najjaśniejszym i najciemniejszym punktem obrazu. Wąski zakres dynamiki to mniejsza ilość odcieni szarości między skrajnymi pikselami, a tym samym większy kontrast obrazu. Zazwyczaj tkanki miękkie bada się w zakresie 50-70 dB, co umożliwia uwidocznienie szczegółów.

#### II.1.8.2. Artefakty [2,3]

1. Rewerberacje - wielokrotne odbicia fali ultradźwiękowej na granicy gaz-płyn, gaz-tkanka miękka oraz głowica-tkanka miękka. Mają charakter równoległych oddalonych od siebie w równych odstępach linii (linie A). Rewerberacje utrudniają badanie USG płuc i jamy brzusznej przy poszukiwaniu przestrzeni płynowych. Mogą być mylone ze zrostami i przegrodami.
  - a. "Ogon komety" - odbicia następują po sobie w bardzo krótkim czasie, w konsekwencji echa zlewają się w charakterystyczny obraz przypominający warkocz komety.
  - b. "Artefakt dzwonienia" - fala ultradźwiękowa wprowadza w rezonans pęcherzyki powietrza, wibracje są przyczyną powstania ciągłej fali dźwiękowej, która odbierana jest przez głowicę.
2. Cień akustyczny - całkowite odbicie lub pochłanianie fali ultradźwiękowej. Cienie akustyczne mogą utrudniać przeprowadzenie badania, ale też mogą być przydatne w różnicowaniu struktur patologicznych.
  - 1) "Czysty" - pojawia się za strukturami (kości, złoże, sztuczne zastawki serca), które całkowicie absorbują falę dźwiękową (**Rysunek II.1.11.**).

**Rysunek II.1.11. Cień akustyczny „czysty”. ”. [ Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].**





- 2) "Częściowy" - pojawia się za mocno pochłaniającymi strukturami (tkanka tłuszczowa).
- 3) "Brudny" - pojawia się za strukturami, które zawierają gaz. Fala ulega odbiciu.
3. Refrakcja - załamanie fali ultradźwiękowej przechodzącej przez ośrodki o różnej prędkości transmisji oraz obiekty o kształcie soczewki. Wytworzony dodatkowy sygnał akustyczny jest podobny do badanej struktury tzw. podwojenie.
4. Podwójne odbicie - sygnał powraca do głowicy w następnym cyklu. Tworzone są fałszywe obrazy. Efekt "lustrzanego odbicia" dotyczy struktur hiperechogenicznych znajdujących się z sąsiedztwie tkanek silnie odbijających. Fałszywe obiekty wydają się być głębiej położone niż struktury badane (**Rysunek II.1.13.**).

**Rysunek II.1.12. Podwójne odbicie. ”. [ Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].**



5. Wzmocnienie akustyczne - echo tkanek znajdujących się za przestrzenią płynową wydaje się "jaśniejsze". Pozwala na różnicowanie zmian litych i torbielowatych.
6. Aliasing - występuje w technice Dopplera metodą fali pulsacyjnej, kiedy prędkość krwinek czerwonych jest większa niż częstotliwość przetwarzania impulsów ultradźwiękowych. Powstaje w miejscu zwężenia naczynia krwionośnego - naprzemienne echo czerwone i niebieskie.
7. "Zszywanie" - artefakt techniki 3 D (w echokardiografii) związany z niewłaściwym scalaniem obrazów z kilku kolejnych cykli serca i wynika z niestałej relacji serca względem sondy (ruchomość oddechowa klatki piersiowej, niezamierzony ruch pacjenta, ruch sondy).

#### II.1.9. Optymalizacja

Brak specyficznych dla tej dziedziny, poza nadrzędną zasadą ALARA, która tu sprowadza się do ograniczania czasu i wielkości emitowanej mocy, dzięki bieżącej obserwacji wyświetlanych indeksów i kontrolowaniu czasu badania.

#### II.1.10. Bibliografia

1. Pawlicki G.: Podstawy inżynierii medycznej. Oficyna Wydawnicza PW, Warszawa, 1997.
2. Nowicki A.: Diagnostyka ultradźwiękowa – podstawy fizyczne ultrasonografii i metod dopplerowskich. Wydawnictwo Medyczne AKMED, Gdańsk, 2000.
3. Nałęcz M. red. Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna, tom 2: Biopomiary. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa, 2001.
4. Lewicki A., Jakubowski W. Aparaturowe podstawy badania ultrasonograficznego w skali szarości. Prz Urol. 2014; 5(87): 4-15.

#### Literatura uzupełniająca:

1. Brandenburg V. M., Frank R. D., Janssen U. i wsp.: Ultrasonographic fata morgana. Nephrol. Dial. Transplant. 2003; 18: 845-846.
2. Feldman m. K., Katyal S., Blackwood M.: US artifacts. RadioGraphics, 2009; 29:1179–1189.
3. Lipczyńska M., Michałowska I., Werys K. i wsp.: Artefakty nieinwazyjnego obrazowania serca. Kard. Pol., 2015; 73, V: 60-70.

## II.2. Fala elektromagnetyczna – zakres radiowy

### II.2.1. Kliniczny zakres stosowania (diagnostyka / terapia, możliwości i ograniczenia)

#### Diagnostyka:

- tomografia metodą magnetycznego rezonansu jądrowego (MRJ – Magnetyczny Rezonans Jądrowy (zjawisko), NMR – Nuclear Magnetic Resonance (zjawisko), MRI – Magnetic Resonance Imaging (metoda obrazowania), fMRI – functional MRI (metoda obrazowania), fI – functional Imaging (metoda obrazowania); urządzenia hybrydowe: PET-MR i SPECT-MR

#### Leczenie (pośrednie przez nadzór obrazowy):

- obrazowanie w nadzorze zabiegu
- diatermia (patrz **Rozdział II.3.**)
- planowanie radioterapii

### II.2.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie radiowym, **Rysunek II.2.1.**

#### Diagnostyka:

Źródło sygnału: antena nadawcza

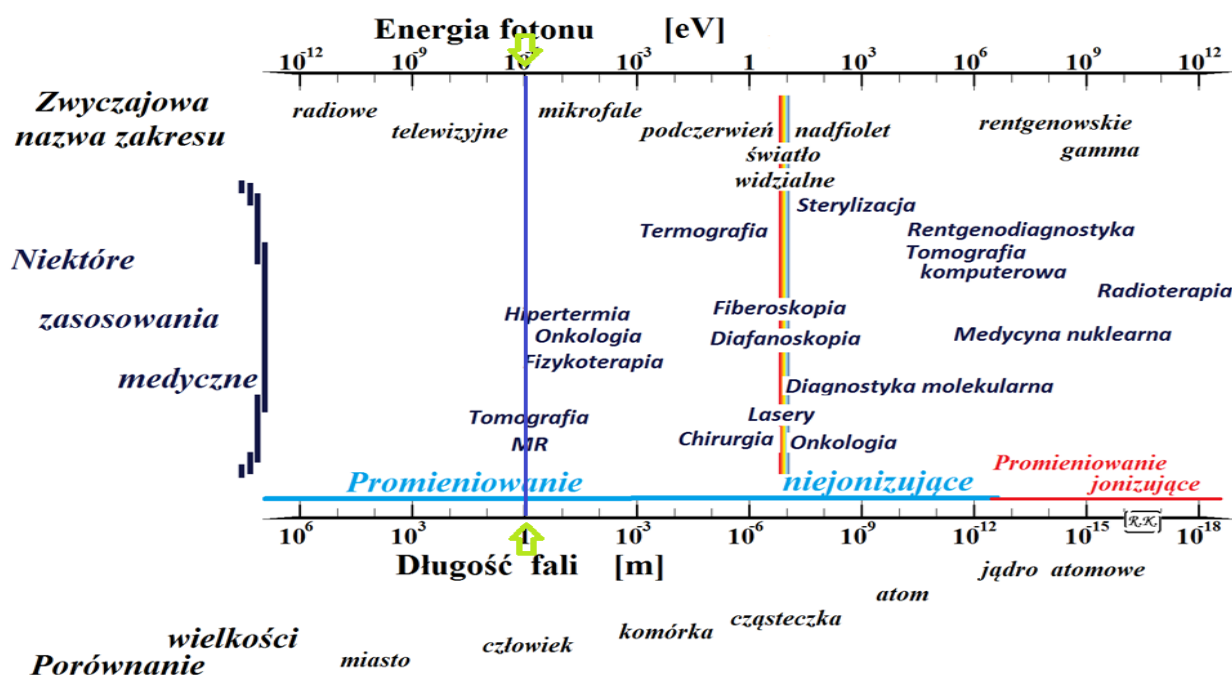
Modulator sygnału: pacjent, środek kontrastujący

Odbiornik sygnału: antena odbiorcza

Podstawa obrazu: czas relaksacji; gęstość protonów

Leczenie: jak wyżej; jedynie obrazowe wspomaganie terapii

Rysunek II.2.1. Widmo fal elektromagnetycznych – fale radiowe.



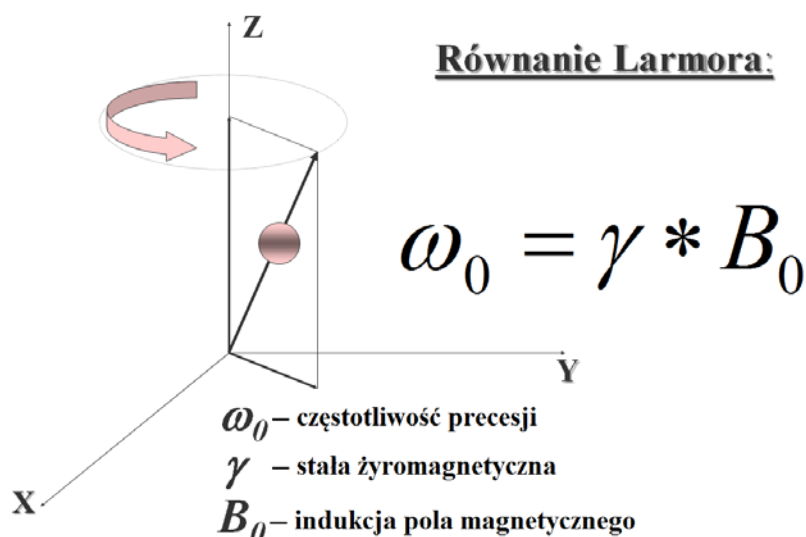
### II.2.3. Technika

Dzięki zjawisku rezonansu jądrowego magnetycznego możliwe są wzajemne oddziaływania fali radiowej, dostarczającej energii jądrom wodoru, które następnie oddają zaabsorbowaną energię z szybkością zależną od stanu fizycznego ich otoczenia. Fala emitowana i odbierana jest przez antenę radiową. To najkrótsza definicja. Różnica podstawowa z obrazowaniem rentgenowskim polega na tym, że w obrazach rentgenowskich (radiografii, TK i innych) obrazuje się różnice gęstości tkanek, w MR obrazuje się różnice w stanie fizyko-chemicznym tkanek. Mówimy o obrazach  $T_1$  i  $T_2$  zależnych, czyli tak na prawdę wyświetlane są czasy relaksacji. Czym są czasy relaksacji? Czasami powrotu do stanu podstawowego, do minimum energetycznego, a więc spełnieniem „zasady lenistwa”.

Czym różnią się czasy  $T_1$  i  $T_2$ ? Przypatrzmy się jak funkcjonuje atom wodoru (a właściwie jego jądro) w tkance, która została umieszczona w stałym polu magnetycznym.

Wirujące jądro wodoru (proton) jest dipolem i można przedstawić go jako wektor magnetyczny. Taki mały magnesik. Zgodnie z zasadą minimum energetycznego jądra będą się ustawiały tak, by ich momenty magnetyczne (owe „magnetyczne wektory”) były równoległe do linii sił pola. W części I.5.3 opisane zostało zjawisko rezonansu magnetycznego. Ściślej: jądrowego rezonansu magnetycznego (NMR – Nuclear Magnetic Resonance). **Rysunek II.2.2.** przedstawia atom wodoru (a właściwie jego jądro) w polu magnetycznym.

**Rysunek nr II.2.2. Jądro wodoru w polu magnetycznym.**



Warto zapamiętać, że częstotliwość Larmora jest ściśle zależna od stałej żyromagnetycznej i od wartości indukcji pola magnetycznego. Wartość stałej żyromagnetycznej jest charakterystyczna dla określonego pierwiastka. Czyli mierzac częstotliwość fali elektromagnetycznej emitowa-

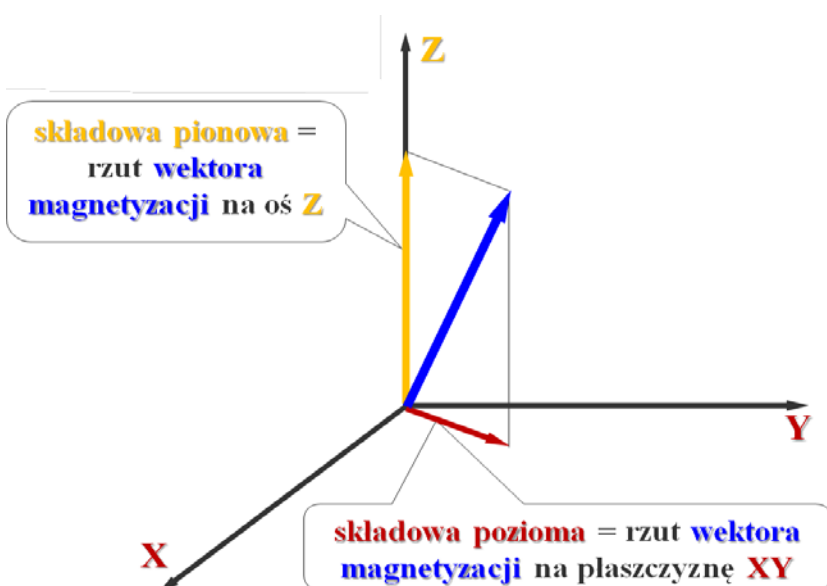
**nej przez wirujące jądro wodoru będziemy wiedzieli jaka była w tym miejscu wartość indukcji.** To ważne!

W części I.5, na **Rysunku I.5.2.** przedstawiona jest sytuacja dla atomów wodoru i indukcji 1 [T] (tesla). Z rachunku wektorowego (opisanego w części I.4.) wiemy, że przeciwne wektory zerują się. Fale w przeciwnej fazie wzajemnie się wygaszają. Jeśli zatem jedynie 4 na dwa miliony jąder wodoru nie mają „pary” wirującej odwrotnie (bo w pozycji antyrównoległej), to jedynie fala pochodząca od tej czwórki będzie wychwytywana przez antenę. To wyjaśnia czemu sygnał w rezonansie magnetycznym jest tak słaby, że trzeba go wielokrotnie powtarzać, by był czytelny. Dla wyższej wartości indukcji więcej będzie „niesparowanych” dipoli, bo różnica energetyczna między ustawieniem równoległym i antyrównoległym będzie większa, zatem więcej jąder wodoru wybierze ten „głębszy dołek” energetyczny. W wyniku tego sygnał będzie silniejszy, koniecznych będzie mniej powtórzeń, badanie się skróci, a obraz będzie dokładniejszy.

Jak już powiedzieliśmy – sygnał jest niezwykle słaby. Żeby był dostatecznie zrozumiały dla układów tworzących obraz trzeba postąpić jak z komunikatem przekazywanym głosowo w hałaśliwym otoczeniu. Skoro nie da się przekazywać go głośniej, to trzeba wielokrotnie powtórzyć, by z fragmentów, które dotrą do słuchacza dała się odtworzyć cała, pełna informacja. Ale należy również zadbać o wyciszenie w przestrzeni diagnostycznej wszelkich fal elektromagnetycznych. Służy temu tzw. klatka Faraday’a, dająca bardzo silną (na poziomie co najmniej 100 [dB]) tłumienność fal radiowych.

Zapomnijmy o tych atomach, które ustawią się odwrotnie. Zsumujmy momenty magnetyczne (wektory magnetyczne) tylko tych „nieparzystych”. Ten sumaryczny wektor nazywać będziemy „wektorem magnetyzacji”. I jego zachowanie w polu magnetycznym będziemy dalej rozpatrywać.

**Rysunek nr II.2.3. Wektor magnetyzacji i jego składowe.**



Sygnal radiowy emitowany przez wirujący proton (jądro wodoru) będzie tym silniejszy, tym większą będzie miał amplitudę, im bardziej wektor (a więc i wirujący ładunek) będzie odchylony od pionu. W sytuacjach pokazanych na **Rysunku II.2.4** proton wiruje jedynie wokół własnej osi i antena nie odnotuje żadnego sygnału. Gdy wektor znajdzie się w odchyleniu o  $90^\circ$  (**Rysunek II.2.5**) emitowana fala radiowa będzie miała największą amplitudę, a więc będzie najlepiej słyszalna.

**Gdy wektor magnetyzacji będzie wracał do stanu podstawowego (ułożenia równoległego) zmieniała będzie się amplituda sygnału odbieranego przez antenę.** To druga ważna rzecz, warta zapamiętania.

**Rysunek II.2.4. Położenie równoległe i antyrównoległe wektora magnetyzacji.**



**Rysunek II.2.5. Położenie prostopadłe wektora magnetyzacji.**



Zastanówmy się teraz jak zmieniać ustawienie wektora magnetyzacji. Skoro ułożenie równoległe to minimum energetyczne – należy dostarczyć energii, aby wektor zaczął odchyłać się os pionu. Promieniając w kierunku badanego obszaru falę radiową o częstotliwości równej częstotliwości Larmora spowodujemy rezonansowe przechwytywanie energii i odchylenie się wektora od pionu. Im dłużej będzie trwała emisja, tym większe będzie odchylenie. Zatem sterując czasem „napromieniania” można kontrolować kąt odchylenia wektora magnetyzacji. Gdy ustanie sygnał wymuszający odchylenie – wektor zacznie, wciąż wirując, wracać do stanu minimum energetycznego – oddawać swą energię wszystkim elementom, o które „zahaczy”. Czas po jakim osiągnie położenie „odpoczynkowe” nazywamy czasem relaksacji. Nie tylko z resztą w tym zjawisku. Jest to ogólne określenie czasu, po jakim jakiś system wraca, po wzbudzeniu, do stanu podstawowego.

W obrazowaniu MR mamy dwa czasy relaksacji – co je zatem różni od siebie? Czas relaksacji  $T_1$  (zwanej relaksacją podłużną) określany jest przez czas odrostu składowej pionowej. Czas relaksacji  $T_2$  (zwanej relaksacją poprzeczną) określany jest przez czas zaniku składowej poziomej. Ale przecież, gdy popatrzymy na wektor magnetyzacji, to na pierwszy rzut oka widać, że oba te czasy powinny być takie same! Przecież jednocześnie z odrostem składowej pionowej zanika składowa pozioma!

Tak by było, gdyby obie te składowe były rzutem na oś. Ale jedynie składowa pionowa jest takim rzutem, a jej wartość sumaryczna nie zależy od zgodności w fazie wirowania poszczególnych dipoli. Tu rzeczywiście magnetyzację (która sumuje się z wielu składowych wektorów) można traktować jako pojedynczy wektor. Czas  $T_1$  zależy jedynie od szybkości oddawania energii przez rotujące protony, jest więc dużo dłuższy od czasu  $T_2$ . Im mniej będzie takich elementów w tkance, tym czas  $T_1$  będzie dłuższy (płyn mózgowo-rdzeniowy, stan zapalny). Czas  $T_1$  dla protonów cząstek wody zawartej w tkankach wynosi od 200 do 2000 [ms]; dla czystej wody - 3000 [ms]. Obrazy  $T_1$  zależne wyświetla się zgodnie z zasadą, że jasność świecenia punktu jest proporcjonalna do  $1/T_1$ .

Składowa pozioma jest rzutem na płaszczyznę, a tu już ogromną rolę zaczyna ogrywać zgodność fazowa ruchu obrotowego wszystkich elementów w badanym obszarze. Z części I.4 wiemy, że suma wektorów równoległych (a taką mamy sytuację, gdy składowe rzutowane są na oś) równa się sumie algebraicznej ich długości, przy uwzględnieniu znaku + lub – w zależności od zwrotu wektora. Czas relaksacji podłużnej będzie tym dłuższy, im mniej będzie w otoczeniu wirujących protonów makrocząsteczek, i innych elementów

Przy rzucie na płaszczyznę suma wektorowa jest tym mniejsza, im bardziej równomiernie rozkładają się kierunki poszczególnych wektorów. Im większy opór stawia uporządkowanie sub-

stancji, tym czas  $T_2$  będzie krótszy. Przypomnijmy sobie **Rysunek I.4.9.** – gdy kierunki i zwroty wektorów rozłożone są równomiernie – suma wektorowa równa jest zero. Zatem już nie tylko oddawanie energii, ale i wzrost nieuporządkowania dipoli wpływa na skrócenie czasu relaksacji poziomej. Czas  $T_2$  dla protonów cząstek wody zawartych w płynie mózgowo – rdzeniowym wynosi ok. 150 [ms], dla czystej wody - 3000 [ms]; w istocie szarej 100 [ms], białej – 90 [ms]; w mięśniach zaś 45 [ms].

Już wiemy zatem, że zanikanie sygnału emitowanego przez wirujące protony niesie informacje o czasach relaksacji. Poprzez stosowanie różnych sekwencji można z zebranych danych wyliczać ich długości. Jak zatem powstaje obraz. Już wiadomo jakie wartości (jaką jasność punktów) wyświetlać na monitorze, skąd jednak wiadomo, gdzie mają być te punkty?

I znowu pomoże nam równanie Larmora. Możemy zmierzyć siłę sygnału i określić chwilę jego zaniku. Ale możemy zmierzyć również częstotliwość sygnału pochodzącego od tkanki. Ta częstotliwość zależy od wartości indukcji pola. Gdyby zatem udało się wytworzyć w każdym wokselu troszeczkę inną wartość indukcji – o punkcie przestrzeni, z którego pochodzi sygnał poinformuje nas jego częstotliwość. Pacjent umieszczony jest w jednorodnym polu magnetycznym. Ale wraz z pacjentem umieszczone tam są cewki gradientowe. Gradient to szybkość zmiany wartości jakiegoś parametru w czasie lub przestrzeni. Cewki gradientowe działają w dwóch kierunkach, umożliwiając zatem jedynie rozpoznanie położenia „cylindra”. Żeby teraz „pociąć” ten cylinder na plasterki, dające w efekcie informacje o przestrzennym położeniu wokseli. I teraz już rekonstrukcja obrazu staje się stosunkowo prosta: mamy przestrzenne współrzędne położenia miejsca, z którego sygnał zanika po określonej długości czasu...

A skoro już jesteśmy przy częstotliwości Larmora – będzie ona odrobinę inna dla pojedynczego atomu „czystego” pierwiastka i dla tego samego atomu w jakimś związku chemicznym. W ultrasonografii analiza częstotliwości pozwalała określić szybkość przemieszczania się krwinek, w obrazowaniu MR pozwala określić w jakim związku chemicznym jest wybrany pierwiastek, a co za tym idzie – znając skład chemiczny badanego obszaru – postawić rozpoznanie.

#### II.2.4. Oddziaływanie z materią

Zmienne pola elektromagnetyczne i stałe pole magnetyczne zawsze są zagrożeniem dla prawidłowego funkcjonowania układów elektronicznych.

#### II.2.5. Oddziaływanie z tkanką

- Bezpośrednie – mogą powstawać prądy wirowe, gromadzić się ładunki elektrostatyczne, tworzyć pętle indukcyjne.
- Pośrednie – oddziaływanie na ferromagnetyczne implanty i ciała obce, szczególnie groźne przy klipsach naczyniowych.



## II.2.6. Zagrożenia dla człowieka

II.2.6.1. Pola magnetostatyczne – dotychczas brak jednoznacznych danych na temat skutków zdrowotnych powodowanych przez wieloletnią ekspozycję na silne pola magnetostatyczne.

II.2.6.2. Pole magnetyczne w magnesach nadprzewodzących jest aktywne również wtedy, gdy wyłączone jest zasilanie aparatu. Zawsze istnieje zagrożenie wciągnięciem do środka gantry przedmiotów ferromagnetycznych.

II.2.6.3. Jeśli pacjent zgłasza posiadanie implantu lub ciała obcego lub jeśli zachodzi uzasadnione przekonanie, że pacjent posiada implant lub ciało obce – zawsze przed wprowadzeniem pacjenta do gabinetu należy jednoznacznie określić materiał implantu i jego podatność na pole magnetyczne; dane dotyczące produktów medycznych można sprawdzić na stronie **MRIsafe.com**. W polach o indukcyjności powyżej 0,5 [mT] może dojść do zakłóceń pracy elektrostymulatorów serca, a w wyższych polach – do przemieszczenia np. klipsów naczyniowych [4].

II.2.6.4. Przy układaniu pacjenta należy zadbać o to, by nie tworzyć pętli indukcyjnych przez nieprawidłowe ułożenie kończyn.

## II.2.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Zawsze należy stosować się do zaleceń producenta. Wszelkiego rodzaju elementy i urządzenia zawierające elementy ferromagnetyczne powinny być używane poza wyznaczoną strefą. Pola magnetostatyczne mogą niekorzystnie wpływać na zegarki analogowe, magnetyczne karty płatnicze czy magnetyczne nośniki informacji (dyski komputerowe) już wówczas, gdy indukcyjność przekracza wartość 1 [mT], a od 3 [mT] mogą się poruszyć przedmioty wykonane z materiałów ferromagnetycznych, które przy wyższych wartościach indukcji mogą nabierać dużych prędkości.

## II.2.8. Wpływ na jakość obrazu

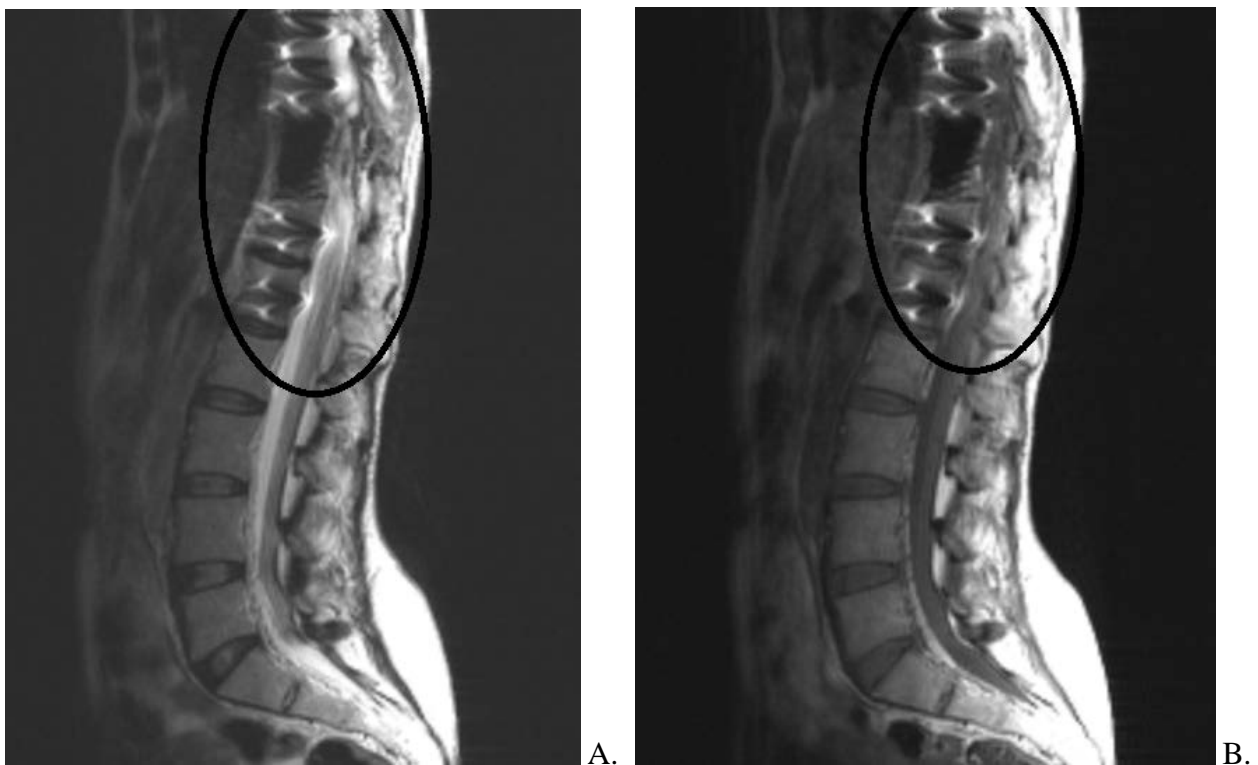
Artefakty MR [1,2,3].

1. Artefakt objętości – częściowe uśrednianie echa - występuje, gdy wiele rodzajów tkanek jest objętych jednym wokselem. Powoduje zafałszowanie kontrastowości, szczególnie tych struktur, które rzeczywiście cechuje niski kontrast. Celem wykluczenia należy zastosować mniejszą grubość warstw i wykonanie obrazowania w alternatywnych płaszczyznach. Retrospektywnie można przeprowadzić algorytm interpolacji.
2. Zwijanie obrazu - *aliasing* – występuje, gdy badany obiekt nie mieści się w zadanym obszarze akwizycji. Wówczas struktury anatomiczne, które znajdują się poza obszarem obrazowania są „zawijane” – pojawiają się po przeciwnej stronie diagnozowanych struktur. Artefakt można wykluczyć stosując m.in.: zwiększenie obszaru akwizycji, regulację położenia środka badanych struktur, saturację miejsc poza obszarem, które mogą być zawinięte.

3. Paski zebry – obserwowane na granicy tkanka-powietrze, często podkreślane przez aliasing związany z małym polem obrazowania. Niwelowane przez zwiększenie pola widzenia oraz stosowanie sekwencji spin-echo.
4. Pierścienie Gibbsa – podwyższony i obniżony sygnał przy krawędziach między ośrodkami, sporadycznie w pewnej odległości od ich granic. Związany z niepełną digitalizacją echa. Sposobem niwelacji jest zwiększenie matrycy i rozdzielczości przestrzennej oraz stosowanie filtracji (np. filtr Hamminga).
5. Przesunięcia chemiczne – przy kodowaniu przestrzeni częstotliwością Larmora powoduje przesunięcie tkanek z zawartością tłuszczu względem ich rzeczywistego położenia. Dystans zależy od zastosowanego pasma częstotliwości. Wielkość efektu jest proporcjonalna do natężenia pola. Przesunięcia chemiczne są bardziej widoczne w obrazach T2-zależnych. Artefakt można wykluczyć przeprowadzając obrazowanie przy niskim natężeniu pola, zwiększając częstotliwość, stosując saturację tłuszczu lub zmniejszenie wielkość wokseli.
6. „*Indian ink*” – zniesienie sygnału tłuszczu i krwi na granicy badanych struktur przy długich czasach echa np. 2,4 ms w 1,5 T podczas badania serca.
7. Cienie późnego wzmocnienia pokontrastowego (*ghosting*) – w badaniu serca po podaniu gadolinu, artefakt płynu mózgowo-rdzeniowego wzdłuż osi kodowania fazy. Może być przyczyną nieprawidłowej oceny żywotności mięśnia sercowego. Celem eliminacji należy zastosować saturację tłuszczu nad kręgosłupem.
8. Artefakt saturacji – występują jeżeli czas wzbudzenia jest znacznie krótszy niż czas relaksacji podłużnej T1 przy dodatkowo znacznych kątach impulsu RF (60°-90°). Występują podczas oceny perfuzji oraz przy skośnym obrazowaniu np. w obrębie kręgosłupa. Wykluczeniem artefakty podczas perfuzji jest stosowanie małych kątów (< 10°) impulsu RF, a przy badaniu kręgosłupa planowanie obrazowania skośnego w przeciwstawnych płaszczyznach.
9. Artefakt podatności magnetycznej – *susceptibility artifacts* – związany jest z obecnością ciał metalicznych, które powodują zniekształcenia obrazu (**Rysunek II.2.6. i Rysunek II.2.7.**). Stopień zaburzeń zależy od rodzaju metalu np. stal powoduje większe zniekształcenia niż tytan. Ponieważ artefakt jest lepiej widoczny w wysokich polach, należy unikać skanowania pacjentów z implantami metalowymi aparatami > 3T. O ile jest to możliwe należy wykorzystywać programy „redukcji metalu”.

W przypadku MR zależnego od poziomu utlenowania krwi (BOLD, Blood Oxygenation Level Dependent) *susceptibility artifact* nie jest artefaktem a efektem dzięki, któremu możliwe jest obrazowanie. Intensywność obrazu zmienia się zależnie od poziomu deoksyhemoglobiny a zjawisko traktowane jest jako „naturalny kontrast”.

Rysunek II.2.6. Artefakt od stabilizatora kręgosłupa. A. Obraz T<sub>2</sub> zależny. B. Obraz T<sub>1</sub> zależny. [Dzięki uprzejmości prof. E. Tarasów].



Rysunek II.2.7. Zniekształcenie obrazu MR – implant ślimakowy, [Dzięki uprzejmości prof. E. Tarasów].



10. „Zipper” – artefakt zamka błyskawicznego – związane jest z wpływem zewnętrznych źródeł radiowych. RF z kilku nadajników powoduje artefakty zamka, które są zorientowane prostopadle do osi częstotliwości obrazu. Rozwiązaniem jest zamykanie drzwi do pomieszczenia skanera oraz weryfikacja integralności pomieszczenia.

#### II.2.9. Optymalizacja

Testy kontroli jakości. Stały nadzór serwisu. Analiza badań pod kątem artefaktów oraz błędów w wyborze i wykonaniu sekwencji. Zapewnienie integralności pomieszczenia skanera. Nie wnoszenie do pomieszczenia skanera przedmiotów ferromagnetycznych.

#### II.2.10. Bibliografia

1. Heiland S.: From A as in aliasing to Z as in zipper: artifacts in MRI. Clin Neuroradiol, 2008; 1: 25-36.
2. Lipczyńska M., Michałowska I., Werys K. i wsp.: Artefakty nieinwazyjnego obrazowania serca. Kard Pol, 2015; 73, V: 60-70.
3. Ruan C.: MRI artifacts: mechanism and control. [online] [http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2\\_Projects\\_2003/MRI\\_Artifacts.pdf](http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2003/MRI_Artifacts.pdf). Data dostępu: 6.06.2015.
4. Gryz K., Karpowicz J.: Pola magnetostaticzne – źródła, pomiary, ocena. Bezpieczeństwo Pracy, 2000; 12; CIOP.

## II.3. Fala elektromagnetyczna – mikrofałe

### II.3.1. Kliniczny zakres stosowania

Diagnostyka: nie dotyczy

Leczenie:

- ciepłolecznictwo
- termoablacja
- diatermia
- hipertermia
- elektrochirurgia

### II.3.2. Podstawy fizyczne i techniczne

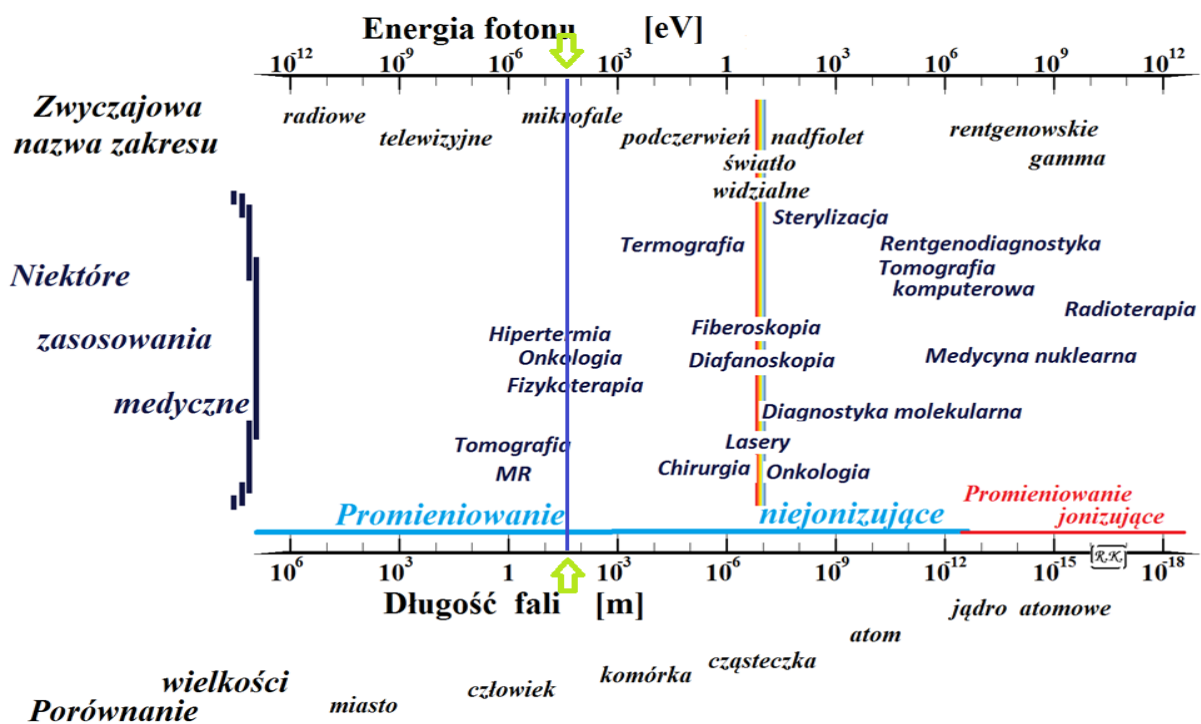
Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie mikrofał, **Rysunek II.3.1. i Tabela II.3.1.**

Diagnostyka: nie dotyczy

Leczenie (bezpośrednie):

Źródło sygnału: lampa elektronowa, magnetron, maser  
Modulator sygnału: układy ogniskujące  
Wykorzystywany efekt: straty dielektryczne; przewodnictwo jonowe

**Rysunek II.3.1. Fala elektromagnetyczna – mikrofałe.**



**Tabela nr II.3.1. Zakresy częstotliwościowe mikrofal.**

Zakres	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M
Często- tliwość [GHz]	od	0,25	0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	6,0	8,0	10	20	40	60
	do	0,25	0,5	1,0	2,0	3,0	4,0	6,0	8,0	10,0	20	40	60
													100

W związku z tym, że oddziaływanie pól o niższych częstotliwościach, stosowanych w narzędziach do elektrochirurgii oraz w procedurach fizykoterapeutycznych wiąże się z podobnymi oddziaływaniami zostaną one opisane w niniejszym rozdziale.

### II.3.3. Technika

Mikrofałe wytwarzane są w lampach elektronowych o specjalnie ukształtowanych anodach. Anody, znajdujące się w silnym polu magnetycznym, przyciągają elektrony emitowane z katody. Wytworzone w powierzchni anody wnęki i równoległe do ich powierzchni linie sił pola magnetycznego określają prędkość i tor ruchu elektronów, wprowadzając je w rezonans z częstotliwością zależną od kształtu komory anodowej. Z niej fala wyprowadzana jest do anteny, umieszczonej w ognisku sferycznego zwierciadła. Od kształtu i wielkości takiego zwierciadła zależy obszar i głębokość oddziaływania mikrofal z tkankami.

Fale o niższych częstotliwościach, związane z elektrochirurgią, wytwarzane są przez pola elektryczne powstające wokół przewodów i elektrod aktywnych używanych podczas zabiegów chirurgicznych. Nie są one celem działania, ale efektem stosowania prądów wysokiej częstotliwości. Koincydencja pól elektrycznego i magnetycznego została opisana w części I.3.

Urządzenia do elektrochirurgii najczęściej wytwarzają pola o częstotliwości od około 300 kHz do około 1 GHz, a więc w zakresie fal długich i średnich.

### II.3.4. Oddziaływanie z materią

Przekazywanie energii mikrofal do materii realizowane jest dwoma drogami. Obie wiążą się ze zmianami wartości pola elektrycznego podczas ekspozycji.

Załóżmy, że w napromienianej substancji znajdują się makrocząsteczki o wydłużonym kształcie i spolaryzowanym ładunku elektrycznym (jeden koniec „trochę bardziej dodatni”, drugi „trochę bardziej ujemny”). W polu elektrycznym będą się one starały, zgodnie z zasadą opisaną w części I.5.2., ustawić zgodnie z liniami sił. Gdy fala elektromagnetyczna zmienia polaryzację pola na przeciwną, to, jeśli masa tych cząsteczek (warunkująca ich bezwładność) będzie w odpowiednim przedziale, mikrofalowa częstotliwość zmian pola elektrycznego wymusi ich ciągły ruch w poszukiwaniu minimum energetycznego. W **Rozdziale I.5.6.** powiedzieliśmy sobie o zależności

między ruchem a ciepłem. Opisany powyżej ruch, powodujący pochłanianie energii mikrofal przez materię, nazywa się zjawiskiem strat dielektrycznych. To pierwszy z dwóch mechanizmów przekazywania energii przez mikrofały.

Założmy, że w napromienianej substancji występują cząsteczki obdarzone ładunkiem, czyli jony. Jeśli ich masa (warunkująca bezwładność) pozwoli na ruch w czasie zmian polaryzacji pola z częstością mikrofalową – będą one w ciągłym ruchu, wymuszonym przez wciąż zmieniający się zwrot linii sił pola elektrycznego. Oczywistym jest, że jony o różnych znakach będą się poruszać w przeciwnych kierunkach. Gwałtowny ruch i wynikające z niego zderzenia – to drugi mechanizm pochłaniania energii mikrofal. Nazywa się on przewodnictwem jonowym.

Oba te mechanizmy dostarczają napromienianej materii ciepła.

#### II.3.5. Oddziaływanie z tkanką

Biorąc pod uwagę opisane powyżej mechanizmy pochłaniania energii mikrofal najbardziej efektywnie ogrzewane są krew i mięśnie, czyli tkanki zawierające duże ilości wody (zapewniona ruchomość zarówno dipoli, jak i jonów). Tłuszcz, tkanka łączna będą nagrzewały się słabiej.

Szczególnym przypadkiem stosowania mikrofal będzie radykalne leczenie nowotworów metodą hipertermiczną. Aplikatory mikrofalowe, wprowadzane dojamowo lub śródtkankowo wywołują efekt przegrzania w bardzo ograniczonym zakresie, obejmując izotermą terapeutyczną zmiany nowotworowe w narządach mięszzowych (trzonie macicy, prostaty, wątrobie, etc). Często wykonuje się takie zabiegi pod kontrolą obrazu MR, gdyż czasy relaksacji bardzo silnie reagują na temperaturę tkanki. Dzięki temu można precyzyjnie określać obszar i stopień przegrzania zmiany.

#### II.3.6. Zagrożenia dla człowieka

Ogół ludności - nie dotyczy, gdyż obszar oddziaływania urządzeń medycznych jest ograniczony do pomieszczeń podmiotów leczniczych.

##### II.3.6.1. Personel

Największe zagrożenie wiąże się ze stosowaniem urządzeń do elektrochirurgii na bloku operacyjnym. Zagrożenie w stopniu średnim lub nawet wysokim dotyczy przede wszystkim lekarza trzymającego aktywną elektrodę koagulacyjną. Od ułożenia i przebiegu przewodów zasilających elektrody zależy stopień narażenia.

W mniejszym stopniu narażony jest personel pracowni MR.

#### II.3.6.2. Pacjent

Podstawowym problemem jest osiągnięcie zbyt wysokiej temperatury. Należy mieć na względzie otoczenie obszaru poddawanego przegrzewaniu, bo od jego przewodności cieplnej będzie zależała ostateczna temperatura osiągnięta podczas zabiegu.

#### II.3.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Podstawowym zagrożeniem dla wyposażenia są prądy, które mogą być indukowane przez szybkozmienne pola elektromagnetyczne. Ładunek zdeponowany na krawędziach elementów urządzeń może być przyczyną przeskoku iskry i zapłonu łatwopalnych substancji lub ich oparów. Indukowane prądy i ładunki elektrostatyczne mogą też być bezpośrednią przyczyną nieprawidłowego funkcjonowania lub uszkodzeń elementów elektronicznych wyposażenia medycznego.

#### II.3.8. Wpływ na jakość obrazu

Nie dotyczy.

#### II.3.9. Optymalizacja

Nie dotyczy.

#### II.3.10. Bibliografia

1. Staniak D., Sokołowski K., Majcher P.: Oddziaływanie pola elektromagnetycznego wielkiej częstotliwości na organizmy żywe. Zdr. Publ. 2009;119(4):458-464.
2. Gryz K., Karpowicz J.: Zagrożenia elektromagnetyczne przy elektrochirurgii – ocena ekspozycji pracowników na pole elektromagnetyczne i prądy indukowane w organizmie. Roczniki PZH, 2006; 57(2): 165-175.



## II.4. Fala elektromagnetyczna – podczerwień

### II.4.1. Kliniczny zakres stosowania

Uwaga: Wykorzystanie tego zakresu w technice laserowej opisano w **Rozdziale II.5.**

#### Diagnostyka:

- termografia:

ocena unaczynienia w chirurgii plastycznej

diagnozowanie rozległości i stopnia oparzeń

ocena unaczynienia (w szczególności obwodowego)

ocena zmian skórnych (w tym nowotworowych)

biofluorescencja w bliskiej podczerwieni z oceną składu chemicznego tkanek i płynów ustrojowych

diagnostyka stanów zapalnych w ortopedii

- termometria

#### Leczenie (bezpośrednie i pośrednie przez nadzór obrazowy):

- fizykoterapia:

ciepłolecznictwo

laseroterapia

- monitorowanie zabiegów, w tym zabiegów naczyniowych i kardiologicznych

- śródoperacyjna ocena wspomagająca zabiegi onkologiczne

### II.4.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie podczerwieni, **Rysunek II.4.1.**  
**i Tabela II.4.1.**

#### Diagnostyka:

Źródło sygnału: pacjent

Modulator sygnału: pacjent

Odbiornik sygnału: kamera z detektorem podczerwieni; wzbudzanie fluorescencji (laser)

Podstawa obrazu: fala o określonej długości

#### Leczenie:

Źródło: lampa IR, lampa Sollux

Modulator: soczewki, filtry

Wykorzystywany efekt: wytworzenie ciepła

Rysunek II.4.1. Fala elektromagnetyczna –podczerwień.

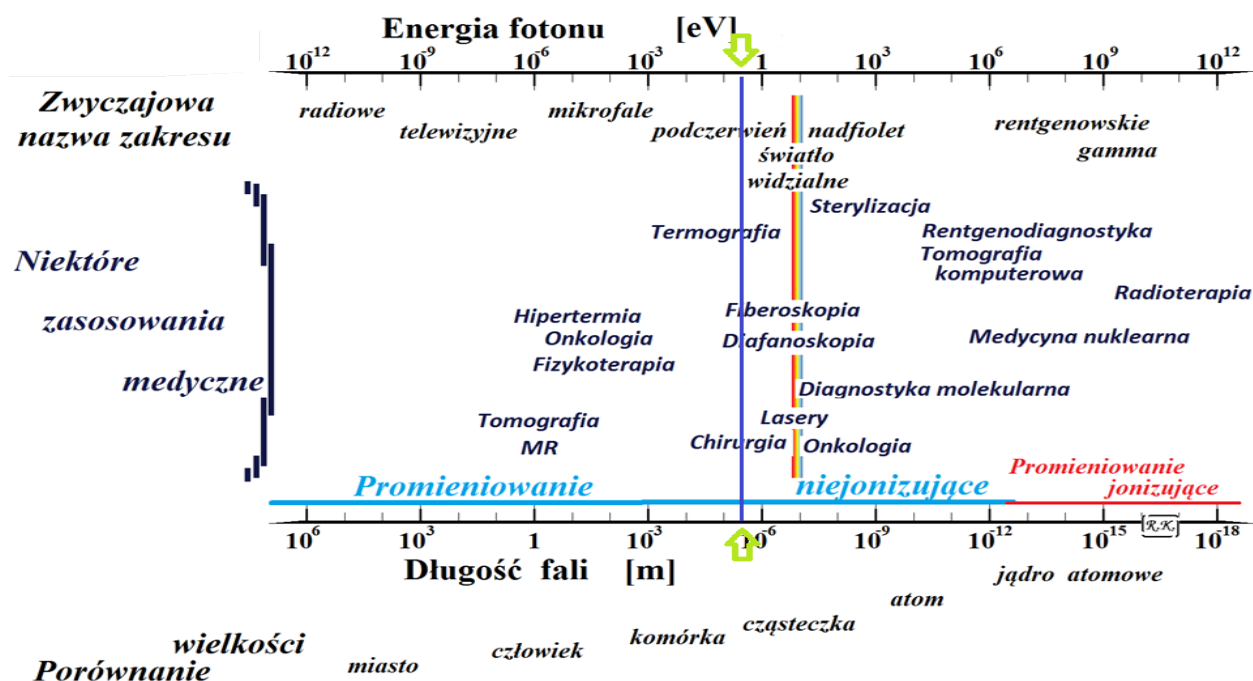


Tabela II.4.1. Częstotliwościowe zakresy podczerwieni.

Nazwa podzakresu	Długość fali [m]	Temperatura barwowa [K]
Bardzo daleka podczerwień	$3 \cdot 10^{-5}$ do $10^{-3}$	30 - 4100
Daleka podczerwień	$10^{-5}$ do $3 \cdot 10^{-5}$	
Pośrednia podczerwień	$3 \cdot 10^{-6}$ do $10^{-5}$	
Bliska podczerwień	$0,77 \cdot 10^{-6}$ do $3 \cdot 10^{-6}$	

### II.4.3. Technika

W roku 1800 odkrywca, niemiecki astronom, Friedrich Wilhelm Herschel chciał sprawdzić, czy różne barwy światła mają różną temperaturę. W różnych miejscach w obszarze rozszczepienia światła słonecznego przez pryzmat umieszczał termometr. Udowodnił, że różne barwy rzeczywiście dają inną temperaturę, ale ku swojemu zdziwieniu spostrzegł, że najwyższą uzyskał w ciemnej przestrzeni poza czerwienią! Sugerowało to istnienie kawałka widma niedostrzegalnego dla oka. Dowiódł zatem istnienia „podczerwieni”.

#### II.4.3.1. Detekcja podczerwieni

W obrazach uzyskiwanych przy pomocy podczerwieni mamy zawsze bezkontaktowe (teletermografia) odwzorowanie rozkładu temperatury na widocznej powierzchni.

Podstawowym narzędziem do uzyskiwania obrazów przy pomocy podczerwieni jest kamera termowizyjna. Początkowo za układem optycznym i skanującym umieszczony był jednoelementowy (później wieloelementowy ułożony w linii) detektor podczerwieni.

Detektor ten musiał być zanurzony w ciekłym azocie, by zmniejszyć szumy własne.

Dzięki dobremu stosunkowi SNR (sygnału do szumu) w niskiej temperaturze optymalizowane były czułość i szybkość odpowiedzi detektora.

W latach osiemdziesiątych wojsko udostępniło matryce FPA (Focal Plane Array), i, dla obrazowania w podczerwieni szczególnie ważne (nie wymagające specjalnego chłodzenia): UFPA (Uncooled FPA). Najnowsze (w cywilnych zastosowaniach) mają już ponad 2 Mpix. Obecnie użycie kamer termowizyjnych jest praktycznie jedyną metodą stosowaną w diagnostyce termograficznej. Metody ciekłokrystaliczne są wysoce niedokładne i wymagają bezpośredniego kontaktu detektora z ocenianą powierzchnią.

#### II.4.4. Oddziaływanie z materia

Brak specyficznych oddziaływań, poza przekazaniem ciepła.

#### II.4.5. Oddziaływanie z tkanką

Głównym działaniem terapeutycznym jest dostarczanie ciepła. Zastosowania laserowe – patrz rozdział II.5.5. W zastosowaniach laserowych fala podczerwona wnika na głębokość od kilku do trzydziestu milimetrów pod powierzchnię ciała.

#### II.4.6. Zagrożenia dla człowieka

Ewentualne zagrożenia mogą być związane jedynie z miejscowym lub ogólnym przegrzaniem tkanki lub ustroju.

#### II.4.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Praktycznie nie ma zagrożeń, poza możliwym przekroczeniem dopuszczalnej temperatury pracy urządzenia.

#### II.4.8. Wpływ na jakość obrazu

Na obraz termograficzny powierzchni ciała silny wpływ ma wiele czynników. Im głębszych struktur ma dotyczyć ocena termograficzna, tym mniejsza jest czułość i swoistość rozpoznań stawianych na podstawie takiego obrazu. Na obraz termograficzny wpływają:

- osobnicze różnice w przebiegu naczyń podskórnych
- wszelkie zmiany skórne, otarcia, zranienia i blizny
- ślady ucisku od ubrania i opatrunków
- wszelkiego rodzaju kremy i kosmetyki, szczególnie kosmetyki aktywne pobudzające metabolizm
- w zależności od obszaru ciała również stany emocjonalne

- przy badaniu piersi również dzień cyklu menstruacyjnego.

#### II.4.9. Optymalizacja

Zarówno przy obrazowaniu, jak i przy leczeniu należy dbać o to, by skóra była czysta i sucha, gdyż wszelkie kosmetyki i wilgoć zmieniają przepływ ciepła, zniekształcając obraz lub powodując niejednorodność depozytu ciepła w tkance.

W obrazowaniu należy wyeliminować uciski od ubrania lub opatrunku, a ewentualne uszkodzenia skóry oznaczyć tak, by można je było uwzględnić przy ocenie obrazu.

#### II.4.10. Bibliografia

1. Bauer J.: Postępy obrazowania termicznego w medycynie. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna*. 2013; 19(3): 140-147.
2. Nowakowski A., Kaczmarek M., Rumiński J: The role of thermal monitoring in cardiosurgery interventions [w:] Diakides M., Bronzino J., Peterson D.(eds.): *Medical infrared imaging. principles and practices*. CRC Press, New York, 2012, 17.1–17.24.

## II.5. Fala elektromagnetyczna – światło widzialne

Uwaga: W tym rozdziale opisano również wykorzystanie laserów w zakresie fal od podczerwieni do nadfioletu.

### II.5.1. Kliniczny zakres stosowania

#### Diagnostyka:

- endoskopia
- diafanoskopia
- obrazowanie molekularne

#### Leczenie (bezpośrednie i pośrednie przez nadzór obrazowy):

- fototerapia
- barwniki fluorescencyjne
- utlenianie fotodynamiczne
- fizykoterapia
- chirurgia
- stomatologia

### II.5.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie światła widzialnego, **Rysunek II.5.1. i Tabela II.5.1.**

#### Diagnostyka:

Źródło sygnału: źródło światła  
Modulator sygnału: pacjent, preparat  
Odbiornik sygnału: kamera; oko  
Podstawa obrazu: fala o określonej długości

#### Leczenie:

Źródło: źródło światła  
Modulator: tkanka, soczewki, filtry  
Wykorzystywany efekt: odbicie światła, fluorescencja, bioluminescencja, pochłanianie energii

Rysunek II.5.1. Widmo fal elektromagnetycznych – światło widzialne.

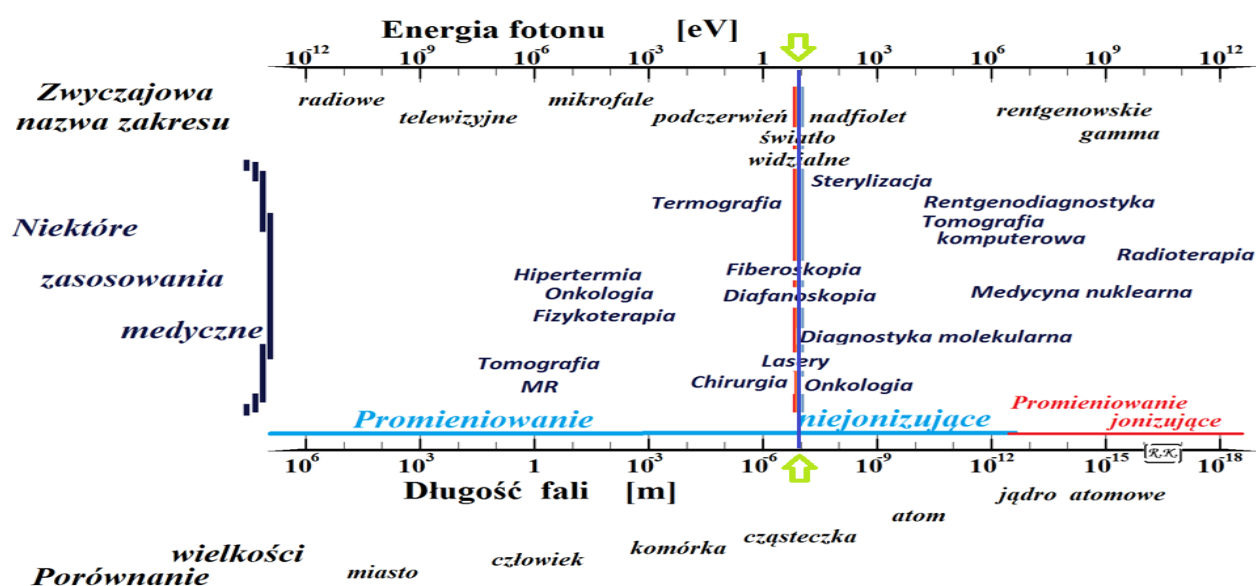


Tabela II.5.1. Światło widzialne – barwy i długości fal.

Barwa	Długość fali [nm] (10 <sup>-9</sup> [m])	Częstotliwość [THz] (10 <sup>12</sup> [Hz])	Temperatura barwowa [K]
Czerwona	~ 635 – 770	~ 480 – 405	4100 – 7300 blok operacyjny 4000 - 5000
Pomarańczowa	~ 590 – 635	~ 510 – 480	
Żółta	~ 565 – 590	~ 530 – 510	
Zielona	~ 520 – 565	~ 580 – 530	
Cyjan	~ 500 – 520	~ 600 – 580	
Niebieska	~ 450 – 500	~ 670 – 600	
Indygo	~ 430 – 450	~ 700 – 670	
Fioletowa	~ 380 – 430	~ 790 – 700	

### II.5.3. Technika

Światło widzialne to fale elektromagnetyczne w określonym powyżej przedziale. Z uwagi na podobną przestrzeń zastosowań klinicznych oraz naturę często jako całość traktuje się trzy zakresy: podczerwień, światło widzialne i nadfiolet. W świetle słonecznym mamy praktycznie bez-

ładną mieszaninę fal z wszystkich tych zakresów, faz i płaszczyzn, trochę inną w składzie na równiku, trochę inną nad biegunami, zależną od fluktuacji warstw atmosfery i jej składu (np. grubości warstwy ozonowej). Światło emitowane ze źródeł sztucznych ma na ogół mniejsze widmo, ale w większości nadal jest to światło „nieuporządkowane”. Każdy krok kierunku spójności fal wychodzących ze źródła światła powoduje zmianę klinicznego zakresu stosowania i siły oddziaływań. Uporządkowanie następuje w kolejności:

- zmniejszenie zakresu długości fal, czyli od barwy białej (dla światła widzialnego) ku konkretnej długości fali
- od bezładnego rozkładu płaszczyzn falowania pól elektrycznego i magnetycznego w kierunku zgodności płaszczyzn, czyli światła spolaryzowanego
- od „szumu falowego” z losowym rozkładem faz (w tym samym momencie każda fala jest w innym punkcie swojej sinusoidy) po spójną, zgodną w fazie wiązkę otrzymywaną w laserze.

W zależności od zakresu wykorzystania stosuje się różne źródła światła. Od najprostszych, o niewielkiej mocy, do urządzeń emitujących spójne wiązki światła laserów.

#### II.5.3.1. Diagnostyka

Endoskopia to śródtkankowe lub dojamowe wprowadzenie do wnętrza ciała światła i optyki umożliwiającej ocenę obrazu w różnym oświetleniu. Światło najczęściej dostarczane jest przez światłowód przyłączony do źródła umożliwiającego emisję fal w pewnym zakresie ich długości. Endoskop może być sztywny lub elastyczny (fiberoskopia) z możliwością odchylenia jego przedniej części, co ułatwia jego penetrację w głąb struktur ciała oraz ocenę powierzchni nie tylko przed, ale i z boku kolumny. Często w tej samej kolumnie znajdują się kanały umożliwiające wprowadzenie narzędzi chirurgicznych i pobranie wycinka lub wykonanie bardziej skomplikowanych zabiegów bez konieczności otwierania pacjenta. W urządzeniach tych wykorzystujemy źródła światła halogenowe, diody elektroluminescencyjne lub typu UHP (Ultra-High Pressure), czyli lampy jarzeniowe o podwyższonym ciśnieniu par rtęci, dzięki czemu emitują dużo silniejszy strumień światła.

Diafanoskopia (transluminacja) to przeświecenie bardzo silnym strumieniem światła wybranych obszarów ciała (gałki ocznej, czaszki noworodka, zatok czołowych i przynosowych, krtani etc). Źródło światła o natężeniu około 20 000 luksów, najczęściej białego, przykładają się do badanego obszaru, a następnie ocenia poświatę, jej jednorodność, barwę i wielkość. Pierwszą diafanoskopię głowy noworodka wykonano w 1831 roku.

Obrazowanie molekularne to wizualizacja, analiza i pomiary procesów biologicznych na poziomach molekularnym i komórkowym u ludzi i w innych organizmach żywych. W efekcie tych procedur otrzymuje się zazwyczaj 2 - lub 3-wymiarowe obrazy z zależnością czasową, pozwalają

jące na ocenę funkcjonowania elementów składowych komórek organizmów żywych. Wykorzystywane metody to scyntygrafia (PET i SPECT) z użyciem radioznaczników, tomografia MR, spektroskopia MR, obrazowanie optyczne, ultrasonografia (sonoluminescencja) i inne. Diagnostyka molekularna pozwala odróżnić procesy fizjologiczne od patologicznych. Ponieważ często badania takie wykonuje się na niewielkich próbkach, praktycznie mówi się o mikroMR, mikroPET, mikroSPECT.

W tym rozdziale omówimy pokrótce jedynie optyczne metody diagnostyki molekularnej. W większości oparte są one o analizę promieniowania fluorescencyjnego. Do tego typu badań wykorzystuje się fluorofory, czyli zdolne do fluorescencji elementy cząsteczek chemicznych. Długość fali emitowanej i jej moc zależy nie tylko od samego fluoroforu, ale i od środowiska chemicznego, w którym się znajduje (np. od kwasowości). Prócz wielu metod mikroskopowych, mających niewielkie zastosowanie w diagnostyce *in vivo*, do oceny rozkładu i funkcjonowania związku znaczonego fluoroforem u ludzi można stosować jedynie te substancje, które zarówno absorpcję, jak i emisję mają w zakresie bliskiej podczerwieni. Ocena procesów patologicznych lub inicjujących patologię, śledzenie subkomórkowej dystrybucji leków czy monitorowanie postępów terapii możliwa jest dzięki zastosowaniu cyfrowej akwizycji i cyfrowej analizie uzyskanych obrazów.

Związki chemiczne, mające powinowactwo do procesów rozrostowych, znaczone elementem fluorescencyjnym mogą być również wykorzystywane śródoperacyjnie do oceny zupełności zabiegu. W świetle lasera widać wyraźnie świecące elementy konieczne do usunięcia.

### II.5.3.2. Leczenie

#### II.5.3.2.1. Fototerapia (światłolecznictwo)

Metodę tą stosuje się zarówno ogólnoustrojowo (np. w leczeniu sezonowych zaburzeń psychicznych, np. stanów depresyjnych), jak i miejscowo (np. w leczeniu schorzeń skóry). W pierwszym wypadku stosuje się bardzo silne, białe światło – co najmniej 2500 nawet do 10 000 luksów (w słoneczny dzień przy oknie natężenie światła będzie osiągało wartość kilkuset luksów). Miejscowo stosuje się wiązki światła widzialnego, emitowanego najczęściej przez diody elektroluminescencyjne (LED) o barwach dostosowanych do rodzaju leczonej patologii.

Działanie bakteriobójcze ma światło niebieskie (i krótsze fale), stosuje się je też u noworodków w celu obniżenia stężenia bilirubiny w krwi, światła żółtego używa się do eliminacji przebarwień skóry, fale w zakresie światła czerwonego i trochę dłuższe mają działanie przeciwzapalne i stymulują produkcję kolagenu.

Specjalną pozycję w zabiegach światłolecznictwa stanowi światło spolaryzowane. Wykorzystuje się je do stymulacji gojenia się ran pourazowych i pooperacyjnych, rehabilitacji układu kostno



– stawowego, eliminacji z surowicy krwi czynników prozapalnych, wspomaganie leczenia bólu pochodzenia stawowego.

Im bardziej spójna wiązka światła, tym silniejsze oddziaływanie, tym bardziej precyzyjne jej zastosowanie i oddziaływanie.

#### II.5.3.2.2. Lasery

Emisja laserowa może być ciągła lub impulsowa. Parametrami określającymi wielkości fizyczne w czasie emisji światła są:

- gęstość mocy [ $\text{W}/\text{cm}^2$ ]
- czas oddziaływania [s] (zarówno długość impulsu, jak i sumaryczny czas trwania ekspozycji)
- długość fali [mm]

Od ich wartości zależeć będzie ostateczny efekt, jaki spowoduje ekspozycja na światło lasera.

#### II.5.4. Oddziaływanie z materią

Trzy główne zjawiska, które wywołuje wiązka spójnych fal w napromienianym ośrodku to:

- fotojonizacja – polega na oderwaniu co najmniej jednego elektronu od obojętnego atomu lub cząsteczki; zachodzi, gdy energia absorbowanej fali jest co najmniej równa energii wiązania elektronu z jądrem lub cząsteczką związku chemicznego
- efekt fotochemiczny – dostarczenie energii wystarczającej do zerwania wiązań chemicznych lub zainicjowania reakcji chemicznej w ośrodku
- efekt fototermiczny – dostarczenie energii mniejszej, niż w poprzednich wypadkach – zbyt małej, by wywołać oderwanie elektronu lub zerwanie wiązań chemicznych, ale wystarczającej do spowodowania ruchu (wzbudzenia, przesunięcia etc), a przez to podwyższenia temperatury ośrodka.

#### II.5.5. Oddziaływanie z tkanką

Podstawową zaletą lasera jest brak kontaktu narzędzia z tkanką, co w dużym stopniu eliminuje zagrożenie zakażeniem. Oddziaływanie efektów wymienionych powyżej na tkankę żywą, wymaga trochę dokładniejszego omówienia.

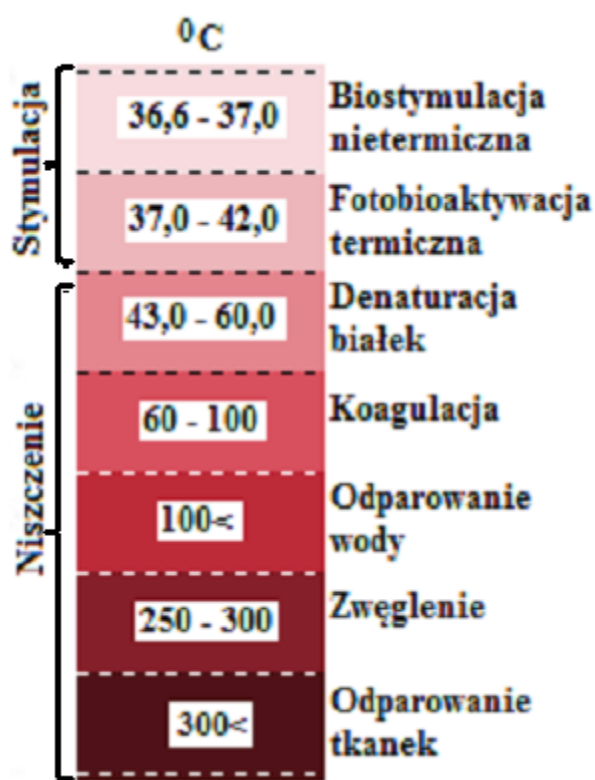
Głównym czynnikiem, od którego zależy efektywność każdego z oddziaływań jest zdolność do absorpcji energii, jaką charakteryzują się różne składniki tkanek. Właściwy dobór długości fali pozwala zoptymalizować skutek ekspozycji. Stymulację tkanek osiąga się dzięki wykorzystaniu fal o długościach zbliżonych do tzw. okna optycznego skóry (bliska podczerwień), wtedy, dzięki małej absorpcji, promieniowanie wnika na możliwie największą głębokość. Stosuje się tu jednocześnie wiązki o małej mocy (impulsowe lub ciągłe). Koagulacja wymaga już wyższej absorpcji (mniejszej głębokości wnikania). Stosuje się tu bardzo krótkie impulsy o dużej gęstości mocy. Wytwarza to mikroskopijne ogniska plazmy ograniczające głębszą penetrację fal, zmniejszającą

zsięg uszkodzeń, jednocześnie powodując odparowanie otaczającej tkanki. Większe moce krótkich impulsów prowadzą do mechanicznego rozrywania i destrukcji tkanek. Barwa zielona, doskonale absorbowana w hemoglobinie, stosowana jest w chirurgicznych działaniach na tkankach silnie unaczynionych.

Najbardziej precyzyjne działania – w okulistyce i mikrochirurgii kardiologicznej – wykonuje się laserami emitującymi bardzo krótkie fale, w zakresie nadfioletu, przy dużej gęstości mocy. Zachodzi wtedy zjawisko rozrywania wiązań chemicznych (ablacji).

Fototermiczne działanie lasera może powodować różne efekty w tkance. **Rysunek II.5.1.** przedstawia ich zależność od temperatury. Istnieje również silna zależność skutku od czasu utrzymania podwyższonej temperatury. Martwica tkanki w temperaturze około 45 stopni następuje po upływie wielu godzin, ale temperatura 55 °C powoduje ten sam efekt już po jednej minucie. Dla temperatury około 70 stopni są to pojedyncze sekundy.

**Rysunek nr II.5.1. Efekt fototermiczny lasera - zależność od temperatury .**



#### II.5.6. Zagrożenia dla człowieka

W odniesieniu do źródeł stosowanych w światłolecznictwie jedynym zagrożeniem jest przekroczenie czasu ekspozycji.

Dla promieniowania laserowego skutki oddziaływania promieniowania laserowego na organizm człowieka rozpatruje się w odniesieniu do skóry oraz oka:

**Rodzaje zagrożeń dla oka i skóry związanych z ekspozycją na promieniowanie laserowe**

Długość fali [nm]	Zakres	Narząd	Rodzaj zagrożenia
180–400	UV	oko	uszkodzenie fotochemiczne lub termiczne rogówki, spojówki lub soczewki
		skóra	rumień, uszkodzenie fotochemiczne lub termiczne
400–600	VIS	oko	uszkodzenie fotochemiczne siatkówki
400–700	VIS	oko	uszkodzenie termiczne siatkówki
		skóra	uszkodzenie termiczne lub fotochemiczne
700–1400	IRA	oko	uszkodzenie termiczne siatkówki
		skóra	uszkodzenie termiczne
1400–2600	IRB	oko	uszkodzenie termiczne rogówki oraz soczewki
2600–10 <sup>6</sup>	IRB, IRC	oko	uszkodzenie termiczne rogówki
1400–10 <sup>6</sup>	IRB, IRC	skóra	uszkodzenie termiczne

Gdzie: UV – ultrafiolet; VIS – światło widzialne; IRA, IRB, IRC – odpowiednio: bliska, pośrednia i daleka podczerwień.

#### II.5.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Brak specyficznych zagrożeń.

#### II.5.8. Wpływ na jakość obrazu

Nie dotyczy.

#### II.5.9. Optymalizacja

Nie dotyczy.

#### II.5.10. Bibliografia

1. Velde E.A., Veerman Th., Subramaniam V., Ruer Th.: The use of fluorescent dyes and probes in surgical oncology. *European Journal of Surgical Oncology*, 2010; 36: 6–15.
2. Sołtysiński T., Liebert A., Zawicki I., Maniewski R.: Optyczne metody obrazowania molekularnego. *Acta Bio-Optica et Informatica Medica Inżynieria Biomedyczna*, 2008; 14(4): 331-335.
3. An introduction to molecular imaging in radiation oncology: A report by the AAPM Working Group on Molecular Imaging in Radiation Oncology (WGMIR).
4. Zhu B., Rasmussen J. C., Sevick-Muraca E. M.: A matter of collection and detection for intraoperative and noninvasive near-infrared fluorescence molecular imaging: To see or not to see? *Medical Physics*, 41, 022105 (2014); doi: 10.1118/1.4862514.

## II.6. Fala elektromagnetyczna – nadfiolet

Uwaga: Wykorzystanie tego zakresu w technice laserowej opisano w **Rozdziale II.5.**

### II.6.1. Kliniczny zakres stosowania

Diagnostyka:

- brak zastosowań in vivo
- testy materiału biologicznego

Leczenie (bezpośrednie i pośrednie przez nadzór obrazowy):

- sterylizacja
- fizykoterapia
- stomatologia
- fotochemoterapia

### II.6.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie nadfioletu, **Rysunek II.6.1.** i

#### Tabela II.6.1.

Diagnostyka: nie dotyczy

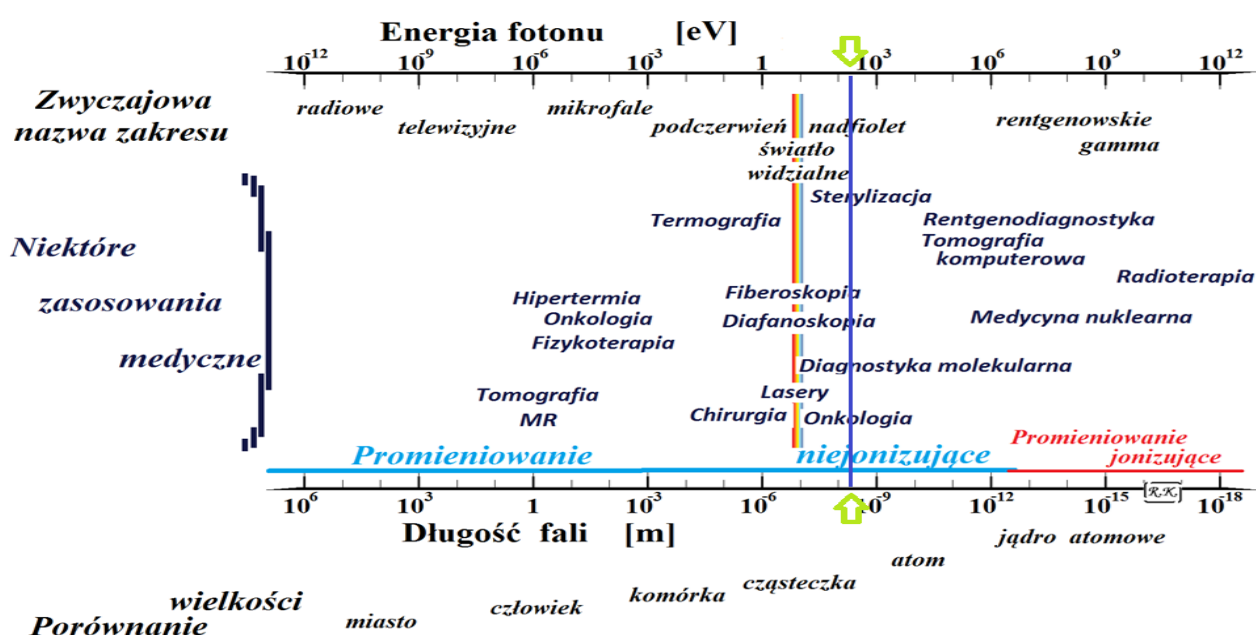
Leczenie:

Źródło: źródło światła

Modulator: soczewki, filtry

Wykorzystywany efekt: absorpcja energii, bioluminescencja, fotochemia, fotojonizacja

**Rysunek II.6.1. Widmo fal elektromagnetycznych – nadfiolet.**



**Tabela II.6.1. Nadfiolet – podzakresy i długości fal.**

Nazwa podzakresu	Długość fali [nm]	Temperatura barwowa [K]
UV - A	315 do 400	7300 – 3 000 000
UV - B	280 do 315	
UV - C	100 do 280	

### II.6.3. Technika

Promieniowanie nadfioletowe wytwarza się w lampach jarzeniowych wypełnionych parami rtęci. Lampy takie mają obudowę ze szkła kwarcowego, które w bardzo małym stopniu pochłania fale o tej długości. Promieniowanie w tym zakresie emitują też wszelkie ciała o temperaturze co najmniej 3000 K. Odpowiednią do potrzeb długość fali otrzymuje się stosując w torze wiązki właściwe filtry optyczne.

Ten zakres fal elektromagnetycznych swoim najkrótszym widmem nakłada się na promieniowanie rentgenowskie, a w większości swojego widma wykazuje słabe własności jonizujące.

### II.6.4. Oddziaływanie z materia

W promieniowaniu słonecznym znajduje się pełen zakres promieniowania ultrafioletowego, ale do powierzchni ziemi dociera praktycznie prawie wyłącznie częstotliwość z zakresu UV-A. Załedwie 3 do 5 % stanowi zakres UV-B. Cały zakres UV-C i prawie cały UV-B pochłaniany jest przez atmosferę.

Dzięki własnościom utwardzającym niektóre związki chemiczne promieniowanie ultrafioletowe znalazło zastosowanie w stomatologii zachowawczej (utwardzanie wypełnień) i profilaktycznej (zabezpieczanie bruzd – „lakowanie”).

### II.6.5. Oddziaływanie z tkanką

Promieniowanie ultrafioletowe jest bardzo aktywne biologicznie. W zastosowaniach terapeutycznych przed ekspozycją na promienie UV stosuje się związki chemiczne zwiększające wrażliwość komórek na tą radiację (fotouczulacze). W związku z tym, że fale elektromagnetyczne o tych długościach fal wnikają na bardzo niewielką głębokość stosuje się je do leczenia skóry.

Skórę pacjenta nasyca się fotouczulaczami poprzez kąpiel albo poprzez bezpośrednie naniesienie w postaci maści lub zawiesin. Następnie naświetla się skórę, w zależności od schorzenia falami o długości w zakresie UV-A lub UV-B.

Stosuje się też celowaną chemoterapię podając pacjentowi lek mający powinowactwo do zmian rozrostowych (czerniaka), a następnie światłowodem doprowadza się wiązkę nadfioletu do powierzchni guza, aktywując lek będący już w komórkach nowotworowych.

Niewielkie ilości tego promieniowania stymulują wytwarzanie witaminy D (konieczną do prawidłowego rozwoju układu kostno – stawowego). Przyspiesza przemianę materii, pobudza gruczoły wydzielania wewnętrznego, poprawia metabolizm tlenu, obniża podwyższone ciśnienie krwi, a także korzystnie wpływa na układ krwiotwórczy.

#### II.6.6. Zagrożenia dla człowieka

Zakres UV-A jest najmniej szkodliwy. Wpływ na skórę przyspiesza jedynie procesy starzenia (uszkadza włókna kolagenowe). Długotrwałe (wieloletnie) narażenie oczu na fale z tego zakresu może spowodować (podobnie, jak promieniowanie jonizujące) zmętnienie soczewki oka.

Najkrótsze fale, z pogranicza UV-B i UV-C oraz cały zakres UV-C mogą uszkadzać łańcuch DNA, prowadząc do patologicznego namnażanie się komórek. Wyraźnie wiąże się ekspozycję na fale z tych zakresów częstotliwości ze zwiększonym prawdopodobieństwem występowania nowotworów skóry, w tym najgroźniejszego z nich – czerniaka.

Podobnie, jak przy działaniu promieniowania jonizującego, skutki działania promieni UV można podzielić na:

- wczesne (przy promieniowaniu jonizującym odpowiednikiem będą efekty progowe, deterministyczne):
  - rumień fotochemiczny (od zaczerwienienia do martwicy – zależnie od dawki i indywidualnej wrażliwości)
  - zapalenie rogówki lub spojówek
  - pogrubienie naskórka
  - uszkodzenia DNA w komórkach
- późne (tu odpowiednikiem są efekty stochastyczne):
  - przyspieszenie starzenia się skóry
  - indukcja i progresja nowotworów skóry

#### II.6.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Poza uszkodzeniami powierzchni (przebarwieniami) promienie nadfioletowe praktycznie nie powodują zagrożeń dla wyposażenia.

#### II.6.8. Wpływ na jakość obrazu

Nie dotyczy.

### II.6.9. Optymalizacja

Przed przystąpieniem do leczenia konieczne jest ustalenie indywidualnego progu tolerancji na ten zakres promieniowania.

### II.6.10. Bibliografia

1. Olds W.J., McKinley A.R., Moore M.R., Kimlin M.G.: In vitro model of vitamin D<sub>3</sub> (cholecalciferol) synthesis by UV radiation: dose-response relationships. *J. Photochem. Photobiol. B*, 2008; 93: 88-93.
2. Latanowicz L., Latosińska J.: Promieniowanie UV a środowisko. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2011.
3. Bowszyc- Dmochowska M.: Fototerapia w dermatologii. *Przew. Lek.*, 2006; 7: 85- 91.
4. Wolska H.: Zastosowanie fotochemoterapii (PUVA) w innych, poza łuszczycą, chorobach dermatologicznych. *Przegl. Dermatol.*, 2001; 5(88): 415- 423.

## **II.7. Fala elektromagnetyczna – promieniowanie rentgenowskie**

### **II.7.1. Kliniczny zakres stosowania**

#### **Diagnostyka:**

- radiografia (zdjęcia); techniki specjalne: mammografia, stomatologia, tomosynteza
- fluoroskopia (prześwietlenia); techniki specjalne: angiografia
- tomografia komputerowa; techniki specjalne: tomografia wiązka stożkową (CBCT), ortopan-tomografia, fluoroskopia z szybkim ruchem układu lampa – detektor i możliwością rekonstrukcji 3D obrazu sieci naczyniowej
- densytometria; trzonów kręgow, kości udowej, przedramienia

#### **Leczenie (bezpośrednie i pośrednie przez nadzór obrazowy):**

- teleradioterapia radykalna (mająca na celu wyleczenie)
- teleradioterapia paliatywna (mająca na celu zahamowanie rozrostu i zmniejszenie objawów)
- tomoterapia
- cyberknife
- radiologia zabiegowa

### **II.7.2. Podstawy fizyczne i techniczne**

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie promieniowania rentgenowskiego, **Rysunek II.7.1.**

Podstawy fizyczne: **Rozdział I.2. 1.3, 1.4 oraz I.5.**

#### **Diagnostyka:**

Źródło sygnału: lampa rentgenowska

Modulator sygnału: pacjent.

Odbiornik sygnału: błona rentgenowska, elektronowy wzmacniacz obrazu, pamięciowa płyta stymulowana CR, płaski panel DR lub DDR, licznik fotonów

Podstawa obrazu: mapa stopnia pochłaniania promieniowania rentgenowskiego przez obrazowane struktury

#### **Leczenie:**

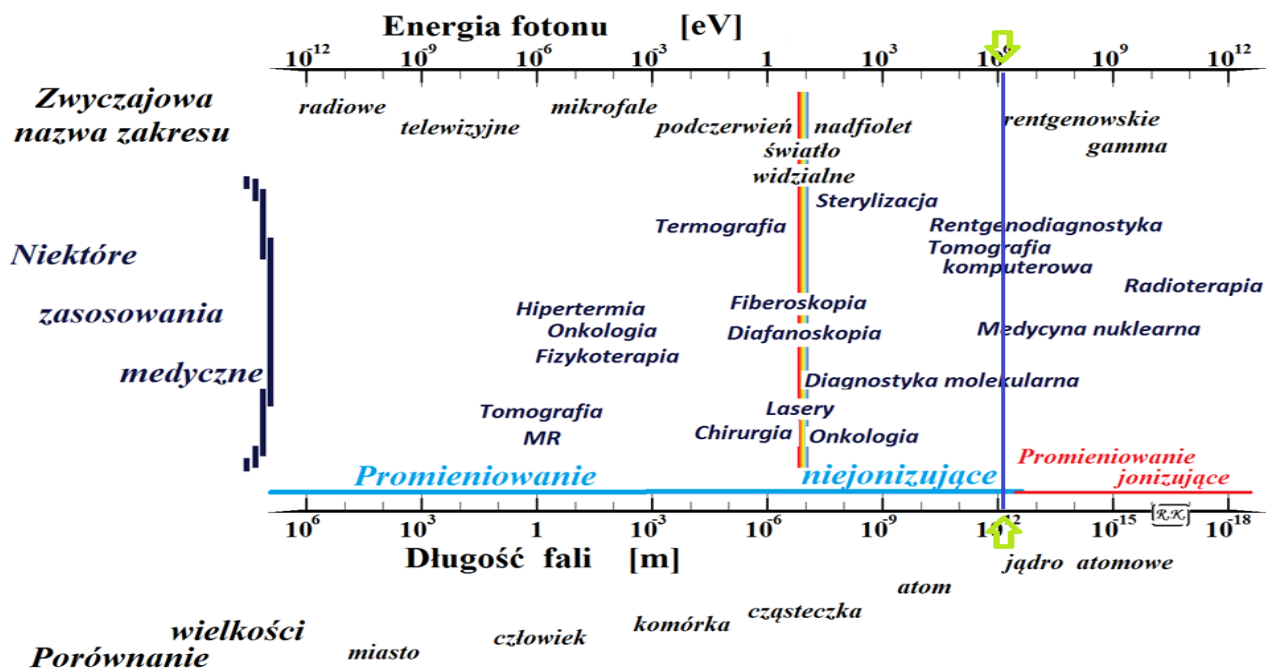
Źródło nośnika: lampa rentgenowska lub przyspieszacz elektronów

Modulator: kolimatory, filtry fizyczne i dynamiczne

Wykorzystywany efekt: jonizacja; radioliza wody w tkankach



Rysunek II.7.1. Fale elektromagnetyczne – zakres rentgenowski.



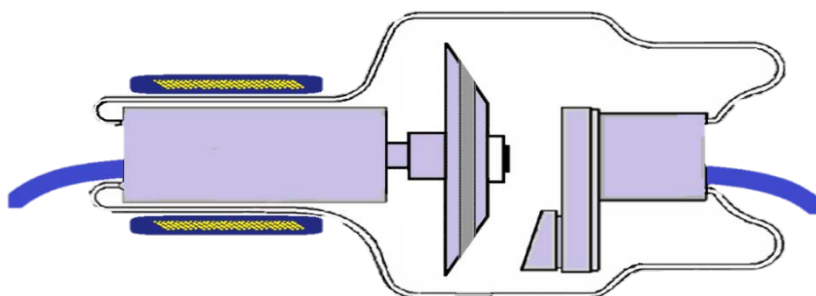
### II.7.3. Technika

#### II.7.3.1 Wytwarzanie promieniowania

Promieniowanie rentgenowskie i promieniowanie gamma mają dokładnie taką samą naturę i działanie, nakładające się w dużym stopniu zakresy energetyczne. Jedyna rzeczywista i znacząca różnica między nimi polega na miejscu ich powstawania. Promieniowanie gamma powstaje wewnątrz jądra atomowego, podczas przemian jądrowych (rozpadu pierwiastków promieniotwórczych), promieniowanie X powstaje poza jądrem atomowym, jako wynik hamowania rozprędzonych cząstek. Promieniowaniem gamma zajmiemy się w następnym rozdziale.

W zależności od energii różne są źródła promieniowania rentgenowskiego. Promieniowanie rentgenowskie wykorzystywane w diagnostyce przy max. 150 kV napięcia oraz w terapii tzw. ortowoltowej przy max. napięciu 500 kV wytwarzane jest w lampach rentgenowskich. **Rysunek I.7.2** pokazuje schemat typowej lampy z wirującą anodą. **Rysunki II.7.3** i **II.7.4** pokazują odpowiednio anody i katody stosowane w lampach wykorzystywanych w medycynie.

Rysunek II.7.2 Lampa rentgenowska – schemat.



**Rysunek II.7.3 Anody.**



**Rysunek II.7.4 Katody.**



Sprawność urządzenia, jakim jest lampa rentgenowska jest niezwykle mała. Zaledwie co najwyżej 1% energii elektronów rozpędzonych w lampie rtg zmienia się w promieniowanie jonizujące. 99% tej energii zmienia się na ciepło. Podgrzewa i niszczy anodę.

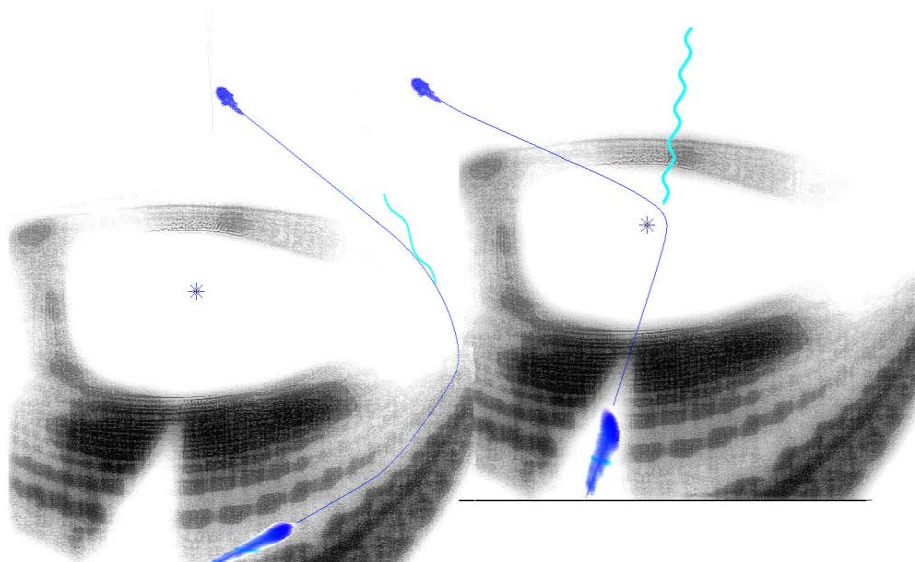
Przypatrzmy się jak powstaje promieniowanie rentgenowskie. Początkiem całej reakcji jest katoda, drucik wolframowy, przez który płynie prąd. Drucik ten, jak w zwykłej żarówce, grzeje się (nawet do prawie  $4000^{\circ}\text{C}$ ). Im większy płynie prąd (więcej mA), tym temperatura katody wyższa. Temperatura jest miarą energii wewnętrznej, a energia wewnętrzna to suma energii drgań wszystkich składowych elementów jakiegoś obiektu. W pewnym momencie drgania elektronów w katodzie są już tak silne, że zachodzi zjawisko termoemisji i elektrony zaczynają tworzyć chmurę dookoła spirali. Im większy prąd, tym gęstsza chmura elektronowa. Skrętka katody umieszczona jest w metalowej niszy o stałych lub ruchomych bokach. W rodzaju zwierciadła wklęsłego. Gdy na jego krawędziach pojawi się potencjał elektryczny, powstałe pole zaczyna formować elektrony w kształt kropli ostrym końcem zwróconej ku anodzie. Wielkość skolimowanej tak wiązki elektronów (jej przekrój zwiemy ogniskiem fizycznym) może zależeć od wielkości katody i od struktury porządkującego pola elektrycznego. A ta będzie zależała od przyłożonego potencjału i od kształtu niszy, w której umieszczona jest katoda. W niektórych nowoczesnych lampach ten kształt można zmieniać.

Gdy między katodą i anodą pojawi się różnica potencjałów rzędu dziesiątek czy setek tysięcy volt elektrony, przyciągnięte dodatnim potencjałem tarczy z ogromną siłą w nią uderzą. W typowej lampie ogólnodiagnostycznej odległość anoda – katoda wynosi kilkanaście milimetrów. Przy 100 kV na tej drodze elektrony uzyskują prędkość ponad 150 000 km/s. Gdy uderzą w tar-

część anody zaczynają się oddziaływania z jej atomami. Zachodzą tam dwa typy oddziaływań: z jądrem i z elektronami.

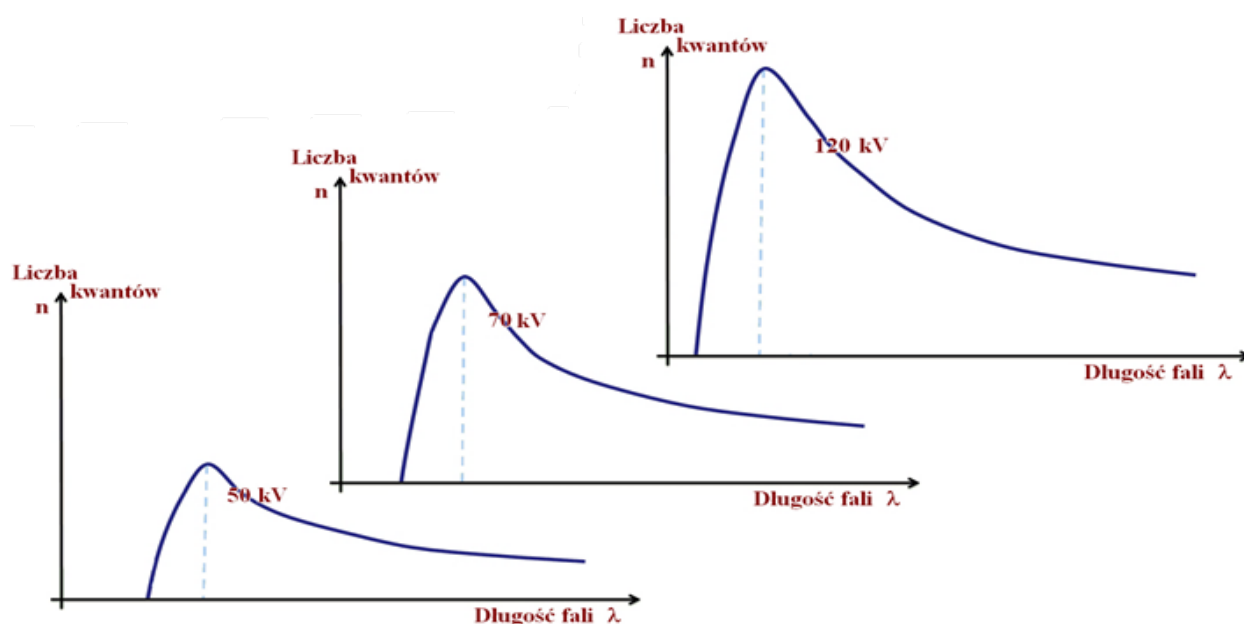
Przypomnijmy sobie teraz zasady omawiane w **Rozdziale I.5.1.** – tu ważna będzie zasada zachowania energii. Elektron, przelatujący przez przestrzeń wewnątrzatomową może przelecieć bliżej lub dalej od jądra, straci zatem więcej lub mniej energii. Zgodnie z zacytowaną zasadą wyemituje kwant elektromagnetyczny o losowej wartości energii – od bardzo małej aż po prawie równą energii, którą uzyskał na drodze z katody do anody. Energia kwantu powstającego w tym oddziaływaniu będzie zależała od trasy przejścia przez atom tarczy – obrazuje to **Rysunek II.7.5.** oraz od pierwotnej energii elektronu, a ta od ustawionego napięcia między anoda i katodą, od ilości kV wybranych przez technika.

**Rysunek II.7.5. Lampa rtg – oddziaływanie z jądrem atomu; promieniowanie hamowania.**



Skoro trasa elektronu zależy jedynie od przypadku i możliwa jest każda wartość energii kwantu, widmo promieniowania powstającego w tym zjawisku (zwanego promieniowaniem hamowania) będzie ciągłe (**Rysunek II.7.6.**). Na osi poziomej mamy długość fali (im mniejsza, tym wyższa energia), na osi pionowej liczbę wyemitowanych kwantów. Zwiększając lub zmniejszając ustaloną wartość wysokiego napięcia zwiększamy bądź zmniejszamy energię kwantów emitowanych z lampy rtg. Zmienia się też ich ilość, bo coraz większa liczba elektronów biorących udział w ekspozycji uzyskuje energie wystarczającą do wybicia kwantu promieniowania X.

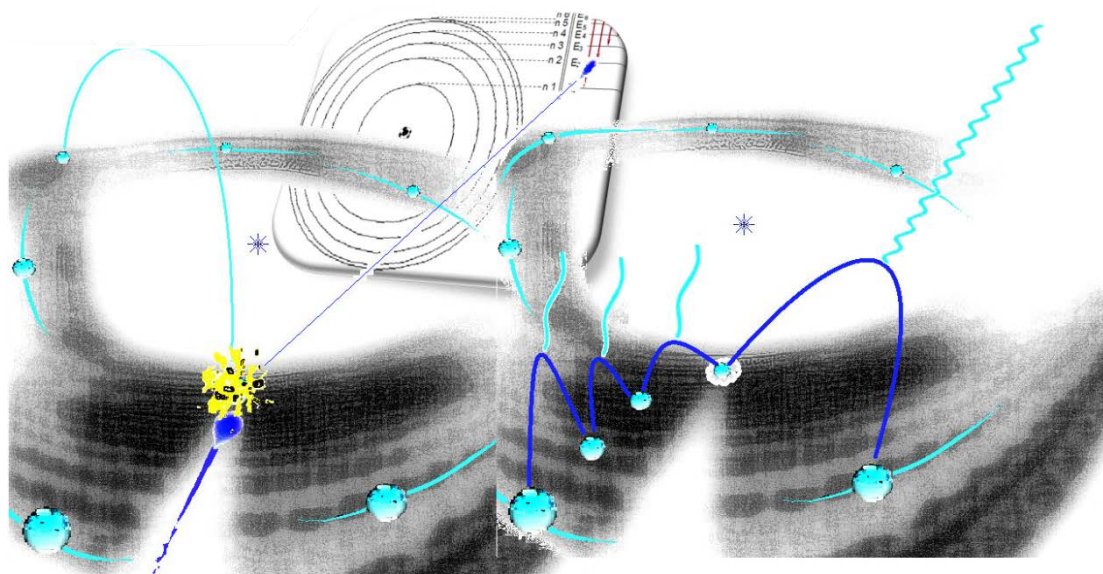
## Rysunek nr II.7.6. Promieniowanie hamowania



Teraz chwilę zastanówmy się czemu zaledwie 1 % to kwanty rentgenowskie, a pozostałe nie wychodzą nawet z anody. Przytłaczająca większość elektronów będzie się raczej obijać o krawędzie chmur elektronowych atomów, a więc za każdym razem będą tracić niewielkie ilości energii, kwnty będą w zakresie fal radiowych, mikrofal, podczerwieni, światła widzialnego, wreszcie nadfioletu. Dla wszystkich kwantów o takich energiach barierą nie do przebicia jest metal. Zatem z materiału anody wyjdą jedynie kwanty o energiach z zakresu rentgenowskiego. A będzie ich bardzo mało w porównaniu z wszystkimi innymi. Stąd tak wielkie straty energetyczne i tak silne grzanie się anody podczas ekspozycji (czasem do temperatury ponad 2700 °C). Czasem dochodzi nawet do tego, co widać na Rysunku nr II.7.3 – do wytopienia kawałka anody!

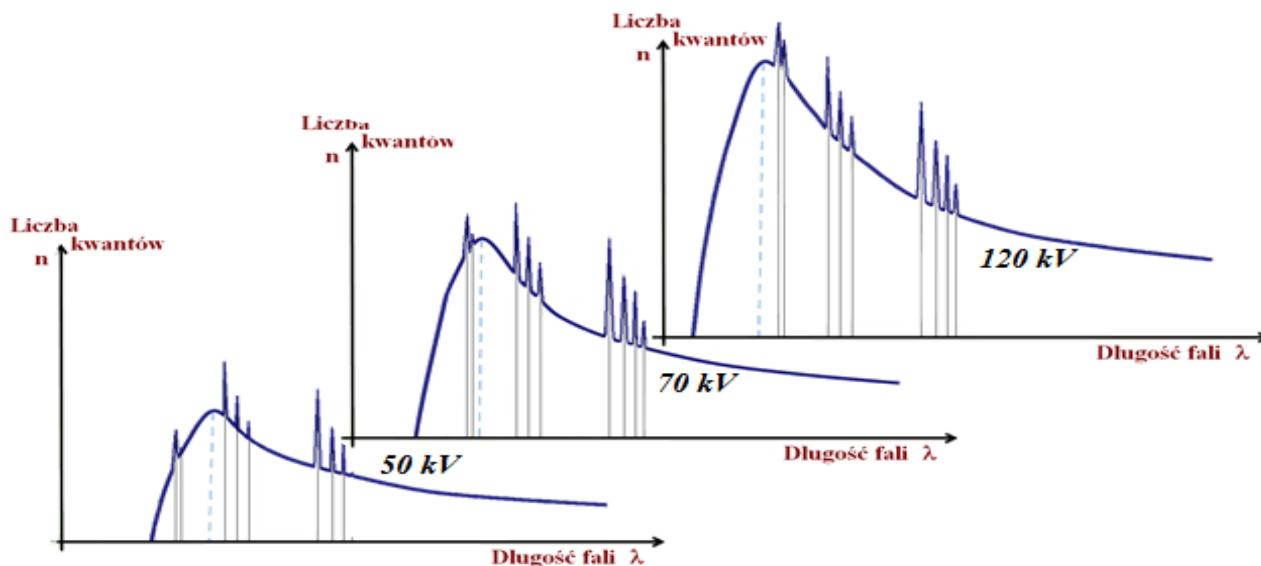
Może się też zdarzyć, że elektron „katodowy” nie tylko przemknie się przez atomowe powłoki elektronowe, ale na dodatek zderzając się jakimś elektronem „atomowym”, wybije go z wygodnej łoży i przerzuci gdzieś na koronę stadionu. Na powłoki walencyjne. Atom jest wzbudzony, niestabilny – na jednej z powłok jest wolne miejsce, a na innej zbyt dużo elektronów. Wtedy zaczyna działać „zasada lenistwa” – atom chce wrócić do minimum energetycznego. Któryś z elektronów musi „spaść” na niższy poziom – albo krok za krokiem przez pośrednie powłoki, albo jednym susem od razu zajmując wolne miejsce. Ta sytuacja uwidoczniiona jest na poniższym rysunku.

**Rysunek II.7.7. Oddziaływanie między elektronami; promieniowanie charakterystyczne.**



Ale przejście między powłokami wiąże się z wyemitowaniem kwantu o energii, równej różnicy energii wiązania z jądrem między powłoką, z której startuje, a powłoką na którą przeskakuje elektron. Jak widzimy – tym razem to nie będą już dowolne energie, ale ściśle określone, charakterystyczne dla pierwiastka, z którego zbudowano anodę. Na ciągłym widmie promieniowania hamowania pojawią się w ściśle określonych miejscach osi poziomej dodatkowe ilości kwantów (**Rysunek II.7.8.**). To dodatkowe promieniowanie, powstające podczas oddziaływań elektron – elektron, nazywamy promieniowaniem charakterystycznym. Energią tego promieniowania nie możemy już sterować zmieniając przyłożone napięcie (możemy co najwyżej zmienić liczbę kwantów). „Twardość” tych kwantów można zmienić jedynie zmieniając materiał, z którego zbudowana jest anoda.

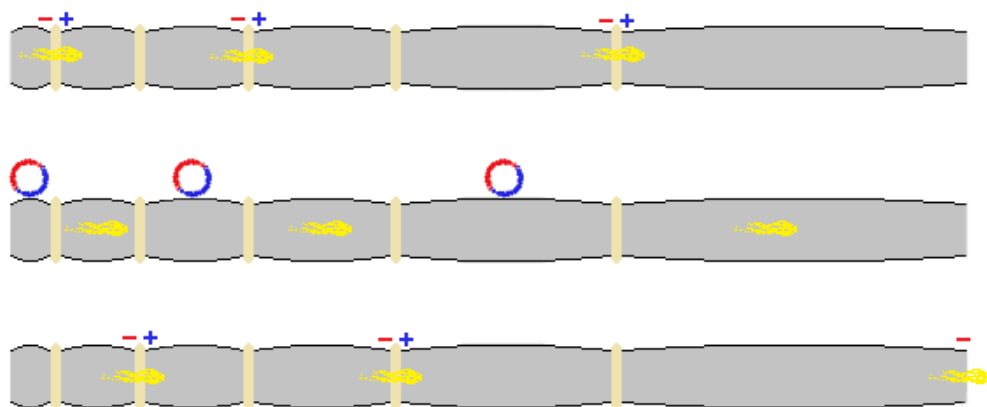
**Rysunek nr II.7.8. Promieniowanie charakterystyczne.**



Wytwarzanie promieniowania X o wyższych energiach, stosowanych w teleradioterapii, odbywa się przy pomocy przyspieszaczy, najczęściej liniowych, w których rozpędzone elektrony kierowane są na tarczę. Energie tu otrzymywane osiągają wartości od 4 do 25 megaelektronowoltów (MeV).

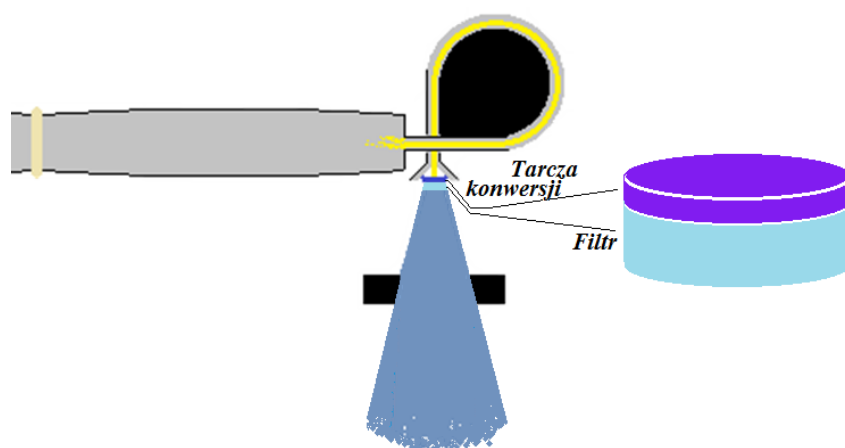
Strumień elektronów (wytwarzanych na podobnej zasadzie, co w lampie rentgenowskiej, ale z elementów o wielokrotnie większej wydajności) wstrzeliwany jest (stąd źródło elektronów w akceleratorze zwiemy „działem elektronowym”) w osi sekcji przyspieszającej. Sekcja składa się z wielu elementów i zachowuje się jak falowód, czyli rozchodzi się w nim fala elektromagnetyczna stojąca lub bieżąca. Falowód zasilany jest przez generator mikrofal (magnetron lub klistron). Najprostszy schemat sekcji przyspieszającej obrazuje poniższy rysunek.

**Rysunek II.7.9. Schemat sekcji przyspieszającej akceleratora liniowego.**



Między elementami sekcji występuje przyspieszająca różnica potencjałów, a każdy następny element jest dłuższy od poprzedniego na tyle, by coraz bardziej przyspieszane elektrony każdy element pokonywały w tym samym czasie. W momencie, gdy elektrony przelatują przez kolejny element sekcji (i są w jego wnętrzu ekranowane od pola elektromagnetycznego) fala zmienia polaryzację tak, że przy wylocie znowu trafiają na potencjał przyspieszający. Na końcu linii elektrony są odchylane w zależności od tego czy leczenie ma być prowadzone przy pomocy elektronów (będzie o tym mowa w części II.9) czy przez fotony. W tym drugim przypadku tor elektronów odchylany jest o 270 stopni, po czym trafiają one w tarczę (coś w rodzaju anody, w której następuje ich przemiana w kwanty promieniowania rentgenowskiego. Przy tym poziomie energii kwanty nie wychodzą z anody jakby „odbite” od jej powierzchni, ale z drugiej jej strony, niejako „przebijając” tarczę, w której następuje konwersja energii elektronów w kwanty rentgenowskie.

**Rysunek II.7.10. Schemat sekcji wyjściowej akceleratora liniowego.**



Oczywiście tu już wykorzystywane jest jedynie promieniowanie hamowania, gdyż charakterystyczne ma, w porównaniu z nim, znikomą energię. Stosuje się różne tarcze konwersji – najczęściej jest to wolfram, czasem złoto. Tarcze dzieli się na cienkie i grube. Określenia te odnoszą się do głębokości praktycznego zasięgu elektronów, a więc grubości tarcz będą zależały od energii elektronów. Cienka, to około 0,02 ich zasięgu, gruba, to ponad 1 zasięg. Przy cienkiej tarczy w składzie energetycznym wiązki przeważają kwanty wysokoenergetyczne, ale wiązka może być „zanieczyszczona” elektronami, które przeszły przez tarczę, bo nie wszystkie oddały energię kwantom. Jeśli stosuje się tarczę grubą – w wiązce nie będzie elektronów, ale w składzie będą kwanty o mniejszej energii, w związku z czym stanie się ona mniej przenikliwa. A potem powinny być filtry, które, w zależności od potrzeb, wyczyszczą wiązkę z kwantów najmniejszych (Al, Cu) lub najtwardszych (W, Pb). I dopiero taka wiązka może trafić do pacjenta.

### II.7.3.2 Zasady obrazowania

Obraz rentgenowski jest praktycznie cieniem rzucanym przez tkanki i narządy na rejestrator obrazu. Należy tak dobierać parametry, by intensywność cienia była wystarczająca do prawidłowej jego oceny przy jednocześnie rozsądnie niskiej dawce. Najważniejsze są jednak „różnice w cieniu”, bo to one niosą informacje o strukturze i kształcie obrazowanych tkanek i narządów. Różnice w cieniu zależą od różnic w pochłanianiu promieniowania. Różnice w pochłanianiu zależą zaś od dwóch rzeczy: od różnic gęstości obrazowanych struktur oraz od energii promieniowania. Im większe różnice w gęstości, tym większe różnice w pochłanianiu (większy kontrast). Im większa energia kwantów tym MNIEJSZE różnice w pochłanianiu, bo promieniowanie staje się bardziej przenikliwe. Maleje wtedy kontrast obrazu.

### II.7.3.3 Podstawy leczenia

Promieniowanie o energiach uzyskiwanych w lampach rentgenowskich przy napięciu od 10 do 500 kV, stosowane jest przy leczeniu zmian skórnych i płytko położonych, a także śródoperacyjnie do „oczyszczenia” łoży po usunięciu zmiany z resztek komórek nowotworowych.

Promieniowanie uzyskiwane w akceleratorach, o energiach rzędu 4 do 25 MeV, to najczęściej obecnie wykorzystywane środki do radioterapeutycznego leczenia nowotworów. Promieniowanie o takich energiach jest łatwiejsze w dotarciu do struktur głębokich i w takim modelowaniu dawki, by oszczędzać tkanki i narządy promieniowrażliwe.

Radioterapia radykalna trwa około 4-6 tygodni, podawana jest w dawce frakcyjnej 1.8 – 2.75 Gy do dawki całkowitej 55 – 74 Gy. Często kojarzona jest z chemioterapią, hipertermią czy leczeniem chirurgicznym. Radioterapia może być zastosowana jako leczenie uzupełniające (mające na celu wyeliminowanie mikroskopowych ognisk choroby nowotworowej w łoży pooperacyjnej), np. po chirurgicznym leczeniu oszczędzającym piersi, często po leczeniu operacyjnym chorych na raka okolicy głowy i szyi, żołądka, jelita grubego, płuca czy trzonu macicy oraz nowotworów mózgu. Może też być zastosowana założeniem neoadiuwantowym (tzn. przed operacją), mającym na celu przekształcenie choroby nieoperacyjnej w operacyjną lub poprawę wyników leczenia przy lokoregionalnym zaawansowaniu choroby, np. u chorych na raka odbytnicy.

Z kolei, radioterapia paliatywna trwa krócej, stosowane są większe dawki frakcyjne (dzienne) do mniejszej dawki całkowitej (np. 1x 8 Gy, 5 x 4 Gy, 10 x 3 Gy). Techniki radioterapii i ułożenie chorego są prostsze. Radioterapia paliatywna stosowana jest w przypadku: bólu wywołanego obecnością przerzutów w układzie kostnym, nacieku nowotworu na tkanki miękkie i zakończenia nerwowe, krwawień, przerzutów do mózgowia, ucisku na rdzeń kręgowy, zablokowania światła przełyku lub dużych dróg oddechowych, zespołu żyły głównej górnej, przerzutów do węzłów chłonnych dających objawy kliniczne czy przerzutów do skóry.

#### II.7.3.3.1 Obrazowanie rtg w planowaniu radioterapii

Planowanie radioterapii radykalnej obejmuje w pierwszej kolejności zdefiniowanie objętości do napromieniania. Po ustaleniu precyzyjnej pozycji pacjenta, w której będzie on w przyszłości napromieniany oraz wykonaniu określonych unieruchomień np. pod kolana, barki, masek termoplastycznych unieruchamiających głowę/szyję, istnieje konieczność zaplanowania obszarów i objętości do radioterapii – tzw. „celów („targetów”) planowanych do radioterapii oraz narządów/tkanek prawidłowych, których nie chcemy napromieniać. Co więcej, musimy określić je w odniesieniu do orientacyjnych punktów zewnętrznych na ciele człowieka (tataże, przyklejone markery metalowe), tak, by móc nawigować wiązkę zewnętrzną promieniowania w trakcie ra-



dioterapii. Do tego celu wykorzystywane są symulatory rtg lub wykonywana jest komputerowa tomografia lokalizacyjna celem precyzyjnego zdefiniowania obszarów do radioterapii.

Klasyczny symulator jest diagnostycznym aparatem rtg umieszczonym na ruchomym ramieniu, mogącym obracać się o kąt 360 stopni wokół stołu, na którym leży pacjent. „Naśladuje” on urządzenie terapeutyczne pod względem geometrycznym, mechanicznym i optycznym. Umożliwia zaplanowanie prostych pól 2D do radioterapii paliatywnej, wyznaczenie „pasa” tkanek, w obrębie którego odbywać się będzie 3D radioterapia radykalna i umożliwia sprawdzenie odtwarzalności ułożenia chorego na stole.

Radioterapia radykalna 3D planowana jest w oparciu o obraz tomografii komputerowej uzyskany w zakresie określonego pasa ciała pacjenta

#### II.7.3.3.2. Obrazowanie rtg stosowane do weryfikacji ułożenia chorego w trakcie radioterapii.

Aby zapewnić precyzyjne realizowanie wysokospecjalistycznych technik radioterapii niezbędnym elementem jest zapewnienie odtwarzalności ułożenia chorego na stole terapeutycznym przy każdej frakcji napromieniania. W tym celu kilkakrotnie lub przy każdej frakcji radioterapii dokonywane są weryfikacje ułożenia pacjenta przy pomocy zdjęć rtg, zdjęć EPID (*electronic portal image device*) wykorzystujących terapeutyczne promieniowanie megawoltowe a także za pomocą obrazu tomografii komputerowej wiązki stożkowej – CBCT (zarówno kV i MV w zależności od wyposażenia w danym zakładzie radioterapii). Obraz 2D uzyskany na zdjęciu rtg lub EPID porównywany jest z obrazem uzyskanym wyjściowo, w trakcie planowania leczenia – na symulatorze rtg. Natomiast obraz 3D uzyskany dzięki CBCT porównywany jest z obrazem uzyskanym podczas wyjściowej, lokalizacyjnej tomografii komputerowej.

#### II.7.4. Oddziaływanie z materia

Jonizacja i wzbudzenie atomów i cząsteczek związków chemicznych. Główne sposoby oddziaływań omówiono w **Rozdziale I.5**.

#### II.7.5. Oddziaływanie z tkanką

Promieniowanie jonizujące działa na organizm żywy od momentu napromienienia – przez cały okres życia. Oddziaływanie to rozpoczyna się od wywołania efektów fizycznych, następnie chemicznych i w konsekwencji – biologicznych (efektów wczesnych, późnych czy - karcynogenezy).

Podczas fazy fizycznej dochodzi do oddziaływania naładowanych cząsteczek (tu: elektronów) wytworzonych wskutek działania promieniowania elektromagnetycznego X i atomów budujących napromieniane komórki. Podkreślić należy, że fotony nie są jednostkami naładowanymi i w związku z tym nie jonizują bezpośrednio środowiska, do którego się dostają. Natomiast elektrony powstałe wskutek oddziaływania fotonów promieniowania elektromagnetycznego z ato-

mami i elektronami ośrodka, jakim jest ciało pacjenta – przekazują lokalnie na swojej drodze energię środowisku. Wysokoenergetyczny elektron potrzebuje  $10^{-18}$  sekund by „przebić się” przez cząsteczkę DNA oraz  $10^{-14}$  sekund - by „przemknąć” przez komórkę ludzką. Do radiobiologii wprowadzona została wielkość fizyczna opisująca ilość energii (dE) przekazanej lokalnie środowisku po przejściu określonego odcinka drogi (dl), tj. liniowe przekazywanie energii LPE (ang. LET: *Linear Energy Transfer*).

$$LPE = \frac{dE}{dl}$$

Określając LPE dla fotonów mamy na uwadze oddziaływanie elektronów powstałych wskutek ich oddziaływania ze środowiskiem LPE jest tym większe, im większy jest ładunek cząsteczki i im mniejsza jest jej prędkość. Wskutek napromieniania wiązką fotonową określonej objętości tkanek powstają w niej elektrony o szerokim widmie energetycznym, głównie elektrony powstałe w efekcie Comptona. Elektrony przechodząc przez środowisko stale oddziałują z jego atomami, wskutek czego ich energia ulega zmniejszeniu wzdłuż ich drogi z jednoczesnym zmniejszeniem się wartości LPE. Długość drogi, którą może przebyć elektron o energii 1 MeV nie przekracza kilku milimetrów. W początkowym odcinku drogi, porusza się on szybko, przekazując sąsiedztwu niewielkie ilości energii. W związku z tym jego przebieg jest w miarę prosty. Natomiast w miarę dalszego poruszania się, traci on energię i silniej reaguje z elektronami ośrodka, deponując większe partie energii. Tym samym gęstość jonizacji wzrasta a tor jego poruszania staje się pozaginany. Promieniowanie w dawce 1 Gy (1 Grey= energia 1J zaabsorbowana przez 1 kg tkanki) wywołuje  $10^5$  jonizacji w każdej komórce oraz 1 uszkodzenie letalne (śmiertelne), będące efektem bezpośredniego, „jednego trafienia” w DNA komórki. Promieniowanie elektromagnetyczne charakteryzuje się więc stosunkową niską wartością LET, co wynika z braku masy i ładunku.

Elektrony powstałe wskutek jonizacji i wzbudzenia prowadzić mogą do efektu jednego trafienia – jest to efekt bezpośredni promieniowania jonizującego, tzn., że wysokoenergetyczny elektron trafia w ważną dla życia komórki strukturę (DNA lub błonę komórkową) i prowadzi do jej uszkodzenia poprzez jonizację budujących ją atomów a w konsekwencji – śmierci komórki. Jednakże, ponieważ ciało człowieka składa się w ok. 70% z wody, może dochodzić do jonizacji (radiolizy) lub wzbudzenia cząsteczek wody – jest to efekt pośredni promieniowania jonizującego. Elektron przechodząc w sąsiedztwie cząsteczek wody może je wiązać i powstaje wysoce aktywny biologicznie elektron uwodniony, którego czas trwania jest niezwykle krótki, bowiem wynosi kilka mikrosekund.

Zarówno radioliza wody, jak i wzbudzenie cząsteczki wody prowadzą do powstania wysoce aktywnego rodnika hydroksylowego, a w efekcie do powstania cząsteczki nadtlenu wodoru, czyli po prostu wody utlenionej.

Następnie dochodzi do tzw. fazy chemicznej działania promieniowania jonizującego. Ważną rolę w powstawaniu uszkodzeń popromiennych pełni tlen obecny w komórkach poddawanych napromienianiu, ponieważ ma on bardzo duże powinowactwo do wolnych rodników, utrwalając uszkodzenia cząsteczek wywołane przez wolne rodniki. Zmiany chemiczne w komórce prowadzą do powstania zaburzeń biologicznych, m.in. zahamowania niektórych czynności enzymatycznych, zaburzenia syntezy białek i przemiany węglowodorowej, co w konsekwencji może prowadzić do zaniku procesów życiowych w komórce.

Biologiczną konsekwencją działania promieniowania jonizującego jest uszkodzenie cząsteczek tworzących komórkę. Większość uszkodzeń popromiennych w komórce, m.in. w cząsteczce DNA, jest z powodzeniem naprawianych. Niektórych z uszkodzeń komórka nie jest w stanie naprawić i prowadzą one w konsekwencji do jej śmierci. Komórki umierają zazwyczaj w trakcie 3-4 podziału od powstania uszkodzeń w komórce pod wpływem radioterapii. Najczęściej dochodzi do śmierci komórek w trakcie ich podziału mitotycznego (tzw. śmierć mitotyczna). W odniesieniu do nowotworu – obserwowane jest zmniejszanie masy guza i jego całkowite zniszczenie, natomiast w tym samym czasie komórki prawidłowe, np. błony śluzowej, kosmków jelitowych czy komórki hematopoetyczne – odpowiadają ostrą reakcją popromienną (ostry odczyn popromienny). Wtórny efekt śmierci komórek wyidukowanej radioterapią jest pobudzenie proliferacji komórkowej, która w odniesieniu do nowotworu – może być przyczyną niepowodzenia leczenia (odrostu nowotworu), ale sprzyja z kolei regeneracji tkanek prawidłowych. W okresie późniejszym – wiele miesięcy/lat po radioterapii, obserwuje się występowanie późnej reakcji popromiennej ze strony tkanek prawidłowych, np. włóknienie tkanek, powstawanie teleangiektazji, uszkodzenie rdzenia kręgowego czy naczyń krwionośnych. Jeszcze odleglejsze w czasie od zakończenia radioterapii (wiele lat) jest powstawanie wtórnych, indukowanych promieniowaniem jonizującym, nowotworów – przy czym trzeba podkreślić, że jest to rzadki efekt radioterapii, występujący u kilku procent chorych poddanych temu sposobowi leczenia.

## II.7.6. Zagrożenia dla człowieka

### II.7.6.1. Ogół ludności

Radioterapia oraz rentgenodiagnostyka realizowana jest w specjalnie do tego celu przystosowanych pracowniach i pomieszczeniach – nie istnieje niebezpieczeństwo ekspozycji przypadkowych osób.

### II.7.6.2. Pacjent

Radioterapia z wykorzystaniem promieniowania elektromagnetycznego X daje szansę pacjentowi na wyeliminowanie z ustroju guza nowotworowego i ewentualnych przerzutów. Jednakże w objętości napromienianej znajdują się nie tylko komórki nowotworowe, ale i komórki prawidłowe, co niesie za sobą ryzyko powstawania niepożądanych powikłań popromiennych ze strony tkanek prawidłowych. Celem radioterapii jest doprowadzenie do śmierci komórek nowotworowych, pod którą to definicją rozumiemy utratę zdolności tych komórek do nieorganicznego rozplemu. Można powiedzieć, że problemem radioterapeuty jest obecność tkanek prawidłowych wokół guza nowotworowego. Ogranicza to bowiem wysokość dawki, którą możemy podać na okolice guza, by go zniszczyć. Ideą radioterapii jest podanie jak najwyższej dawki na guz, przy utrzymaniu dawki promieniowania tolerowanej przez tkanki prawidłowe. Ryzyko wystąpienia powikłań popromiennych zależy od dawki całkowitej i frakcyjnej promieniowania, wielkości objętości napromienianej, lokalizacji nowotworu (i jednocześnie sąsiedztwa różnych tkanek prawidłowych), długości czasu leczenia, długości trwania przerw pomiędzy poszczególnymi frakcjami oraz indywidualnej wrażliwości tkanek na działanie określonej dawki promieniowania. Wyróżnia się popromienne powikłania ostre, ostre opóźnione (*consequential late effects*) i późne.

Powikłania ostre występują w trakcie radioterapii, tuż po lub kilka tygodni po jej zakończeniu. Wynikają z przejściowego ubytku komórek macierzystych. Występują najczęściej w obrębie skóry, śluzówek oraz tkance hematopoetycznej (produkującej komórki krwi). Powikłania ostre ulegają zazwyczaj samoistnemu wygojeniu w przeciągu kilku tygodni od zakończenia radioterapii.

**Tabela II.7.2. Przykłady powikłań ostrych ze strony różnych tkanek prawidłowych.**

<b>Tkanka</b>	<b>Ostra reakcja popromienna</b>
<b>Skóra</b>	rumień, złuszczenie na sucho, złuszczenie na mokro, owrzodzenie, ubytek owłosienia
<b>Przewód pokarmowy</b>	zapalenie błony śluzowej jamy ustnej/gardła, przełyku, żołądka, jelit, odbytnicy ( w zależności od miejsca napromieniania)
<b>Płuca</b>	zapalenie płuc
<b>Pęcherz moczowy</b>	zapalenie pęcherza moczowego
<b>Szpik kostny</b>	supresja szpiku kostnego

Powikłania podostre (ostre opóźnione).

Pojawiają się w przeciągu 1 – 6 miesięcy od zakończenia radioterapii, zazwyczaj ulegają samodzielnemu wyleczeniu w przeciągu kilku tygodni lub miesięcy. Przykładami takiej reakcji popromiennej są:

- popromienne zapalenie płuc (leczone doustnymi kortykosteroidami)
- zespół Lhermitte’a - objawiający się jako strzelający ból w okolicy rdzenia kręgowego i jest wynikiem przejściowej demielinizacji włókien nerwowych po jego radioterapii
- zespół senności – po radioterapii okolicy mózgowia, trwa kilka tygodni lub miesięcy.

Powikłania późne.

Mogą w ogóle nie wystąpić lub uwidaczniają się po wielu miesiącach, a nawet latach od zakończenia radioterapii. Charakteryzują się progresywnością (nasilaniem) objawów klinicznych. Są często czynnikiem limitującym podwyższanie dawki radioterapii. Występują zazwyczaj w tkankach o budowie równoległej, gdzie wszystkie komórki pełnią podobną funkcję i nie podlegają podziałom lub podlegają im w niewielkim stopniu, np. tkanka nerwowa, płucna, serce, nerka czy wątroba. Powikłania późne zależą od dawki promieniowania, dużych dawek frakcyjnych, dużych objętości zaplanowanych do radioterapii. Uszkodzenie struktur podścieliska (naczyni i tkanki łącznej) i zmniejszona zdolność proliferacyjna komórek macierzystych przyczynia się do ujawnienia późnej reakcji.

Szczególnym późnym powikłaniem radioterapii z wykorzystaniem promieniowania X jest powstawanie wtórnych nowotworów, indukowanych działaniem promieniowania jonizującego. Powstają one po kilkudziesięciu (najczęściej po około 20 latach od radioterapii).

**Tabela II.7.3. Przykłady powikłań późnych.**

<b>Tkanka</b>	<b>Powikłania późne</b>
<b>Mózg</b>	senność, zaburzenia pamięci i funkcji poznawczych, niedoczynność przysadki mózgowej.
<b>Rdzeń kręgowy</b>	uszkodzenie rdzenia kręgowego i/lub nerwów obwodowych, prowadzące do mielopatii i neuropatii
<b>Oko</b>	zespół suchego oka, zaćma, retinopatia
<b>Przewód pokarmowy</b>	krwawienie, biegunka, zrosty, zwężenie, zaparcia, zespół złego wchł. perforacje ścian
<b>Wątroba</b>	choroba zakrzepowo-zatorowa, zapalenie wątroby, obrzęki, niewydolność wątroby

<b>Pęcherz moczowy i moczowody</b>	skurcz pęcherza moczowego, zmniejszona objętość pęcherza moczowego, zapalenie krwotoczne pęcherza moczowego, uropatia obturacyjna
<b>Nerki</b>	nadciśnienie tętnicze, niewydolność nerek,
<b>Płuca</b>	zwłóknienie, obturacyjna choroba płuc
<b>Serce</b>	zapalenie osierdzia, kardiomiopatia, choroba niedokrwienna serca, choroby zastawek serca, arytmie
<b>Okolica głowy i szyi</b>	suchość w jamie ustnej, martwica chrząstek krtani, niedoczynność tarczycy, martwica kości (np. kości żuchwy)
<b>Żeńskie organy płciowe</b>	zwięźnienie i suchość błony śluzowej pochwy, przedwczesna menopauza, telangiektazje, niepłodność, krwawienia, obrzęk chłonny, przetoki
<b>Męskie organy płciowe</b>	niepłodność, impotencja, mała objętość wytrysku
<b>Skóra, mięśnie, kości</b>	telangiektazje, ubytek owłosienia, obrzęk chłonny, zwłóknienie, ograniczona ruchomość, ograniczenia wzrostu (u dzieci), dysmorfia

#### II.7.7. Zagrożenia dla wyposażenia

Radioterapia oraz rentgenodiagnostyka realizowana jest w specjalnie do tego celu przystosowanych pracowniach i pomieszczeniach. Wyposażenie umieszczane wewnątrz tych pomieszczeń narażone jest albo przystosowane do używania w wiązce pierwotnej (pozycjonery, osłony etc), albo narażone jest jedynie na promieniowanie rozproszone. Nie niesie to z sobą znaczących zagrożeń.

#### II.7.8. Wpływ na jakość obrazu

Błędem w radiologii jest obraz zawierający inne dane kliniczne, niż wymagane skierowaniem. Błędem w radiologii jest również obraz zawierający inną ilość danych, niż tego wymaga opisany skierowaniem problem kliniczny. Zarówno zbyt dużo, jak i zbyt mało informacji klinicznych jest błędem. W odniesieniu do systemów jakości w radiologii nie mówi się o „zapewnieniu jakości”, bo to dążenie do coraz wyższej jakości uzyskiwanych obrazów, co na ogół dzieje się kosztem zwiększenia dawki. W radiologii mówimy o „zarządzaniu jakością”. Czyli utrzymaniu jakości uzyskiwanych obrazów na takim poziomie, by przy rozsądnym minimum dawki uzyskać wystarczający efekt diagnostyczny.

Poniżej krótko omówione zostaną najważniejsze problemy, na jakie należy zwracać uwagę przy obrazowaniu rentgenowskim.

### II.7.8.1. Cechy obrazu

#### II.7.8.1.1. Kontrast

Różnice w zaczernieniu (gęstości optycznej) błony lub wartości pikseli przy cyfrowej postaci obrazu, to właśnie kontrast obrazu. W Części I.1. omówione zostały podstawy pojęcia „okna” i kontrastu, który zależy od jego położenia i szerokości. „Okno” odnosi się zarówno do wyświetlania obrazu na monitorze, jak i do samego tworzenia obrazu. Dobór właściwego napięcia do zakresu gęstości obrazowanych tkanek jest podstawą uzyskania obrazu o żądanej ilości informacji klinicznych. Jest właśnie takim „ustawieniem okna akwizycji”. Gdy różnice gęstości obrazowanych tkanek są niewielkie (np. w mammografii) należy stosować niskie wartości energii kwantów, by zwiększyć różnice w pochłanianiu promieniowania, a przez to zwiększyć kontrast obrazu. Jeśli w polu obrazowania będziemy mieli tkanki o bardzo dużych różnicach gęstości (np. klatka piersiowa: tkanka kostna, tkanka miękka i upowietrzona tkanka płucna) zastosowanie niskich energii może spowodować zniknięcie w zbyt wysokim kontraście obszarów o małych różnicach gęstości – tkanek niewiele różniących się od otoczenia.

Miernikiem zdolności systemu do odwzorowania różnic gęstości jest pojęcie progu detekcji kontrastu, czyli określenie najmniejszej różnicy gęstości, jaką system jest w stanie odwzorować.

#### II.7.8.1.2. Rozdzielczość przestrzenna (wysokokontrastowa)

Pojęcie to określa zdolność systemu do odwzorowywania małych obiektów. Wizualnie określa się ją poprzez ocenę widoczności fantomu złożonego z coraz węższych i bliżej siebie położonych pasków o dużej i małej gęstości optycznej. Liczbowo rozdzielczość wyraża się w parach linii na jednostkę długości, najczęściej milimetr lub centymetr.

#### II.7.8.1.3. Zaczernienie (gęstość optyczna)

Pojęcie to było proste i oczywiste w systemach analogowej akwizycji obrazów. Mierząc stosunek światła padającego do przechodzącego przez obraz rentgenowski otrzymywało się właśnie wartość gęstości optycznej. W cyfrowej wersji obrazu zastępuje ją wartość piksela, czyli liczba związana z konkretnym punktem obrazowym, informująca jak jasno ma być ten punkt wyświetlany na monitorze.

### II.7.8.2. Parametry ekspozycji

#### II.7.8.2.1. Wysokie napięcie [kV]

Wysokie napięcie ustawiane między katodą i anodą decyduje o wartości energii kwantów, jakie będą emitowane z lampy rentgenowskiej. Zatem jest to parametr, od wartości którego zależy kontrast uzyskiwanego obrazu.

W radiologii ogólnej, stomatologii i tomografii komputerowej stosuje się anody wolframowe. Energia promieniowania charakterystycznego wolframu wynosi około 60 keV. Jest to wartość

użyteczna w tych zakresach diagnostycznych. Wyjątek stanowi mammografia analogowa i pośrednio ucyfrowiona (poprzez płyty CR), gdzie pracujemy napięciami rzędu dwudziestu paru do trzydziestu paru kilowoltów, a ponadto stosujemy anodę molibdenową. Promieniowanie charakterystyczne molibdenu to ok. 17 keV. Jest to energia użyteczna przy obrazowaniu tak bardzo mało różniących się gęstością struktur, jak tkanka tłuszczowa, tkanka gruczołowa i nacieki nowotworowe. Jednakże z uwagi na charakterystykę pracy paneli DR, które słabo reagują na wąskie zakresy energetyczne, w mammografii w pełni cyfrowej stosuje się anody wolframowe.

Wartość wysokiego napięcia powinna być możliwie najwyższa. Granicą jest utrata informacji klinicznych z obrazu z uwagi na zbyt niski kontrast.

Od wartości napięcia zależy również ilość wyemitowanych kwantów. Przy wyższej wartości napięcia większa ilość elektronów uzyska energię wystarczającą do wytworzenia promieniowania rentgenowskiego.

#### II.7.8.2.2. Filtracja

Filtracja służy do ostatecznego sformowania składu energetycznego wiązki promieniowania. Podstawową rolą filtracji jest eliminacja kwantów, które mają zbyt małą energię i pochłaniane są przez skórę i tkankę podskórna pacjenta, nie niosą zatem informacji obrazowej, a jedynie zwiększają narażenia pacjenta na promieniowanie i pogarszają obraz, bo są źródłem kwantów pochodzących z rozproszenia Comptona. Najczęściej stosowanym materiałem jest aluminium.

Całkowita filtracja wiązki promieniowania składa się zazwyczaj z filtracji stałej (dostęp do niej ma jedynie serwis) i dodatkowej (wybór jej grubości i decyzja o zastosowaniu jest w zakresie kompetencji technika wykonującego badanie). W pediatrii, gdzie szczególnie zależy nam na zmniejszeniu szkodliwości, by jeszcze lepiej utwardzić wiązkę, stosuje się, prócz aluminium, folie miedziane o grubości 0,1 lub 0,2 mm. W tomografii komputerowej filtracja jest na ogół znacznie większa, niż wymagane minimum 2,5 mm Al.

Wyjątek stanowi mammografia analogowa i pośrednio ucyfrowiona (poprzez płyty CR), gdzie stosuje się filtrację molibdenową lub rodową. Filtry te nie eliminują z wiązki kwantów o wszystkich energiach (tym więcej, im niższa ich energia), ale przepuszczają promieniowanie o energiach w zakresie wartości charakterystycznych. Dzięki temu wiązka w aparacie mammograficznym ma bardzo wąskie pasmo energetyczne.

Zasady tej nie stosuje się w mammografach w pełni cyfrowych.

#### II.7.8.2.3. Obciążenie prądowo – czasowe [mAs]

Iloczyn prądu i czasu ekspozycji steruje liczbą kwantów, jakie będą brać udział w wykonywanej ekspozycji. Wartość obciążenia prądowo – czasowego powinna być możliwie jak najniższa.



Granica jest zbyt małe zaciemnienie obrazu analogowego lub zbyt duży szum w obrazie cyfrowym.

#### II.7.8.2.4. Czas ekspozycji [ms]

Parametr ten jest niezwykle ważny dla eliminacji artefaktów ruchowych. Zawsze, gdy możemy spodziewać się ruchu pacjenta lub jego narządów należy stosować możliwie krótkie czasy emisji. Obszar klatki piersiowej, osierdzia i serca nie będzie ostro odwzorowany, jeśli czas ekspozycji będzie dłuższym niż ułamek cyklu pracy serca. Im szybciej serce bije, tym krótszy powinien być czas. Zatem najkrótsze czasy należy ustawiać przy zdjęciach noworodków.

Ograniczone czasy należy wykorzystywać przy zdjęciach obejmujących jamę brzuszną (perystaltyka). O ograniczeniu czasu należy pamiętać też przy wykonywaniu zdjęć czynnościowych, w wymuszonych pozycjach oraz przy pracy z pacjentami, którzy mają dolegliwości bólowe i nie mogą zbyt długo utrzymać ustawionej pozycji.

Czas ekspozycji powinien być możliwie jak najdłuższy (oszczędzanie lampy). Granicą jest zagrożenia artefaktami ruchowymi.

#### II.7.8.2.5. Ogniska optyczne

W lampie rentgenowskiej rozróżniamy kilka rodzajów ognisk: ognisko fizyczne (pole przekroju wiązki elektronów), ognisko rzeczywiste (pole rzutu ogniska fizycznego na anodę), ognisko termiczne (pole obszaru na anodzie, w który uderza wiązka elektronów; dla anody stałej będzie ono tożsame z ogniskiem rzeczywiste, dla anody wirującej będzie to pierścień). Z punktu widzenia jakości obrazu najważniejsze jest jednak ognisko optyczne. Jest to pole rzutu wiązki kwantów promieniowania rentgenowskiego na płaszczyznę prostopadłą do osi wiązki. Od wielkości tego ogniska będzie zależała rozdzielczość przestrzenna obrazu rzutowanego na jego rejestrator.

Ostateczna rozdzielczość przestrzenna całego systemu będzie zależała jeszcze od własności rejestratora i urządzenia do prezentacji obrazu.

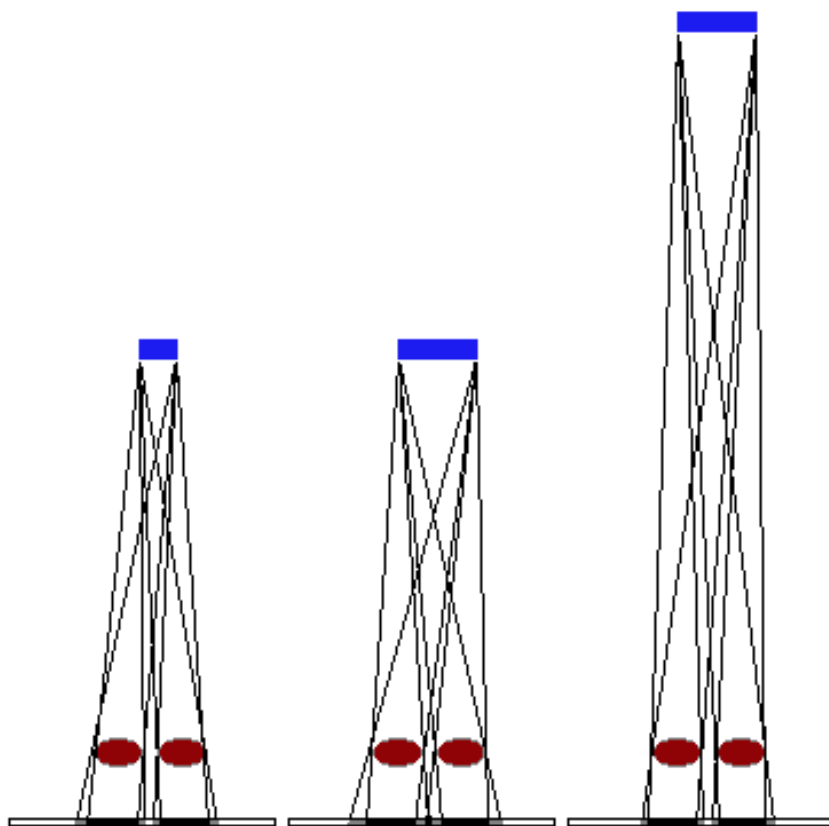
#### II.7.8.2.6. Odległość ognisko – rejestrator obrazu (FFD, SID)

Skróty pochodzą od angielskich nazw: Focus Film Distance oraz Source to Image receptor Distance. Im mniejsza odległość, tym większe zniekształcenia (głównie powiększenie) obrazu. Im większa odległość, tym lepsza rozdzielczość przestrzenna. Zależność między wielkością ogniska optycznego, odległością ognisko – rejestrator i rozdzielczością pokazuje Rysunek nr II.7.11. Im mniejsze półcienie, tym lepsza rozdzielczość, bo tym mniejsze i bliżej siebie leżące obiekty będą zobrazowane jako oddzielne. Im mniejsze ognisko i im większa odległość tym mniejsze półcienie.

Przy zdjęciach klatki piersiowej wymagana jest duża rozdzielczość. Z uwagi na napięcie rzędu 120 kV oraz wysokie wartości prądu (bo wymagany jest bardzo krótki czas ekspozycji) nie moż-

na wykorzystać małego ogniska, bo ma zbyt małą moc i szybko uległoby zniszczeniu. Wymaganą rozdzielczość uzyskuje się odsuwając lampę od pacjenta. Zalecana odległość FFD to 180 cm. W mammografii, gdzie SID jest małe, rzędu 60 – 70 cm, a konieczne do uwidocznienia elementy (mikrozwapnienia) mają po kilkanaście mikronów wielkości stosowane są bardzo małe ogniska, o boku rzędu 0,3 mm.

**Rysunek II.7.11. Ogniska, FFD i rozdzielczość.**



#### II.7.8.2.7. Obszar ekspozycji

Ograniczenie pola ekspozycji do obszaru istotnego klinicznie jest jedną z podstawowych metod optymalizacji dawki. W radiografii jest kolimator prostokątny, symetryczny z możliwością obrotu wokół osi wiązki.

We fluoroskopii najczęściej jest jeszcze kolimator tzw. irysowy, dużo lepiej dopasowujący kształt wiązki promieniowania do kształtu okrągłego pola widzenia wzmacniacza obrazu.

W tomografii komputerowej ograniczenie obszaru ekspozycji polega na dwóch kierunkach działania: dopasowanie wzdłuż osi długiej pacjenta zakresu skanowania do obszaru istotnego klinicznie oraz ograniczenie pola widzenia (FoV – Field of View) w płaszczyźnie skanu (szczególnie ważne przy badaniu małych obszarów, np. kręgosłupa).

#### II.7.8.2.8. Grubość warstwy i skok spirali

Optymalizacja w radiologii to świadome określenie koniecznej jakości (np. rozdzielczości) tworzonego obrazu. Ma to szczególne znaczenie w tomografii komputerowej. Od wielkości oczekiwanej patologii powinna zależeć grubość wyświetlanej warstwy. Im cieńsza warstwa, tym mniej danych, a to z kolei pogarsza stosunek sygnału do szumu. Utrzymanie dobrej jakości obrazu cienkiej warstwy wymaga większej dawki promieniowania. Im cieńsza warstwa, tym większa dawka.

Skok spirali skanowania oznacza stosunek grubości warstwy kolimowanej do przesuwu stołu pacjenta. Należy dbać o to, by przesuw było co najmniej taki sam, jak szerokość kolimacji, by wiązki z sąsiednich warstw nie nakładały się krawędziowo, powodując nieuzasadnione narażenie radiologiczne pacjenta.

#### II.7.8.2.9. Kąt pochylenia płaszczyzny skanowania

Jedną z najprostszych metod ochrony gałek ocznych podczas tomografii komputerowej głowy jest pochylenie płaszczyzny skanowania do linii oczodołowo-usznej. Niestety obecnie zastępuje się takie ustawienie rekonstrukcją. Jeżeli tylko aparat ma taką możliwość – należy z niej korzystać. Również podczas skanowania kręgosłupa.

#### II.7.8.2.10. Kąt emisji wiązki

Niektóre nowoczesne tomografy nie mają już możliwości pochylania płaszczyzny skanu. Ochrona gałek ocznych, gruczołów piersiowych, gonad i innych, usytuowanych powierzchniowo silniej promieniowrażliwych tkanek i narządów może być realizowana poprzez ustawienie niepełnej rotacji wiązki promieniowania. Lampa wraz z tablicą detektorów wirują wokół pacjenta, ale emisja promieniowania następuje jedynie w pewnym zakresie kątowym.

Daje to możliwość nawet trzykrotnego zmniejszenia dawki na gałki oczne i co najmniej dwukrotnego na gruczoły piersiowe.

### II.7.8.3. Wyposażenie dodatkowe aparatu rtg

#### II.7.8.3.1. Automatyka ekspozycji (AEC)

Wprowadzone w II połowie ubiegłego wieku układy automatycznej kontroli ekspozycji ułatwiły utrzymanie zaczernienia wykonywanych zdjęć rentgenowskich na właściwym poziomie. W znacznym stopniu zmniejszyło to również ilość zdjęć prześwietlonych, a zatem zapobiegało przekroczeniom dawki promieniowania. Równolegle wprowadzono systemy automatycznej kontroli jasności / mocy dawki (ABC / ADRC) w prześwietleniach, czyli fluoroskopii. Jak każde działanie automatyczne i tu konieczne jest pełne zrozumienie możliwości i ograniczeń takich układów. Najprostsze układy automatyki działają jak zwykły światłomierz – gdy do czujnika dotrze ustawiona wartość dawki promieniowania – wyłączana jest ekspozycja. Układy o wyso-

kim stopniu automatycznej kontroli parametrów ekspozycji, stosowana np. w mammografii, sterują nie tylko czasem, ale i wartością wysokiego napięcia, i filtracją, by precyzyjnie dopasować skład energetyczny wiązki do rodzaju układu tkankowego piersi i dzięki temu zoptymalizować dawkę promieniowania przy jednoczesnym utrzymaniu wystarczającej jakości obrazu. Tak dzieje się w mammografii. W ogólnej radiografii można pracować z wykorzystaniem systemu AEC, pod warunkiem takiego ustawienia dopuszczalnych granic zmian parametrów, by nie tracić informacji klinicznych z obrazu. Tu zasada ALARA obowiązuje również. Zatem poszczególne programy anatomiczne powinny zostać zaprogramowane tak, by automatycznie dobierane parametry zapewniły uwidocznienie z należytą dokładnością wszystkich wymaganych w danym badaniu tkanek i narządów.

Układ AEC w radiografii składa się najczęściej z 3 komór dozymetrycznych: dwóch bocznych i środkowej. Komorę należy wybrać tak, by nad nią znajdował obszar ciała najbardziej reprezentatywny dla wykonywanego badania. Potrzeba do tego trochę wyobraźni przestrzennej i dobrej znajomości anatomii pacjenta. Detektory pomiarowe automatyki zliczają zarówno kwanty biegnące bezpośrednio od źródła promieniowania do rejestratora obrazu, jak i nieużyteczne, a dla jakości obrazu szkodliwe, promieniowanie rozproszone. Ilość promieniowania rozproszonego zależy bezpośrednio od objętości bloku naświetlanych tkanek. Zatem duże pola u otyłych pacjentów będą generowały go więcej, niż małe pola u osób szczupłych. Tę zależność trzeba uwzględnić podczas wykorzystywania automatycznej kontroli ekspozycji. Służy temu wybór sylwetki. Najczęściej są trzy możliwości: szczupła, średnia i gruba. Wybór tej trzeciej informuje system, że należy spodziewać się dużej ilości promieniowania rozproszonego, dlatego zmniejszana jest czułość komór dozymetrycznych, dzięki czemu część dawki jest ignorowana – zdjęcie jest lepiej „doświetlone”. Ale jeśli temu samemu pacjentowi będziemy chcieli zrobić zdjęcie uda, to należy wybrać sylwetkę szczupłą, bo pole wiązki będzie małe, a grubość tkanek niewielka. Zdjęcie klatki piersiowej wymaga wyboru prawej bocznej komory. Jest to obszar, który będzie powtarzalny u większości pacjentów. Można wybrać dwie komory, jeśli serwis ustawi na obu tą samą czułość, a ekspozycję wyłączy ta komora, do której najpierw dotrze zaprogramowana dawka.

Podczas wykonywania zdjęć małych dzieci nie należy w ogóle stosować AEC. Bo może się zdarzyć, że część komory będzie przysłonięta kolimacją (małe pola i szczególnie ważne ograniczenie wiązki w pediatrii) i zdjęcie będzie prześwietlone, bo do detektora dotrze mało promieniowania. Może też zajść sytuacja odwrotna: część komory będzie nieobjęta zarysem ciała dziecka, dotrze do niej szybko duża dawka (promienie nieprzefiltrowane przez tkanę) i zbyt szybko wyłączona zostanie ekspozycja.

Należy pamiętać jednak i o tym, że stosując AEC w radiografii tracimy kontrolę nad czasem ekspozycji.

W aparatach do fluoroskopii najczęściej są dwa tryby pracy: utrzymanie wysokiej jakości obrazu (kosztem podniesienia mocy dawki) i minimalizacja dawki (kosztem obniżenia jakości obrazu).

W urządzeniach do angiografii może być więcej możliwości ustawiania systemu ABC. Wymagana jakość obrazu powinna być oceniona i wybrana przed rozpoczęciem procedury zabiegowej lub diagnostycznej. Należy również pamiętać o tym, że przy włączonym systemie automatycznego ustawiania mocy dawki każde wprowadzenie w tor wiązki narzędzia, elementu protezy, czy nawet ręki operatora będzie skutkowało natychmiastowym wzrostem ilości promieniowania.

W tomografii komputerowej automatyczna regulacja parametrów ekspozycji możliwa jest zarówno w osi długiej pacjenta, jak i w płaszczyźnie skanu. Polega ona na takiej modulacji wartości prądu, by utrzymać wartość szumu na stałym poziomie. W obszarach (np. pas barkowy) lub kierunkach (projekcja boczno – boczna), w których jest większe pochłanianie promieniowania przez ciało pacjenta z lampy emitowana jest większa dawka promieniowania.

#### II.7.8.3.2. Programy anatomiczne

Korzystanie z systemów automatycznej kontroli parametrów ekspozycji wymaga takiego ustawienia warunków granicznych, by uzyskany przy pomocy AEC obraz zawierał wymaganą ilość informacji klinicznych. Do ustawienia warunków brzegowych służą właśnie programy anatomiczne.

Przykłady:

*Zdjęcie klatki piersiowej:* wymagany krótki czas ekspozycji; należy ustawić użycie dużego ogniska i najwyższej możliwej wartości prądu, wtedy uzyska się najkrótszy możliwy czas.

*Zdjęcie zatok:* wymagane użycie małego ogniska, co należy ustawić w programie anatomicznym.

Przy właściwie zaprogramowanych warunkach brzegowych i newralgicznych parametrach stosowanie systemu AEC będzie gwarantowało optymalizację dawki przy prawidłowym obrazie.

W aparatach do fluoroskopii najczęściej są dwa tryby pracy: utrzymanie wysokiej jakości obrazu (kosztem podniesienia mocy dawki) i minimalizacja dawki (kosztem obniżenia jakości obrazu).

W urządzeniach do angiografii może być więcej możliwości ustawiania systemu ABC.

#### II.7.8.3.3. Kratka przeciwrozproszeniowa

Kratka przeciwrozproszeniowa, eliminując część promieniowania pochodzącego z efektu Comptona, poprawia stosunek sygnału do szumu w uzyskiwanych obrazach. Jej działanie jest tym bardziej efektywne, im więcej jest promieniowania rozproszonego (im większa jest objętość bloku naświetlanych tkanek). Jedną samą pochłania również sporą część promieniowania użytecznego, zatem jej stosowanie wymaga większej (czasem nawet trzykrotnie) dawki promieniowania. O ile

filtracja jest w torze wiązki przed pacjentem i zwiększenie ilości kwantów z uwagi na jej stosowanie w żadnym wypadku nie zwiększa dawki dla pacjenta, o tyle kratka, umieszczona między badanym a rejestratorem obrazu zwiększa narażenie pacjenta.

Mała grubość tkanki i małe pola wiązki (z takimi warunkami mamy często do czynienia w pediatrii) dają mało promieniowania rozproszonego, a zatem kratka w bardzo niewielkim stopniu obraz poprawi. Powinna ona być zatem usuwana z toru wiązki.

#### II.7.8.3.4. Automatyczna kolimacja

Niektóre aparaty rentgenowskie wyposażone są w układ rozpoznawania formatu kasety i automatycznego ustawiania kolimacji do jej rozmiaru. Nie zwalnia to jednak technika z obowiązku dopasowania wielkości pola wiązki do obszaru istotnego klinicznie.

#### II.7.8.3.5. Skopia impulsowa

Podstawowa zasada pracy z aparatami do przeswietleń – minimalizacja czasu skopii. Temu ma służyć tryb przeswietlenia impulsowego. Częstotliwość pulsacyjnej skopii powinna być jak najmniejsza, dostosowana do szybkości obrazowanych procesów. Należy mieć jednak świadomość, że zbyt duża częstość impulsów może dać w efekcie dawkę wyższą, niż skopia ciągła.

#### II.7.8.4. Artefakty obrazowe [1-6]

##### II.7.8.4.1. Rentgenodiagnostyka klasyczna - technika analogowa

##### Artefakty akwizycji obrazu:

1. Podwójna ekspozycja - wykonanie dwóch różnych ekspozycji tak, że obrazy badanych struktur nakładają się na siebie.
2. Ciało obce - dodatkowe cienie o różnym kształcie i wysyceniu kontrastowym związanym z rodzajem materiału, który znajdował się na ciele pacjenta np. biżuteria lub związany z zanieczyszczeniem np. fragmenty złuszczonego opatrunku gipsowego, zaschnięty środek kontrastujący na blacie stołu.
3. Artefakt ruchowy - nieostrość (rozmycie badanych struktur) związana z ruchem pacjenta lub narządów podczas ekspozycji lub brakiem stabilności np. lampy rentgenowskiej, detektora obrazu.
4. Paralaksa - przesunięcie obrazu względem badanego obiektu. Powstaje przy skośnym padaniu wiązki pierwotnej promieniowania w stosunku do obiektu badanego i błony rtg z dwustronną emulsją.
5. Nieostrości związane ze stosowaniem folii wzmacniających:
  - A. Niewłaściwe przyleganie - błony rtg do folii wzmacniających w kasecie rtg.
  - B. *Cross effect* - przechodzenie światła przez podłoże błony rentgenowskiej i naświetlenie warstwy emulsji położonej po stronie przeciwnej.

C. Efekt refleksyjny - odbicie światła emitowanego przez luminofor od cienkiej warstwy odblaskowej pomiędzy podłożem a warstwą czynną folii.

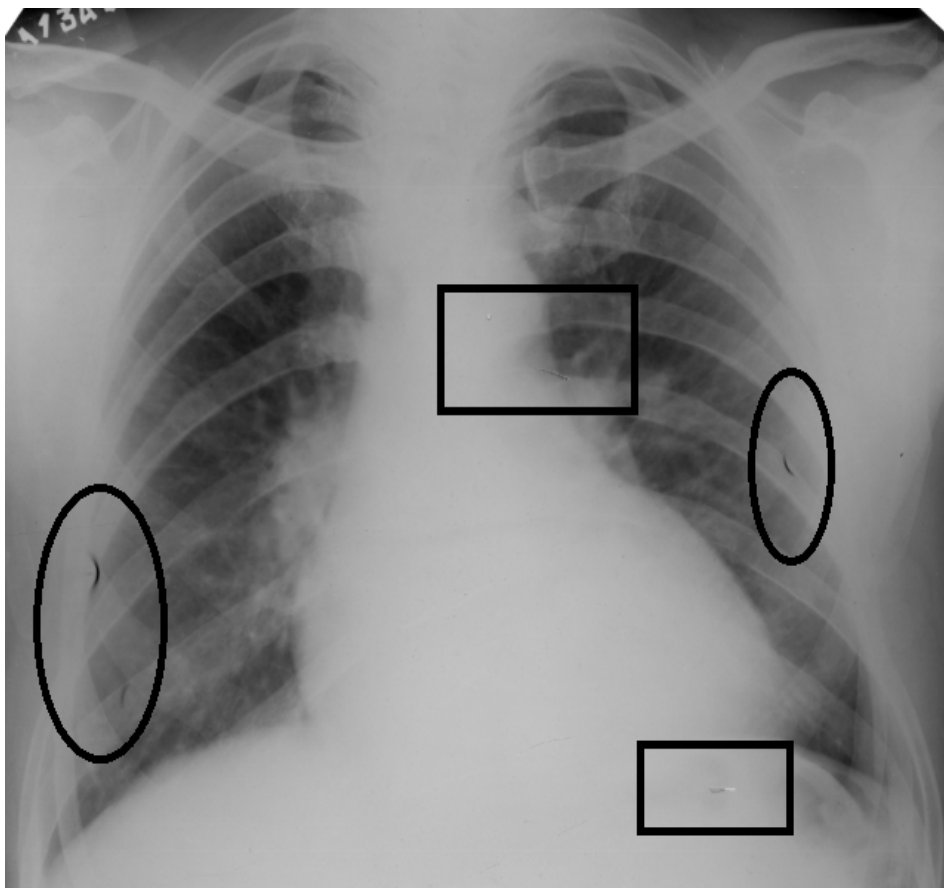
Artefakty przetwarzania obrazu:

1. Błędy popełniane w ciemni

A. Zaświetlenie filmu – powierzchni przejaśnienia o różnej wielkości związane z działaniem światła białego na emulsję błony rentgenowskiej. Najczęściej powstają przy włączeniu oświetlenia w pomieszczeniu ciemni, gdzie wykorzystywany jest proces półautomatyczny obróbki chemicznej. Niewielkie brzeżne przejaśnienia obserwowane na filmach jednego rozmiaru mogą być związane z uszkodzeniem (brak światłoszczelności) danej kasety rentgenowskiej.

B. Artefakt półksiężycowaty – łuk o różnej wielkości o charakterze przejaśnienia. Związany z nieprzestrzeganiem zasad pracy w ciemni - zagięcie radiogramu na palcu/paznokciu (**Rysunek II.7.12.**).

**Rysunek II.7.12. Artefakt półksiężycowaty ( w elipsach). Dodatkowo widoczne cienie związane z porysowaniem filmu (w prostokątach).** [Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].



- C. Linie papilarne – ślady daktyloskopowe na radiogramie. Związane z nieprzestrzeganiem zasad pracy w ciemni, przykładowo: dotykanie środkowej powierzchni błony rentgenowskiej, natłuszczone np. kremem podczas pracy dłonie.
- D. Wyładowania elektrostatyczne - w postaci fraktali o charakterze przejaśnienia, przypominające pioruny lub korzenie roślin. Związane z niespełnieniem warunków producenta przechowywania błon rentgenowskich, niewłaściwym posługiwaniem się błoną podczas pracy w ciemni np. pocieranie o siebie dwóch błon, a także wykonywaniem pracy w ubraniu z włókien o silnym gromadzeniu ładunku np. poliester.
- E. Ciało obce w kasecie - dodatkowe cienie o różnym kształcie i wysyceniu kontrastowym związanym z rodzajem materiału, który przypadkowo został wprowadzony do kasety rentgenowskiej np. włos, kurz, odprysk lakieru do paznokci.

## 2. Błędy obróbki chemicznej:

- A. Linie Pi ( $\pi$ ) - ciemne, równoległe linie do przedniej krawędzi błony (ta krawędź, która jako pierwsza wprowadzana jest do wywoływarki tzw. czoło). Występują w odległościach równych obwodowi wałka. Powstają na skutek przenoszenia na powierzchnię błony drobnych osadów znajdujących się na całej szerokości wałka.
- B. Smugi - ogon komety - rozmazane plamy, których "ogony" odpowiadają kierunkowi przesuwu błony rentgenowskiej w wywoływarce. Powstają na skutek przenoszenia na powierzchnię błony drobnych osadów znajdujących się miejscowo na wałku.
- C. Brunatnienie filmu – niewłaściwie przeprowadzony proces utrwalania i/lub płukania radiogramu. Wraz z upływającym czasem kontrastowość radiogramu ulega zmniejszeniu - dominują odcienie brązu zamiast szarości.
- D. Sklejenie radiogramów - związane z nieprawidłowo przeprowadzonym suszeniem. Oddzielenie sklejonych radiogramów skutkuje uszkodzeniem mechanicznym wykonanych zdjęć.

### II.7.8.4.2. Technika cyfrowa pośrednia

#### Artefakty akwizycji obrazu:

1. Artefakt bliźniaczy - dwie te same ekspozycje na tej samej płycie pamięciowej lub podwójna ekspozycja.
2. Ekspozycja przez tylną stronę kasety – różne wzory cieni odpowiadające budowie kasety (**Rysunek II.7.13.**).

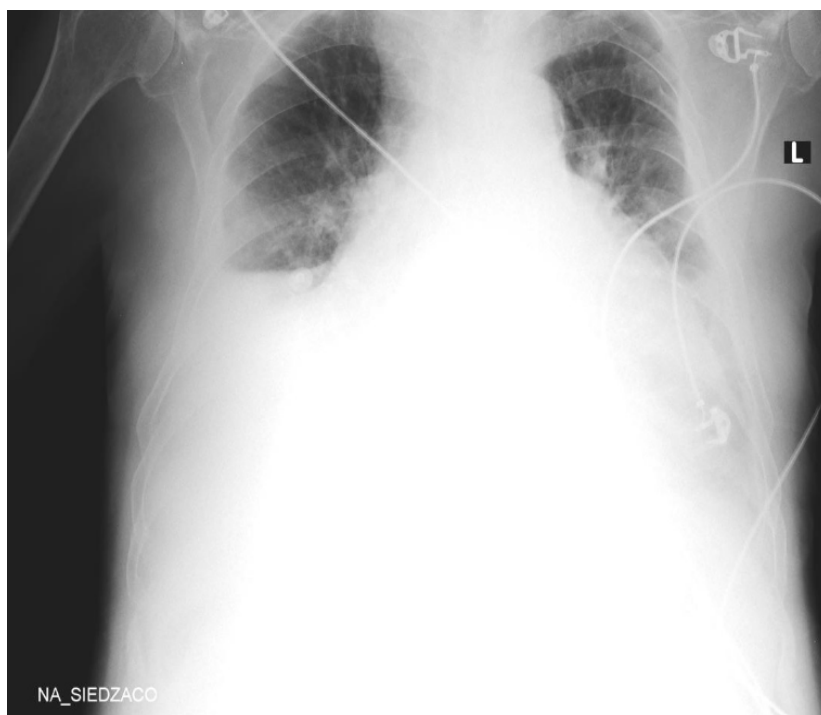


**Rysunek II.7.13.** Pantomogram wykonany przez tylną stronę kasyty z płytą pamięciową. Na zdjęciu rtg widoczne cienie mechanizmu otwierania-zamykania kasyty (w elipsie) oraz „okienko” z kodem paskowym kasyty (w prostokącie). [Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].



3. Ciało obce - podobnie jak w technice analogowej.
4. Efekt światła żarówki – wrażenie „przeeksponowania” dolnych i zewnętrznych części obrazu w stosunku do pozostałej części radiogramu. Efekt związany jest z działaniem promieniowania rozproszonego, najczęściej występuje u osób otyłych, przy dużych polach wiązki pierwotnej i podczas zdjęć wykonywanych przy łożku pacjenta (**Rysunek II.7.14.**).
5. Prze-/ niedo- ekspozycja: za duże (obraz ciemny) lub za małe (obraz jasny) warunki ekspozycji. Związany z niewłaściwym doбором m. in.: napięcia anodowego [kV], obciążenia czasowo-prądowego [mAs], komory automatyki ekspozycji, odległości lampa rtg- detektor obrazu.
6. Efekt zastosowania kratki przeciwrozproszeniowej – przy nieodpowiednim dobraniu gęstości i ogniskowej kratki do rodzaju wykonywanego zdjęcia, na radiogramie widoczny aliasing i moiré (mory). Aliasing związany jest z niewystarczającym próbkowaniem sygnałów wysokiej częstotliwości, które są interpretowane w sygnale wyjściowym jako sygnały o niskiej częstotliwości. Pojęciem mory określa się zjawisko nakładania na siebie dwóch układów zniekształconych linii. Oba zjawiska mają charakter nieistniejących w rzeczywistości pasków i prążków, które nie pozwalają na interpretację szczegółów. Przy stosowaniu kratki nieruchomej widoczne są na obrazie linie kratki.

**Rysunek II.7.14. Efekt światła żarówki widoczny na radiogramie klatki piersiowej w projekcji przednio-tylnej (zdjęcie rtg przy łóżku pacjenta). [Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].**



Artefakty przetwarzania obrazu:

1. Opóźnione skanowanie – zbędna zwłoka pomiędzy ekspozycją a skanowaniem obrazu rentgenowskiego. Obraz mało kontrastowy (blaknięcie).
2. Artefakty czytnika - linie zacielenia w przypadku "pominięcia" obszaru skanowania obrazu.
3. Duch - pozostanie szczątkowego obrazu na płycie pamięciowej wcześniej wykonanej ekspozycji.

II.7.8.4.3. Technika cyfrowa bezpośrednia

Artefakty akwizycji obrazu:

1. Ciało obce - podobnie jak w technice analogowej.
2. Artefakt ruchowy - podobnie jak w technice analogowej.
3. Prze-/ niedo- podobnie jak w technice pośredniej. Dodatkowo - nieprawidłowa kalibracja detektora obrazu lub wybór niewłaściwego programu narządowego (przypisana wartość wzmocnienia kontrastowego).
4. Efekt zastosowania kratki przeciwrozproszeniowej – podobnie jak w technice pośredniej.
5. Szum obrazu – wrażenie „śnieżenia obrazu”, rozmyte krawędzie struktur badanych związane z za małą dawką promieniowania rentgenowskiego docierająca do detektora obrazu. Najczę-

ściej z powodu nieprawidłowego wyboru komory automatyki ekspozycji lub nieprawidłowego pozycjonowaniem pacjenta w stosunku do wybranej komory (**Rysunek II.7.15.**).

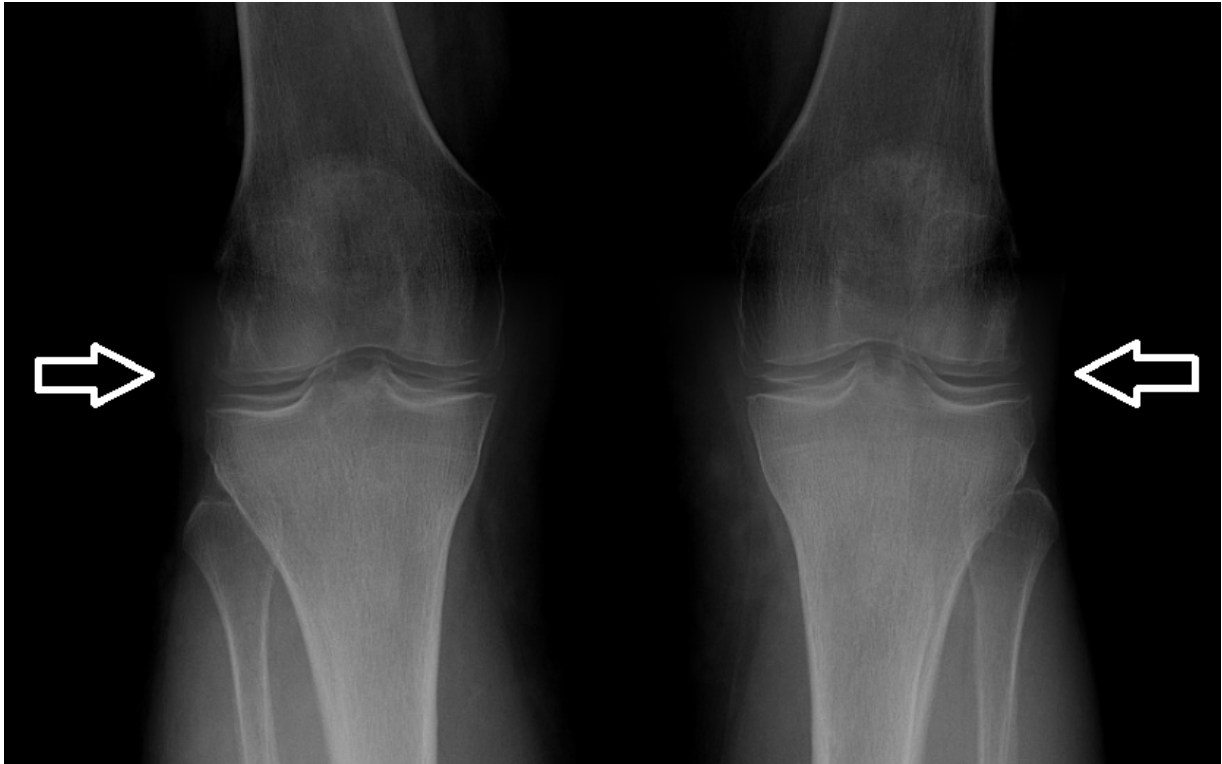
**Rysunek II.7.15.** Wysoki szum obrazu widoczny na radiogramie w projekcji bocznej kręgosłupa w odcinku lędźwiowo-krzyżowym. Nieprawidłowe pozycjonowanie względem środkowej komory AEC. [Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].



Artefakty przetwarzania obrazu:

1. Przesunięcia krawędzi – wrażenie przerwania krawędzi struktur kostnych lub ich zwielokrotnienie. Związane z nieprawidłowym łączeniem obrazów np. podczas wykonywania zdjęć sylwetkowych kilkoma ekspozycjami (**Rysunek II.7.16.**).

**Rysunek II.7.16. Zwielokrotnienie krawędzi końca dalszego kości udowej i końca bliższego kości piszczelowej, jako błąd nieprawidłowego łączenia radiogramów przy ocenie osi mechanicznej kończyn dolnych. [Zdjęcie ze zbiorów Zakładu Radiologii Uniwersyteckiego Szpitala Klinicznego w Białymstoku].**



2. "Martwe" piksele: barak obrazu w miejscu pojedynczego piksela lub kilku pikseli (linii).

#### II.7.8.4.4. Artefakty w tomografii komputerowej

1. Pierścieniowy - liczne, ciemne, koncentryczne cienie o wyglądzie rozchodzącej się fali po wrzuceniu małego przedmiotu do wody. Związany jest z uszkodzeniem kryształu scyntyлятора lub nieprawidłowo skalibrowanym detektorem. Konieczne jest przeprowadzenie kalibracji tomografu.
2. Utwardzanie wiązki – wraz ze wzrostem grubości skanowanego obszaru ciała fotony o niskiej energii widma promieniowania rentgenowskiego są absorbowane bardziej niż o dużej energii. Klasycznym przykładem jest artefakt związany ze skanowaniem przy przywiedzionych do tułowia kończynach górnych oraz artefakt występujący za żebrami, który może naśladować zmiany wewnątrzwartrobowe. Wykluczenie związane jest ze stosowaniem algorytmów redukujących zjawisko utwardzania wiązki, proponowanych przez producenta danego tomografu lub łączenie kilku cienkich warstw w grubszą.

3. Artefakt związany z metalem - wynika z faktu utwardzania i rozpraszania wiązki promieniowania rentgenowskiego. Na obrazie widoczne są wokół implantu promieniste jasne i ciemne linie (**Rysunek II.7.17.**). W przypadku małych obiektów i/lub wykonanych z materiałów słabo pochłaniających promieniowanie rentgenowskie efekt jest mniejszy. Natomiast duże implanty leżące blisko siebie w obszarze skanowania obniżają gęstość struktur sąsiednich, a tym samym ich ocenę. Redukcja jest możliwa przy zastosowaniu oprogramowania rozszerzającego zakres mierzonych współczynników osłabienia promieniowania lub programu do tłumienia artefaktów pochodzących od metalu.

(**Rysunek II.7.16.**). Artefakty promieniste od implantów stomatologicznych. [Dzięki uprzejmości prof. E. Tarasów].



4. Efekt uśredniania objętości - występuje, gdy wiele rodzajów tkanek jest objętych jednym wokselem. Uwarunkowany jest różną absorpcją promieniowania zależną od grubości, gęstości i składu chemicznego tkanek. Kolimacja warstwy oraz przekroje skośne do granicy tkanek również przyczyniają się do opisywanego efektu. Celem wykluczenia należy zastosować mniejszą grubość warstw oraz małą kolimację do oceny małych narządów np. nadnerczy i struktur przebiegających równoległe do płaszczyzny przekroju.

5. Nieprawidłowości związane z ruchem oddechowym – struktury poruszające się podczas oddechu mogą zostać pominięte wskutek różnicy głębokości wdech-wydech pomiędzy skanami. Ryzyko wystąpienia jest tym większe, im węższa jest kolimacja i mniejsza struktura badana.
6. Nieprawidłowości związane z środkiem kontrastującym – wokół struktur anatomicznych wypełnionych środkiem np. zakontrastowanego pęcherza moczowego widoczne są obszary o niskiej densyjności. Zalegający siarczan baru w przewodzie pokarmowym może być przyczyną artefaktów promienistych. Przyczyną artefaktów promienistych może być też zbyt duża objętość podanego środka kontrastującego. Brak synchronizacji pomiędzy momentem rozpoczęcia skanowania a napływem zakontrastowanej krwi może być przyczyną różnic wzmocnienia kontrastowego pomiędzy poszczególnymi odcinkami naczyń krwionośnych np. tętnic płucnych co może imitować skrzeplinę w świetle naczynia.
7. Wysoki poziom szumu obrazu - tworzą go zmieniające się losowo mierzone współczynniki osłabienia i związany jest z niedostateczną dawką promieniowania podczas skanowania. Redukcja związana jest z zwiększeniem grubości przekroju i użyciem algorytmu rekonstrukcji o mniejszej rozdzielczości przestrzennej. Szum obrazu przy rekonstrukcjach przestrzennych może być przyczyną efektu *latających pikseli*, co jest konsekwencją nieregularnych zarysów badanych struktur.
8. Zazębienia – powstają w rekonstrukcjach w płaszczyznach prostopadłych do poprzecznej podczas akwizycji „przekrój za przekrojem” oraz stosowania skanów o dużej grubości w tomografii sekwencyjnej. W technice spiralnej i wielorzędowej efekt może wystąpić dla powierzchni skośnych i obiektów znajdujących się poza centrum okola.

### II.7.9. Optymalizacja

#### II.7.9.1. Zarządzanie jakością w radiologii

System zarządzania jakością w radiologii powinien dotyczyć wszystkich etapów realizacji procedury radiologicznej i obejmować nadzór nad co najmniej czterema obszarami.

##### II.7.9.1.1. Nadzór nad dokumentacją

Powinien obejmować co najmniej:

- zapewnienie poufności danych
- określenie i stosowanie ustalonego sposobu zapisu i oznaczenia informacji związanych z realizacją procedury, w szczególności danych administracyjnych pacjenta, jego pozycji i lateralizacji, danych wykorzystywanych urządzeń i zastosowanych fizycznych parametrów ekspozycji i dawek, identyfikatorów osób realizujących procedurę
- sposób i zakres archiwizacji medycznej

- zakres uprawnień związanych z wykonywaniem opisu wyniku procedury oraz wydawania wyniku procedury.

#### II.7.9.1.2. Nadzór nad pacjentem

Powinien obejmować co najmniej:

- sposób wykonywania procedury
- tok postępowania przy realizacji procedury, uwzględniający zasady ochrony radiologicznej pacjenta
- szczegółowe zakresy odpowiedzialności wszystkich osób uczestniczących w realizacji procedury medycznej
- sposób postępowania i zakresy obowiązków w sytuacji zagrożenia życia pacjenta
- szczegółowe prawa i obowiązki pacjenta związane z realizacją procedur medycznych na terenie jednostki oraz sposób informowania o nich pacjenta.

#### II.7.9.1.3. Nadzór nad wyposażeniem

Powinien obejmować co najmniej:

- prowadzenie kart eksploatacyjnych, w których należy zapisywać wszelkie nieprawidłowości stwierdzone podczas eksploatacji urządzenia oraz wszelkie ingerencje dotyczące napraw i regulacji
- okresowe wykonywanie testów eksploatacyjnych
- zakresy szkoleń i uprawnień do obsługi poszczególnych urządzeń medycznych i kontrolno-pomiarowych.

#### II.7.9.1.4. Nadzór nad wynikami niezgodnymi z założonymi kryteriami

Powinien obejmować co najmniej:

- metodę rejestracji wyników niezgodnych, sposób ich opisywania i przedstawiania do analizy,
- ściśle opisane kryteria uznawania wyniku za niezgodny z oczekiwaniami,
- formularze i tok postępowania przy prowadzeniu analizy wyników niezgodnych, ze szczególnym uwzględnieniem wykonanych czynności korygujących i zapobiegawczych oraz ich skuteczności.

### II.7.9.2. Zapewnienie jakości w radioterapii

Stworzono szereg reguł mających na celu zminimalizowanie wystąpienia powikłań po radioterapii. Opierają się one m.in. o:

- opracowanie planu leczenia na konsylium wielospecjalistycznym
- analiza danych klinicznych chorego, wskazań do radioterapii i planu radioterapii ma miejsce na konsylium radioterapeutycznym (zespół lekarzy)
- prawidłowe zdefiniowanie objętości napromienianej i struktur prawidłowych
- zdefiniowanie skutecznych dawek promieniowania, nie przekraczających dawek tolerancji narządów krytycznych
- frakcjonowanie dawki radioterapii i wykorzystania techniki wielopolowej
- wykorzystanie wysokospecjalistycznych technik radioterapii (3DRT, IMRT, terapia łukowa) pozwalających na podanie wysokiej dawki na objętość zaplanowaną do radioterapii, przy jednoczesnej osłonie tkanek zdrowych (np. ślinianek przyusznych, rdzenia kręgowego, pnia mózgu, serca)
- optymalne i odtwarzalne unieruchomienie chorego podczas całego procesu radioterapii
- dozymetria *In vivo* i/lub weryfikacji wysokospecjalistycznych planów radioterapii jeszcze przed jej rozpoczęciem
- kilkukrotne weryfikowanie każdego etapu planowania radioterapii przez klika, niezależnych od siebie osób
- weryfikacja ułożenia chorego w trakcie radioterapii (EPID, CBCT)
- sprawdzanie codzienne i okresowe prawidłowości działania aparatów do radioterapii

### II.7.10. Bibliografia

1. Adejoh T., Onwuzu S. W. I., Nkubli F. B. i wsp.: Film-screen radiographic artefacts: a paradigm shift in classification. *OJMI*, 2014; 4: 108-111.
2. Shetty C., Barthur A., Kambadakone A., Narayanan N., Kv R.: Computed radiography image artifacts revisited. *AJR*. 2011; 196(1): W37-W47. DOI:10.2214/AJR.10.5563
3. Willis C.E., Thompson S.K., Shepard S.J.: Artifacts and misadventures in digital radiography. *Applied Radiology*. 2004: 11-20.
4. Barrett J. F., Keat N.: Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics*, 2004; 24: 1679 –1691.
5. Prokop M., Galański M. (red.): *Spiralna i wielorzędowa tomografia komputerowa człowieka*. Medipage, Warszawa 2007.



6. Różyło-Kalinowska I., Jurkiewicz-Mazurek M., Lenard R. i wsp.: Wpływ wypełnień stomatologicznych na jakość obrazu w tomografii komputerowej. *Czas. Stomat.*, 2006: LIX (1): 62-68.
7. Roszkowski K., Foksiński M.: Wpływ promieniowania jonizującego na DNA komórki. *Współczesna Onkologia*, 2005; 9(7): 284-286.

## II.8. Fala elektromagnetyczna – promieniowanie gamma

### II.8.1. Kliniczny zakres stosowania

#### Diagnostyka:

- scyntygrafia
- tomografia emisyjna pojedynczego fotonu (SPECT: Single Photon Emission Computed Tomography)
- tomografia emisyjna pozytonowa (PET: Positron Emission Tomography)

#### Leczenie:

- teleterapia ze źródeł izotopowych (paliatywna)
- brachyterapia
- terapia izotopowa radiofarmaceutykami

### II.8.2. Podstawy fizyczne i techniczne

Nośnik: fala elektromagnetyczna w zakresie promieniowania gamma **Rysunek II.8.1.**

#### Diagnostyka:

Źródło: izotop promieniotwórczy w ciele pacjenta

Modulator: ciało pacjenta

Odbiornik sygnału: kryształ scyntylicyjny

Podstawa obrazu: scyntyłacje

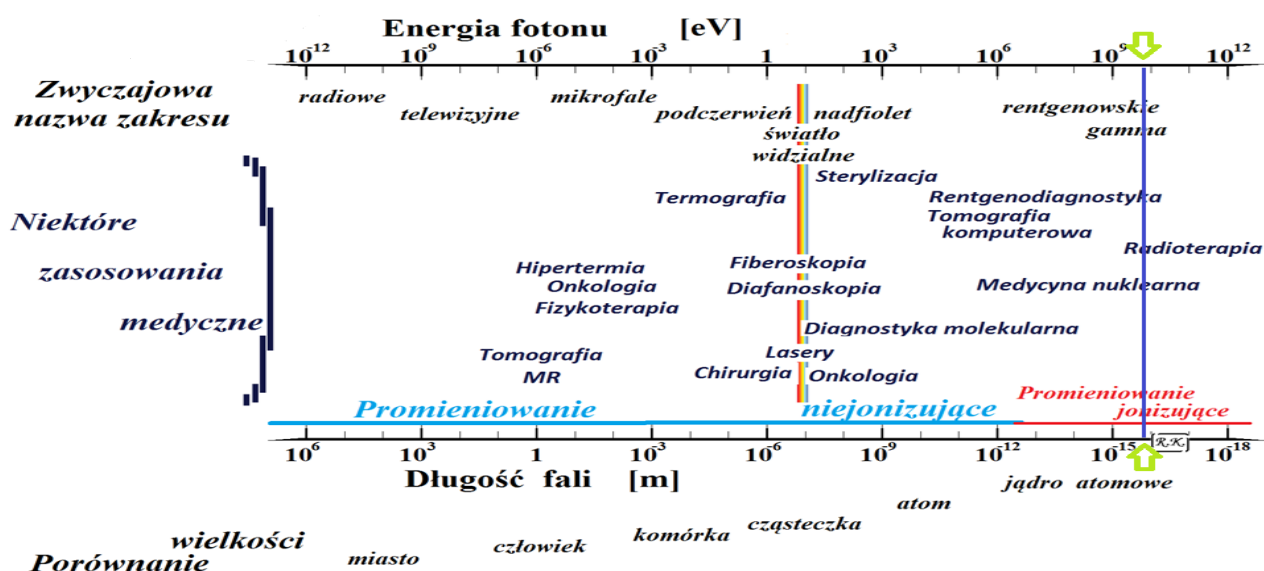
#### Leczenie:

Źródło: izotop promieniotwórczy

Modulator: procesy metaboliczne;

Wykorzystywany efekt: promieniowrażliwość tkanek i narządów

**Rysunek nr II.8.1. Fale elektromagnetyczne – zakres promieniowania gamma.**



### II.8.3. Technika

#### Diagnostyka

Obrazowanie wykorzystuje zasadę scyntytacji, czyli emisji fotonów światła widzialnego wywoływanej w kryształach kwantem promieniowania gamma. Diagnostyka w medycynie nuklearnej dzieli się ogólnie na:

- in vitro – związek chemiczny, zawierający izotop promieniotwórczy, mający powinowactwo do określonych elementów ustroju podaje się pacjentowi lub znakuje się nim pobrane od pacjenta próbki, a następnie bada się aktywność próbek, poza ustrojem pacjenta.

- in vivo – radiofarmaceutyk, mający powinowactwo do określonej tkanki lub procesu podaje się pacjentowi, a następnie określa się jego rozkład lub przemieszczanie w ustroju; badania te mogą się wiązać z uzyskiwaniem i analizą obrazu lub z uzyskiwaniem i analizą czasowych przebiegów określonych procesów.

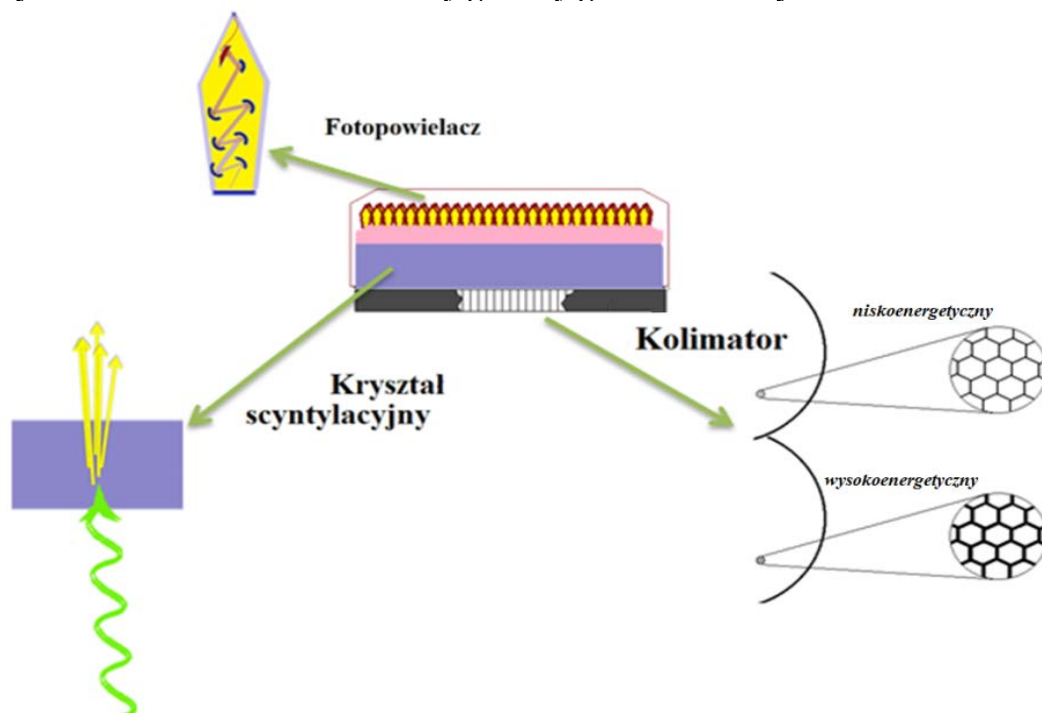
Podstawowy układ detekcji kwantów promieniowania gamma, emitowanego przez jądra izotopu, lub incydentu anihilacji elektronu i pozytonu składa się z elementu kierującego kwant (kolimator) do kryształu scyntyłacyjnego, w którym następuje rozbłysk światła. Fotony światła widzialnego trafiają następnie poprzez światłowód do urządzenia wzmacniającego sygnał (fotopowielacza) i generującego impuls elektryczny rejestrowany przez system zliczania i rekonstrukcji obrazu.

Uzyskiwane obecnie w gamma kamerach obrazy to tzw. tomografia emisyjna (badany pacjent jest źródłem emisji nośników informacji) w odróżnieniu od rentgenowskiej – transmisyjnej (nośnik informacji jest transmitowany od źródła przez badanego pacjenta do rejestratora obrazu). Obecnie praktycznie stosuje się dwie metody otrzymywania i rekonstrukcji obrazów scyntygraficznych:

- SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography, czyli komputerowa tomografia emisyjna pojedynczego fotonu
- PET – Positron Emission Tomography, czyli tomografia emisyjna pozytonowa.

W obu wypadkach do akwizycji obrazu używana jest kamera gamma, której schemat budowy przedstawia **Rysunek II.8.1**. Podstawowa różnica polega na tym, że kamera SPECT ma najczęściej dwie lub trzy głowice poruszające się w trakcie badania wokół pacjenta, natomiast kamera PET ma detektory kwantów na stałe rozmieszczone wokół pacjenta. Sama budowa detektora nie różni się między oboma metodami. Składa się on z układu prowadzącego kwanty (kolimatora), elementu scyntyłacyjnego dającego rozbłysk w reakcji na przejście kwantu gamma i elementu wzmacniającego sygnał (fotopowielacza). Układ detekcyjny PET musi być jednak dużo dokładniejszy w dwóch aspektach: kierunku ruchu kwantów i czasu scyntytacji.

Rysunek II.8.1. Schemat budowy głowicy gamma kamery SPECT.



Radiofarmaceutyki do badań SPECT są znakowane izotopem, najczęściej technetem  $^{99m}\text{Tc}$ , o czasie półrozpadu 6,01 godziny, który rozpadając się do molibdenu emituje kwanty gamma o energii 143 keV.

Radiofarmaceutyki do badań PET, głównie cukry znakowane fluorem ( $^{18}\text{F}$ ) o czasie półrozpadu 1,8 godziny, który podczas rozpadu emituje antyelektrony (pozytony). Pozytony te w reakcjach anihilacji emitują (zgodnie z zasadą zachowania pędu i energii) dwa przeciwbieżne kwanty o energii 511 keV każdy. Kwanty te, dokładnie współliniowe, rejestrowane są przez detektory rozmieszczone wokół pacjenta, a poprzez analizę czasu dotarcia do każdego z detektorów rekonstruowany jest obraz rozkładu izotopu w badanym obszarze.

Obecnie coraz rzadziej używa się samodzielnych kamer gamma. Najczęściej stosowane są urządzenia hybrydowe PET lub SPECT z rentgenowskim tomografem komputerowym lub tomografem MR. Ponieważ obrazy scyntygraficzne są przede wszystkim projekcją funkcji i nieprecyzyjnie oddają kształty topograficzne tkanek i narządów nanosi się je na obrazy TK lub MR, co znakomicie poprawia ich wartość diagnostyczną. Ponadto dane z tomografów, będące dobrym odwzorowaniem gęstości, wykorzystywane są do korekcji pochłaniania kwantów gamma podczas akwizycji scyntygraficznej.

II.8.4. Oddziaływanie z materią (opisane w **Rozdziale II.7.4.**)

II.8.5. Oddziaływanie z tkanką (opisane w **Rozdziale II.7.5.**)

II.8.6. Zagrożenia dla człowieka (opisane w **Rozdziale II.7.6.**)

Zagrożeniem związanym ze stosowaniem źródeł otwartych, jakimi są izotopy promieniotwórcze oraz znakowane przy ich pomocy substancje, jest skażenie (kontaminacja). Skażenia dzielimy na zewnętrzne i wewnętrzne (wchłonięcia).

Należy pamiętać, że w obszarze pracowni izotopowej, gdzie przygotowywane, rozdozowywane i podawane pacjentom są radiofarmaceutyki, powinny być ustalone i przestrzegane specjalne zasady postępowania. Źródłem skażenia mogą być pojemniki, strzykawki, jak i sam pacjent. Płyny ustrojowe, wydaliny oraz wydzieliny pacjenta muszą być traktowane jako otwarte źródła promieniowania i potencjalnym źródłem skażeń promieniotwórczych. Szczególnego znaczenia nabiera to w obszarze terapii izotopowej, gdzie stosowane są wysokie aktywności podawanych preparatów.

#### II.8.7. Zagrożenia dla wyposażenia (opisane w **Rozdziale II.7.7.**)

#### II.8.8. Wpływ na jakość obrazu

Błędy i artefakty obrazowania PET [1-3]

1. Czas rozpoczęcia obrazowania powinien być standaryzowany np. 1 godzina od podania  $^{18}\text{F}$ -FDP w diagnostyce kośćca w onkologii. Wychwył znacznika zależy od jego rodzaju i zaburzeń metabolicznych (patologie). W niektórych sytuacjach odroczenie czasu obrazowania umożliwia różnicowanie zmian łagodnych od złośliwych. Także poznanie chorób współistniejących (wywiad, analiza dokumentacji medycznej) wyklucza potencjalne błędy oceny guzków lub przerzutów np. w przypadku zatorowości.
2. Artefakt pieluchy - występuje u pacjentów po nefrostomii. W przekrojach strzałkowych widoczny liniowy cień na wysokości dolnej części miednicy sięgający od przedniej do tylnej części ciała badanego odpowiadający rurce nefrostomijnej wypełnionej moczem ze znacznikiem.
3. Szum na krawędziach pola obrazowania - czułość skanera PET wzdłuż osi Z nie jest jednorodna. Zaleca się "nakładanie" skanów, co przyczynia się do poprawy jakości obrazu jednak kosztem czasu wykonania badania.
4. Artefakty w obrazowaniu hybrydowym - wynikają z zastosowania tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego i są charakterystyczne dla tych metod.
5. Artefakt pęcherza moczowego w fuzji obrazów CT i PET - wynika ze zmian objętości pęcherza napełniającego się moczem pomiędzy obrazowaniem CT i PET. Celem redukcji należy minimalizować czas pomiędzy skanowaniem oraz wykonywać je zawsze w tym samym kierunku kranialno-kaudalnym (głowa-nogi). Natomiast przy diagnostyce całego ciała obrazowanie TK należy wykonać w kierunku głowa-nogi a obrazowanie PET - odwrotnie. Przyczynia się to do ograniczenia znacznika w pęcherzu moczowym.

6. Artefakt obcinania - w obrazowaniu PET-CT przy różnym dla obu metod FOV, co może być przyczyną niedoszacowania poziomu wychwytu znacznika. Celem redukcji należy stosować algorytmy korekcji oraz zwrócić uwagę na pozycjonowanie i zakres skanowania pacjentów otyłych.

#### II.8.9. Optymalizacja

System zarządzania jakością w medycynie nuklearnej dotyczy nie tylko samego procesu otrzymywania, projekcji i interpretacji obrazu, ale i samej jakości radiofarmaceutyków.

#### II.8.10. Bibliografia

1. Abouzied M.M., Crawford E.S., Abdel Nabi H.: 18F-FDG imaging: pitfalls and artifacts. JNMT, 2005; 33(3): 145-155.
2. Sureshababu W., Mawlawi O.: PET/CT imaging artifacts. JNMT, 2005; 33(3): 156-161.
3. Mawlawi O., Erasmus J.J., Pan T., Cody D., i wsp. Truncation artifact on PET/CT: impact on measurements of activity concentration and assessment of a correction algorithm. AJR, 2006; 186: 1458-1467.

### **III. Ochrona – zasady i przepisy**

#### **III.1. Ochrona przed czynnikami szkodliwymi – zasady ogólne**

Niewątpliwie najważniejszą metodą ochrony przed czynnikami szkodliwymi jest myślenie. Świadomość natury działania czynnika pozwala logicznie dobrać metodę ochrony. W większości wypadków sprowadza się to do trzech technicznych elementów: czasu, odległości i osłony. Czas i odległość to sprawy oczywiste – jak najkrótszy czas działania czynnika szkodliwego i jak największa odległość od jego źródła.

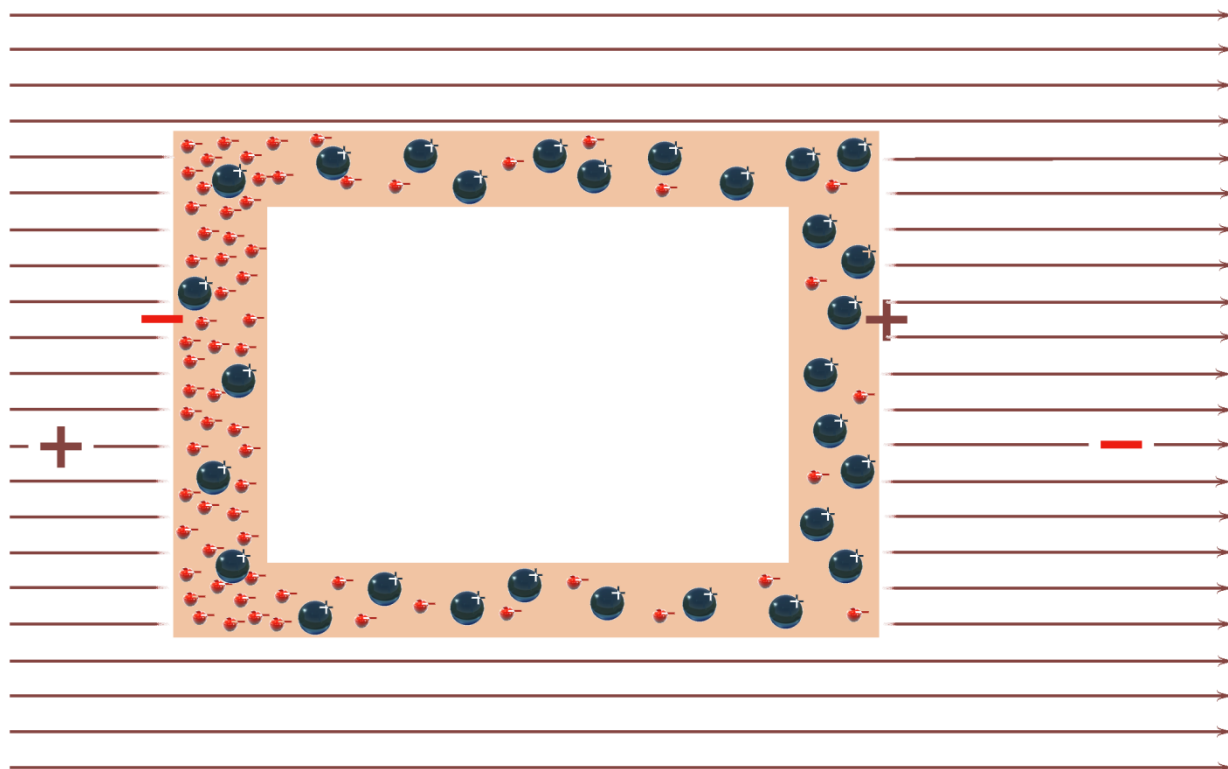
Problemem jest dobór właściwej, skutecznej osłony. Dla fal mechanicznych, najlepiej rozchodzących się w sprężystym, gęstym ośrodku całkowitą osłoną jest oczywiście próżnia. Nie zawsze jest ona dostępna, nie zawsze dostępna jest przestrzeń, w której można próżnię wytworzyć. Wtedy trzeba sięgnąć po materiały jak najmniej sprężyste, w których dźwięki „ugrzęzną”.

Osłona przed promieniowaniem elektromagnetycznym podlega pewnej ciekawej regule: odstęp między elementami osłony muszą być dużo mniejsze, niż długość fali. To oczywiście zasada bardzo przybliżona, ale, gdy przypatrzymy się dokładniej, całkiem dobrze potwierdza się w rzeczywistości. Zacznijmy od zakresu radiowego. Dawniej znanym problemem kierowców był kłopot ze słuchaniem „jedynki” w odbiornikach samochodowych. Program Pierwszy Polskiego Radia emitowany jest przy pomocy fal długich. Na wewnętrznej antenie nie było możliwości ich odbioru. Długość fali ponad metr, znacznie większa, niż rozmiar okien w samochodzie, nie pozwalała jej przeniknąć do wnętrza karoserii. Natomiast odbiór fal krótkich i ultrakrótkich nie stanowił już problemu.

W tomografii MR wykorzystujemy fale radiowe, a, jak powiedzieliśmy, sygnał jest bardzo słaby. W pomieszczeniu należy zapewnić całkowitą ciszę radiową. By to osiągnąć wokół tomografu MR budujemy klatkę Faraday’a (**Rysunek III.1.**). To obudowa z materiału doskonale przewodzącego prąd elektryczny. Materiał taki ma w swojej strukturze mnóstwo wolnych elektronów.

Fala elektryczna wytwarza pole elektryczne wywołujące w metalu klatki zjawisko indukcji, czyli przemieszczanie się wolnych elektronów do ściany odpowiadającej dodatniemu znakowi pola. Powoduje to powstanie wewnątrz klatki pola elektrycznego o tej samej wartości ale zwrocie odwrotnym do zewnętrznego. W wyniku tego wewnątrz przestrzeni otoczonej metalem oba pola się równoważą i panuje tam cisza radiowa (patrz **Część I.4.** – składanie wektorów).

### Rysunek III.1. Klatka Faraday'a.



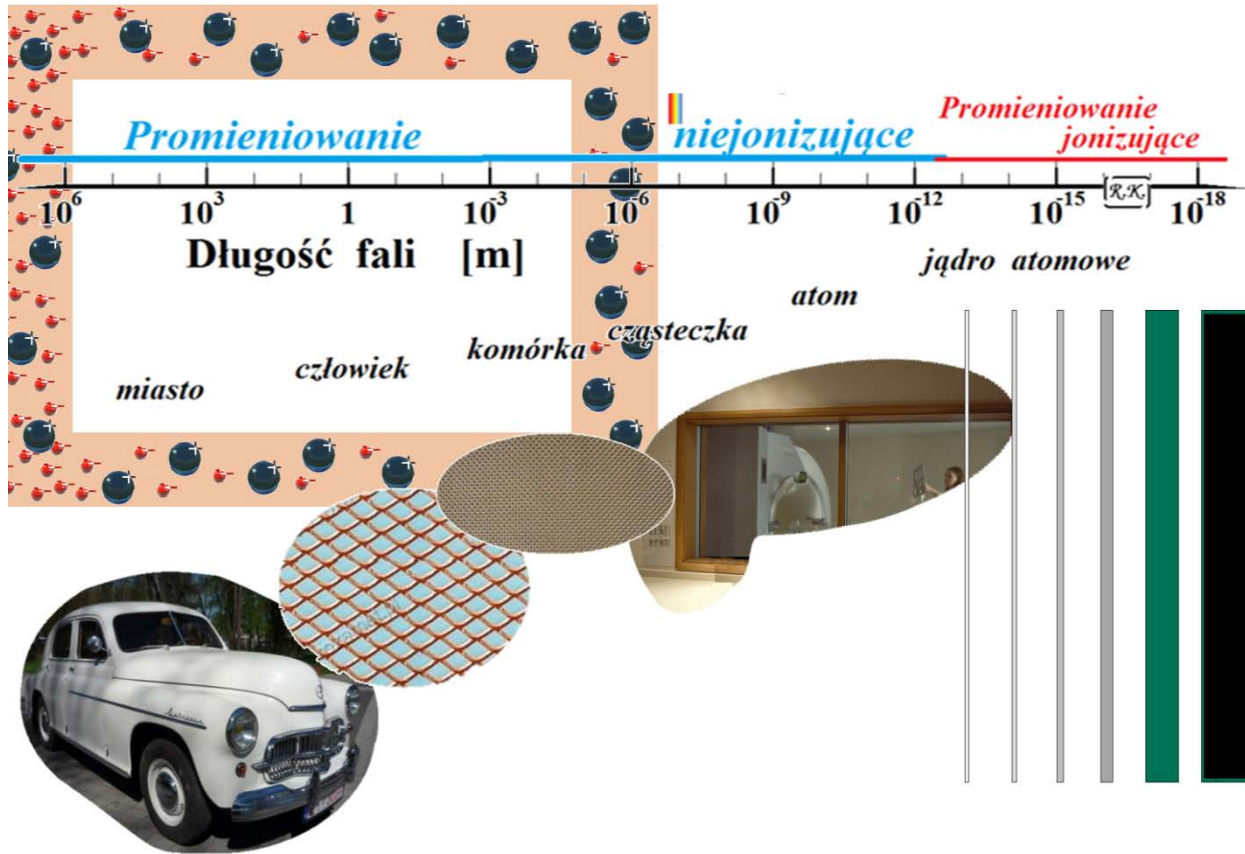
Aby wyrobić sobie pojęcie z jakimi długościami fal mamy do czynienia w tomografii MR wystarczy przyrzeć się oczkom kratki miedzianej pokrywającej okno w sterowni, przez które obserwujemy pacjenta.

Im mniejsza długość fali, tym gęściej powinny być ustawione przeszkody. Gdy wchodzimy w zakres promieniowania jonizującego – już nie mówimy o metalowej siatce, jako o przeszkodach. Tu przeszkodą będą atomy, a potem jądra atomów. W **Części I.5.5.** omówione zostały podstawowe oddziaływania między elektromagnetycznym promieniowaniem jonizującym a materią. Gdyby te oddziaływania ograniczały się jedynie do efektu fotoelektrycznego – skuteczna warstwa osłonna byłaby o wiele cieńsza. Jednak w sytuacji, gdy powstają kwanty rozproszone, a przy wyższych energiach – kwanty anihilacyjne, których kierunek rozchodzenia się jest zupełnie inny, niż kwantu pierwotnego – osłony muszą być bardzo grube, gdyż muszą zapewnić wystarczające wytracenie energii przez możliwie dużo kwantów biorących udział w ekspozycji. Jednak ogólna zasada pozostaje taka sama – odległości między elementami osłony muszą być znacznie mniejsze, niż długość fali. A gdy zaczynają być porównywalne – musi ich być wystarczająco dużo na drodze fali, by ta, w kolejnych incydentach oddziaływań, oddała osłonie całą swoją energię. Idąc tym tokiem rozumowania jasnym staje się czemu osłoną przed promieniowaniem jonizującym o wysokich energiach (czyli bardzo krótkich falach) są grube warstwy ciężkich pierwiastków. Im cięższy pierwiastek, tym mniejszy udział pustych przestrzeni w mate-



rii; tym skuteczniejsze pochłanianie kwantów promieniowania elektromagnetycznego. **Rysunek III.2.** przedstawia schematycznie zasadę osłonności.

**Rysunek III.2.** Osłony i osłonność.



Uwaga: różnice w zabezpieczeniach i zagrożeniach między tomografem MR i aparatem rentgenowskim:

- pomieszczenie: w gabinecie rentgenowskim ściany pomieszczenia chronią to, co na zewnątrz przed falami elektromagnetycznymi (promieniowanie rtg) powstającymi w środku; w gabinecie tomografii MR ściany pomieszczenia chronią wewnątrz przed falami elektromagnetycznymi (fale radiowe o długościach zbliżonych do długości fal emitowanych przez tkankę) znajdującymi się na zewnątrz;
- czas: w gabinecie rtg zagrożenie jest jedynie w chwili włączenia ekspozycji promieniowania rentgenowskiego (promieniowanie jonizujące); w gabinecie MR zagrożenie (silne pole magnetyczne) nie znika nawet wtedy, gdy aparat jest wyłączony;
- pacjent: w gabinecie rtg zagrożeniem podczas procedury medycznej jest nieuzasadnione napromienienie promieniowrażliwych tkanek i narządów np. poprzez nieprawidłową kolimację; w gabinecie MR zagrożeniem podczas procedury medycznej jest obecność w polu magne-

tycznym elementów ferromagnetycznych (zarówno w pacjencie implanty, ciała obce, jak i poza nim) oraz nieprawidłowe ułożenie pacjenta prowadzące do powstania pętli indukcyjnych.

- Podstawowym aktem prawnym regulującym w Polsce dopuszczalne ilości czynników (poza promieniowaniem jonizującym) potencjalnie szkodliwych jest Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 6 czerwca 2014 roku (Dziennik Ustaw z 2014 roku, pozycja 817) w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy. Rozporządzenie to ustala wartości najwyższych dopuszczalnych natężeń fizycznych czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy. Określone w nim zostały najwyższe dopuszczalne natężenia fizycznego czynników szkodliwych dla zdrowia, ustalone jako odpowiednie do właściwości poziomy ekspozycji, których oddziaływanie na pracownika w okresie jego aktywności zawodowej nie powinno spowodować ujemnych zmian w jego stanie zdrowia oraz w stanie zdrowia jego przyszłych pokoleń.
- W zakresie promieniowania jonizującego podstawowym dokumentem jest Ustawa Prawo Atomowe, dotyczące wszelkich kontaktów człowieka z tym rodzajem promieniowania. Zastosowań medycznych dotyczy Rozdział 3a Ustawy. Szczegółowe zasady postępowania określone są w Rozporządzeniach wynikających z Ustawy.

### **III.2. Ochrona przed czynnikami szkodliwymi – zasady szczegółowe**

Z uwagi na to, że zasady ochrony dla pokrewnych czynników są takie same, w **Rozdziale III** zrezygnowano z podziału na niewielkie zakresy częstotliwości (co miało sens przy omawianiu zastosowań), ograniczając się do czterech szerokich grup: fala mechaniczna, pola statyczne i fala elektromagnetyczna w zakresie radiowym i mikrofala, fala elektromagnetyczna w zakresie światła (podczerwień, światło widzialne i nadfiolet) i fala elektromagnetyczna w zakresie promieniowania jonizującego.

#### III.2.1. Fala mechaniczna – ultradźwięki

Polskie przepisy określające dopuszczalne poziomy czynników szkodliwych dotyczą dźwięków o częstotliwości do 40 kHz; źródła wykorzystywane w medycynie emitują dźwięki o częstotliwości nie mniejszej, niż 50 kHz, zatem są poza zakresem zainteresowania tych aktów prawnych.

##### III.2.1.1. Wielkości i jednostki

Ciśnienie akustyczne  $p$  opisane może być wzorem:

$$p = \frac{J}{v}$$

Gdzie:

$J$  – natężenie dźwięku [ $\text{W/m}^2$ ]

$v$  – prędkość przemieszczania się cząsteczek [m/s]

Jednostką ciśnienia akustycznego jest paskal [Pa]

III.2.1.2. Organizacja ochrony – nie dotyczy

III.2.1.3. Przepisy

III.2.1.3.1. Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 6 czerwca 2014 roku w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz. U. 2014, poz. 817).

III.2.1.3.2. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2011 r. w sprawie badań i pomiarów czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. 2011 nr 33 poz. 166).

III.2.1.3.3. Rozporządzenie Ministra Gospodarki i Pracy z dnia 5 sierpnia 2005 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z narażeniem na hałas lub drgania mechaniczne (Dz.U. 2005 nr 157 poz. 1318).

III.2.1.4. Znaki i symbole ostrzegawcze

W zakresie dźwięków stosowanym w medycynie nie są konieczne; w zakresie stref hałasu używane są dwa poniższe nienormatywne znaki ostrzegawcze (**Rysunek III.3.**).

### **III.3. Znaki ostrzegawcze stosowane w strefie hałasu.**

**Ostrzeżenie przed silnym hałasem**



**Uwaga, hałas**



### III.2.2. Pole magnostatyczne i elektrostatyczne; fala elektromagnetyczna – zakres radiowy i mikrofal

III.2.2.1. Wielkości i jednostki

Natężenie pola magnostatycznego [A/m] amper na metr

Natężenie pola elektrostatycznego [V/m] wolt na metr

Indukcyjność pola magnetostaticznego [T] tesla

Doza = iloczyn kwadratu natężenia pola (lub indukcji magnetycznej) i czasu ekspozycji

### III.2.2.2. Organizacja ochrony

Krajowy system ochrony przed skutkami przebywania w polach elektromagnetycznych (w tym również pól statycznych) polega na wyznaczeniu wokół ich źródeł stref ochronnej, pośredniej, zagrożenia i niebezpiecznej. Wartości graniczne parametrów na krawędzi poszczególnych stref określone są w wymienionych poniżej aktach prawnych, stanowiących załącznik do niniejszego skryptu.

Strefa bezpieczna – dozwolone przebywanie ogółu ludności

Strefa ochronna – jedynie pracownicy z nie stwierdzonymi przeciwwskazaniami zdrowotnymi

Strefa pośrednia – pracownicy jedynie podczas jednej zmiany roboczej

Strefa zagrożenia – pracownicy przez czas określony zależny od dozy

Strefa niebezpieczna – zakaz przebywania pracowników

Wartości graniczne zależą również od częstotliwości.

### III.2.2.3. Przepisy

III.2.2.3.1. Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 6 czerwca 2014 roku w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz. U. 2014, poz. 817).

III.2.2.3.2. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2011 r. w sprawie badań i pomiarów czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. 2011 nr 33 poz. 166).

### III.2.2.4. Znaki i symbole ostrzegawcze (**Rysunek III.4.**)

**Rysunek III.4. Znaki ostrzegawcze stosowane w strefie fal elektromagnetycznych – zakres radiowy i mikrofal**

**Ostrzeżenie przed silnym polem magnetycznym**



**Promieniowanie niejonizujące**



**Zakaz wstępu dla osób z elektrostymulatorami**



## Zakaz wnoszenia przedmiotów ferromagnetycznych



### III.2.3 Fala elektromagnetyczna – zakres podczerwieni, światła widzialnego i nadfioletu

#### III.2.3.1. Wielkości i jednostki

Definicja promieniowania optycznego – wszelkie promieniowanie elektromagnetyczne o długości fali w przedziale od 100 nm do 1 mm, występujące jako: a) promieniowanie nadfioletowe (UV) czyli nadfiolet – promieniowanie optyczne o długości fali w przedziale od 100 nm do 400 nm; zakres nadfioletu dzieli się na pasma: UVA (315–400 nm), UVB (280–315 nm) oraz UVC (100–280 nm), b) promieniowanie widzialne (VIS) czyli światło – promieniowanie optyczne o długości fali w przedziale od 380 nm do 780 nm, c) promieniowanie podczerwone (IR) czyli podczerwień – promieniowanie optyczne o długości fali w przedziale od 780 nm do 1 mm; zakres podczerwieni dzieli się na pasma: IRA (780–1400 nm), IRB (1400–3000 nm) oraz IRC (3000 nm–1 mm);

Definicja źródła promieniowania – za źródła promieniowania optycznego uznaje się: a) w przypadku promieniowania nielaserowego: – źródła elektryczne, w szczególności: promienniki nadfioletu (UV), podczerwieni (IR), żarówki, świetlówki, lampy metalohalogenkowe, rtęciowe, ksenonowe, deuterowe i inne, – źródła luminescencyjne i termiczne, które emitują promieniowanie optyczne jako produkt uboczny wykonywanego procesu technologicznego, w szczególności: łuki elektryczne, palniki plazmowe i gazowe, paleniska, piece, roztopione metale lub inne materiały oraz wszelkie obiekty rozgrzane do wysokiej temperatury, b) w przypadku promieniowania laserowego: – lasery, czyli każde urządzenie wytwarzające lub wzmacniające promieniowanie optyczne w procesie kontrolowanej emisji wymuszonej, – urządzenia laserowe, czyli każde urządzenie zawierające jeden albo więcej laserów w złożonym układzie optycznym, elektrycznym

lub mechanicznym, – laserowe systemy transmisji światłowodowej, w tym światłowodowe systemy telekomunikacyjne, – źródła promieniowania wykorzystujące głównie emisję spontaniczną, lecz charakter wytwarzanego promieniowania i stwarzane przez niego zagrożenia uzasadniają traktowanie takiego źródła na równi z laserami, w szczególności diody elektroluminescencyjne (LED) dużych mocy

### III.2.3.2. Organizacja ochrony

Brak specyficznej organizacji w zakresie światła.

### III.2.3.3. Przepisy

III.2.3.3.1. Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 27 maja 2010 r. w sprawie bezpieczeństwa i higieny pracy przy pracach związanych z ekspozycją na promieniowanie optyczne (Dz. U. 2013, poz. 1619, tekst jednolity).

III.2.3.3.2. Rozporządzenie Ministra Pracy i Polityki Społecznej z dnia 6 czerwca 2014 roku w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz. U. 2014, poz. 817).

III.2.3.3.3. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2011 r. w sprawie badań i pomiarów czynników szkodliwych dla zdrowia w środowisku pracy (Dz.U. 2011 nr 33 poz. 166)

### III.2.3.4. Znaki i symbole ostrzegawcze (**Rysunek nr III.5.**)

**Rysunek nr III.5. Znaki ostrzegawcze stosowane w strefie fal elektromagnetycznych – zakres podczerwieni, światła widzialnego, nadfioletu.**

**Uwaga, mocne światło**



**Ostrzeżenie przed promieniami UV**



**Ostrzeżenie przed promieniowaniem laserowym**



### III.2.4. Fala elektromagnetyczna – zakres promieniowania jonizującego

#### III.2.4.1. Wielkości i jednostki

Pojęciem opisującym ilość promieniowania jest, ogólnie rzecz biorąc, dawka. Zmiana dawki w czasie to moc dawki.

**Dawka ekspozycyjna X** – miara jonizacji, czyli ile par jonów wytworzyło się w jednostce masy powietrza; jonizacja to ładunki, zatem dawkę ekspozycyjną mierzymy w kulombach na kilogram:  $[C \cdot kg^{-1}]$ ; dawniej jednostką dawki ekspozycyjnej był rentgen:  $1[R] = 2.58 \cdot 10^{-4} [C \cdot kg^{-1}]$ .

**Dawka pochłonięta D** – miara energii, utracona przez promieniowanie i pochłonięta przez jednostkę masy ośrodka; energia mierzona jest w dżulach, zatem dawkę pochłoniętą mierzymy w dżulach na kilogram  $[J \cdot kg^{-1}]$ ; jednostka dawki pochłoniętej nazywa się grej  $[Gy]$ ; dawniej jednostką dawki pochłoniętej był rad;  $100[rad] = 1[Gy]$ .

W grejach mierzymy również trochę inny rodzaj dawki – **kerme K**. Nazwa KERMA to akronim od słów: *Kinetic Energy Released per MAass unit*. Czym zatem różnią się te dwie wielkości, skoro i tu, i tu chodzi o energię. Skoro i tą, i tą wielkość mierzy się w grejach. Otóż o ile dawka pochłonięta nie zależy od rodzaju promieniowania, to kerma dotyczy jedynie nienaładowanych nośników energii, czyli elementów jonizujących pośrednio (głównie fotonów lub neutronów) przekazujących energię kinetyczną „uwolnionym cząstkom naładowanym”. „Uwolnienie” należy tu rozumieć jako akt jonizacji.

Żadna z wspomnianych powyżej wielkości nie uwzględnia efektów oddziaływania promieniowania jonizującego na tkankę żywą. Czynnikiem mających wpływ na efekt biologiczny jest wiele:

- gatunkowe i osobnicze różnice w promieniowrażliwości (czasem nawet przypominające silne, miejscowe reakcje alergiczne)
- różnice w promieniowrażliwości poszczególnych tkanek i narządów
- wielkość dawki pochłoniętej oraz jej rozkład w czasie i przestrzeni (czynniki wykorzystywane w planowaniu i realizacji radioterapii – frakcjonowanie dawek)
- rodzaj promieniowania i wynikająca z niego natura i siła oddziaływań z materią

Niektóre z tych czynników uwzględniono w definiowaniu dalszych wartości (dawek) stosowanych w ochronie radiologicznej.

W **Rozdziale I.2.2.4.** krótko przypomnieliśmy sobie rodzaje promieniowania. Skoro coś ma masę i ładunek, bardziej „haczy” o elementy materii, trudniej przez nią przenika. Im ta masa i ładunek większe, tym silniej i szybciej przekazywana jest otoczeniu energia, tym większa destrukcja jest wywoływana. Zatem przy oddziaływaniu z tkanką żywą tym większa będzie dysfunkcja pro-

cesów życiowych, tym poważniejsze w skutkach biologicznych będą takie oddziaływania, im cięższe i większym ładunkiem obciążone będą elementy promieniowania. W ochronie radiologicznej koniecznym się zatem stało opisanie wielkości uwzględniające wpływ różnych rodzajów promieniowania na tkankę żywą i jej funkcje. Jednostką stosowaną wszędzie tam, gdzie o takich efektach mówimy jest siewert [Sv]. Jego fizycznym wymiarem jest nadal dżul na kilogram, ale poszczególne wielkości uwzględniają czynniki różnicujące oddziaływanie na tkankę.

**Dawka równoważna H** – wielkość równoważąca właściwości różnych rodzajów promieniowania. Jej wartość jest wynikiem mnożenia dawki pochłoniętej przez współczynnik jakości promieniowania  $w_R$ :

$$H = D \cdot w_R$$

**Tabela III.1. Współczynniki jakości promieniowania jonizującego  $w_R$ .**

Rodzaj promieniowania i zakres energii	Czynnik wagowy $w_R$
Fotony, wszystkie energie	1
Elektrony i miony, wszystkie energie	1
Neutrony, energia	
< 10 [keV]	5
10 do 100 [keV]	10
>100 [keV] do 2 [MeV]	20
>2 do 20 [MeV]	10
>20 [MeV]	5
Protony, z wyłączeniem protonów odrzutu, energia >2 [MeV]	5
Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jądra	20

**Dawka skuteczna  $E_H$**  – suma wszystkich dawek równoważny we wszystkich tkankach i narządach, z uwzględnieniem współczynników promieniowrażliwości poszczególnych tkanek i narządów.

$$E_H = \sum_T w_T \cdot H_T$$

Wartość wyliczona w ten sposób silnie zależy od obecności w napromienianym polu tkanek i narządów o wysokim współczynniku promieniowrażliwości. Oznacza to, że przy napromienieniu pacjenta dorosłego i dziecka taką samą wielkością wiązki o tych samych parametrach ekspozycyjnych tej samej okolicy ciała, większą dawkę skuteczną otrzyma dziecko.



**Tabela III.2. Wartości czynnika wagowego tkanki (narządu)  $w_T$ .**

Tkanka (narząd), T	Czynnik wagowy tkanki (narządu), $w_T$	
	nowa (2007) propozycja ICRP	
Gonady	0,20	0,08
Czerwony szpik kostny	0,12	0,12
Jelito grube	0,12	0,12
Pluca	0,12	0,12
Żołądek	0,12	0,12
Pęcherz moczowy	0,05	0,04
Gruzoły piersiowe	0,05	0,12
Wątroba	0,05	0,04
Przelyk	0,05	0,04
Tarczycza	0,05	0,04
Skóra	0,01	0,01
Powierzchnia kości	0,01	0,01
Pozostałe	0,05	0,012

**ICRP** – International Commission on Radiation Protection.

W ochronie radiologicznej ważnym pojęciem jest **dawka graniczna**. Oznacza ona poziom napromienienia, który nie może być przekroczony. Dawki graniczne dotyczą określonych grup osób (np. narażonych zawodowo lub tzw. ogółu ludności). W zależności od sytuacji będzie ona wyrażana: przez dawkę równoważną w tkance lub narządzie (gdy maksimum narażenia dotyczy tej tkanki lub narządu) albo przez dawkę skuteczną (przy równomiernym napromienieniu całego ciała lub jego fragmentu). Pojęcie dawki granicznej nie dotyczy sytuacji oddziaływania promieniowania tła oraz ekspozycji medycznej.

**Tabela III.3. Dawki graniczne.**

grupy ludności	dawka skuteczna [mSv/rok]	dawka równoważna [mSv/rok]		
		oczy	skóra <sup>1)</sup>	kończyny
narażeni zawodowo + praktykanci i	20 <sup>2)</sup>	150	500	500

studenci (uczniowie) $\geq$ 18 lat życia				
praktykanci i studenci (uczniowie) $\geq$ 16 do 18 lat życia	6	50	150	150
ogół ludności + praktykanci i studenci (uczniowie) $\leq$ 16 lat życia	1 <sup>3)</sup>	15	50	

<sup>1)</sup> - wartość średnia dla dowolnego obszaru napromienionej skóry o powierzchni 1 [cm<sup>2</sup>].

<sup>2)</sup> - w dowolnym roku kalendarzowym może być przekroczona do wartości 50 [mSv], z zastrzeżeniem, że w ciągu dowolnych kolejnych 5 lat suma nie przekracza 100 [mSv].

<sup>3)</sup> - w dowolnym roku kalendarzowym może być przekroczona, z zastrzeżeniem, że w ciągu dowolnych kolejnych 5 lat suma nie przekracza 5 [mSv].

### III.2.4.2. Organizacja ochrony

Podstawowa zasada w ochronie radiologicznej:

**„Nie wolno dopuścić żadnej praktyki związanej z ekspozycją, dopóki praktyka ta nie przyniesie dostatecznej korzyści osobom ekspozowanym lub społeczeństwu, przewyższając straty w postaci radiacyjnego uszczerbku na zdrowiu, związanego z tą praktyką”.**

Ważne pojęcia:

**Ogranicznik dawki (limit użytkowy dawki)** – poziom ekspozycji, daleki od dawki dopuszczalnej, ustalony podczas planowania ochrony radiologicznej w jednostce; wartość praktyczna, ustalona w celu uruchamiania analizy zdarzenia w wypadku jej przekroczenia; dotyczy narażenia personelu.

**Poziom referencyjny dawki** – wielkość wynikająca z „trójstandardu”: standardowego pacjenta, standardowej sytuacji klinicznej i standardowej procedury; określa poziom ekspozycji, który nie powinien być przekroczony w sytuacji standardowej; dotyczy ekspozycji medycznej.

**Optymalizacja dawki (promieniowania jonizującego i środka kontrastującego)** – świadome działanie mające na celu utrzymanie ekspozycji pacjentów na najniższym poziomie zapewniającym wystarczającą jakość obrazu lub skuteczność realizowanej procedury radiologicznej.

### III.2.4.3. Przepisy

Dokument wiodący w odniesieniu do promieniowania jonizującego:

III.2.4.3.1. Ustawa Prawo Atomowe, Opracowano na podstawie: Dz. U. z 2014 r. poz. 1512, z 2015 r. poz. 1505, 1893, z 2016 r. poz. 266 (dokument jednolity).

III.2.4.3.2. Rozporządzenie z dnia 18 stycznia 2005 roku w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego (Dz.U. 2005 poz. 168).

III.2.4.3.3. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 20 lutego 2007 r. w sprawie podstawowych wymagań dotyczących terenów kontrolowanych i nadzorowanych (Dz.U. Nr 131 z 2007 poz. 910).

III.2.4.3.4. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 30 czerwca 2015 r. w sprawie dokumentów wymaganych przy składaniu wniosku o wydanie zezwolenia na wykonywanie działalności związanej z narażeniem na działanie promieniowania jonizującego albo przy zgłoszeniu wykonywania tej działalności (Dz. U. 2015, poz. 1355).

III.2.4.3.5. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 6 sierpnia 2002 r. w sprawie przypadków, w których działalność związana z narażeniem na promieniowanie jonizujące nie podlega obowiązkowi uzyskania zezwolenia albo zgłoszenia, oraz przypadków, w których może być wykonywana na podstawie zgłoszenia (Dz.U. 2002 Nr 137 poz. 1153, Dz.U. 2004 Nr 98 poz. 980).

III.2.4.3.6. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej (Dz.U. 2011 Nr 51 poz. 265, Dz.U. 2012 poz. 470, Dz.U. 2013 poz. 1015, Dz.U. 2015 poz. 2040).

III.2.4.3.7. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 27 marca 2008 r. w sprawie bazy danych urzędów radiologicznych (Dz.U. 2008 Nr 59 poz. 366).

III.2.4.3.8. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 27 marca 2008 r. w sprawie minimalnych wymagań dla jednostek ochrony zdrowia udzielających świadczeń zdrowotnych z zakresu rentgenodiagnostyki, radiologii zabiegowej oraz diagnostyki i terapii radioizotopowej chorób nienowotworowych (Dz.U. 2008 Nr 59 poz. 365, Dz.U. 2011 Nr 48 poz. 253).

III.2.4.3.9. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2007 r. w sprawie szczegółowych wymagań dotyczących formy i treści wzorcowych i roboczych medycznych procedur radiologicznych (Dz.U. 2007 Nr 24 poz. 161).

III.2.4.3.10. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 22 grudnia 2006 r. w sprawie nadzoru i kontroli w zakresie przestrzegania warunków ochrony radiologicznej w jednostkach organizacyjnych stosujących aparaty rentgenowskie do celów diagnostyki medycznej, radiologii

zabiegowej, radioterapii powierzchniowej i radioterapii schorzeń nienowotworowych (Dz.U. 2007 Nr 1 poz. 11)

III.2.4.3.11. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 1 grudnia 2006 r. w sprawie nadawania uprawnień inspektora ochrony radiologicznej w pracowniach stosujących aparaty rentgenowskie w celach medycznych (Dz.U. 2006 Nr 239 poz. 1737)

III.2.4.3.12. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 21 sierpnia 2006 r. w sprawie szczegółowych warunków bezpiecznej pracy z urządzeniami radiologicznymi (Dz.U. 2006 Nr 180 poz. 1325)

III.2.4.3.13. Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 7 kwietnia 2006 r. w sprawie minimalnych wymagań dla zakładów opieki zdrowotnej ubiegających się o wydanie zgody na prowadzenie działalności związanej z narażeniem na promieniowanie jonizujące w celach medycznych, polegającej na udzielaniu świadczeń zdrowotnych z zakresu radioterapii onkologicznej (Dz.U. 2006 Nr 75 poz. 528, Dz.U. 2012 poz. 471, Dz.U. 2011 Nr 48 poz. 252)

III.2.4.4. Znaki i symbole ostrzegawcze (**Rysunek nr III.6.**)

**Rysunek nr III.6. Znaki ostrzegawcze stosowane w strefie promieniowania jonizującego**

Ostrzeżenie przed substancjami radioaktywnymi  
i promieniowaniem jonizującym



Ostrzeżenie przed substancjami promieniotwórczymi



### III.3. Ściągą

#### **Krotności:**

0,000001	mikro	$\mu$	$10^{-6}$
0,001	mili	m	$10^{-3}$
0,01	centy	c	$10^{-2}$
0,1	<u>decy</u>	d	$10^{-1}$
1			$10^0$
1.000	kilo	k	$10^3$
1.000.000	mega	M	$10^6$
1.000.000.000	giga	G	$10^9$

#### Energia

- potencjalna – energia statyczna zgromadzona (np. poprzez podniesienie obiektu podlegającego grawitacji na wyższy poziom), możliwa do zamiany na inny rodzaj energii.
- kinetyczna – energia ruchu (dynamiczna).

Jednostką energii w układzie SI jest dżul [J]

#### Energia w świecie kwantów i cząstek.

1 elektronowolt [eV] – energia kinetyczna, jaką nabywa elektron po przebyciu różnicy potencjałów 1 wolta 1 [V];

1 kiloelektronowolt [keV] – energia kinetyczna, jaką nabywa elektron po przebyciu różnicy potencjałów 1 000 woltów

1 [eV] =  $1,6 \cdot 10^{-19}$  [J]; 1 [keV] =  $1,6 \cdot 10^{-16}$  [J]

## **IV. Testy i ćwiczenia**

### IV.1. Testy wyposażenia radiologicznego

Podstawowym celem testów wyposażenia radiologicznego jest sprawdzenie prawidłowości działania urządzeń służących do ekspozycji pacjentów na promieniowanie jonizujące. Dotyczą one nie tylko źródeł promieniowania rentgenowskiego, ale i rejestratorów obrazów, narzędzi do ich prezentacji i interpretacji, a także oprogramowania, przy pomocy którego dokonuje się analizy obrazów i innych wyników wykonywanych procedur.

W radiologii diagnostycznej i zabiegowej oraz w medycynie nuklearnej testy obecnie dzielą się na podstawowe i specjalistyczne. Podstawowe (ang. *constancy check*), służą do bieżącego sprawdzenia stabilności pracy urządzeń poprzez porównanie aktualnych parametrów pracy z wartościami odniesienia. Z uwagi na to, że testy te mają potwierdzać stabilność, powtarzalność pracy wyposażenia radiologicznego kardynalną ich zasadą jest używanie zawsze tych samych fantomów. Powinny je wykonywać osoby obsługujące testowany sprzęt i realizujące medyczne procedury radiologiczne lub fizycy i inżynierowie na stałe zatrudnieni w pracowniach radiologicznych, legitymujący się doświadczeniem w zakresie obrazowania medycznego. Podstawowe testy monitorów opisowych powinny być wykonywane przez lekarzy opisujących badania. Zgodnie z generalną zasadą – zanim użyjesz narzędzia, potwierdź jego sprawność.

Testy specjalistyczne, wymagające profesjonalnego, wzorcowanego wyposażenia, polegające na pomiarach określonych wielkości fizycznych, wykonywane być powinny przez fizyków lub inżynierów zatrudnionych w jednostkach realizujących radiologiczne procedury medyczne lub przez wyspecjalizowane, akredytowane laboratoria pomiarowe.

Z powyższych uwag wynika jednoznacznie zakres testów – powinny one być wykonywane dla pełnego spectrum klinicznie stosowanych wartości parametrów pracy wyposażenia radiologicznego. Stanowią tak również obowiązujące przepisy wymagając, by testy te wykonywać w zakresie wynikającym z wydanej zgody, a jeśli nie została jeszcze wydana – w zakresie wniosku o jej wydanie. Zgoda wydawana jest na ściśle określony zakres procedur radiologicznych, zatem determinuje konieczne do ich realizacji wartości parametrów ekspozycyjnych oraz warunków akwizycji i prezentacji obrazów. Spójność trzech elementów: zakresu klinicznej działalności, zakresu parametrów pracy wyposażenia potwierdzony wykonanymi testami jest warunkiem koniecznym do prawidłowego działania jednostki radiologicznej.

Zakres testów podstawowych zawiera Załącznik nr 6 do Rozporządzenia Ministra Zdrowia w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej. Dokument ten stanowi Dodatek nr 1 do niniejszego skryptu.

## IV.2. Ćwiczenia.

Ćwiczenia zaplanowano tak, by ich wykonanie pomogło w utrwaleniu najważniejszych zależności między elementami obrazowanego obiektu, wartością parametrów ekspozycji, ustawieniem układu: badany obiekt – źródło promieniowania – rejestrator obrazu a informacjami zawartymi w uzyskiwanym obrazie. Do wykonania opisanych poniżej ćwiczeń wykorzystano wyposażenie wymienione w **Tabeli IV.1.** Zawiera ona wykaz wyposażenia wraz z numerem rysunku, na którym przedstawiono fantom lub miernik i schemat ich ułożenia w torze wiązki. **Tabela IV.2.** zawiera wykaz testów i numer wyposażenia (NR P) do ich wykonania. **Tabela IV.3.** zawiera wykaz opisanych poniżej ćwiczeń i numery testów (NR T), do wykonania których należy zastosować metodykę użytą w danym ćwiczeniu.

**Tabela IV.1. Wykaz wyposażenia kontrolno – pomiarowego.**

NR P	Nazwa miernika lub fantomu	Rysunek
1	Fantom Alpha	IV.1.
2	Dozometr ThinRad (multimetr)	IV.2.
3	Zestaw PMMA (10 x 2,0 cm; 4 x 1,0 cm; 2 x 0,5 cm)	IV.3.
4	Filtr Al 2,5 cm	IV.4.
5	Maskownica Pb	IV.5.
6	Filtr Cu 1,0 mm	IV.4.

**Tabela IV.2. Testy podstawowe.**

NR T	Nazwa testu	A/C	NR P
<b>Radiografia</b>			
1	Geometria wiązki	A + C	1
2	Powtarzalność ekspozycji	A	2 i 4 lub 2 i 6
		C	1 i 4 lub 1 i 6
			2 i 4 lub 2 i 6
3	Rozdzielczość wysoko i niskokontrastowa	A + C	4 lub 6
4	Kratka przeciwrozproszeniowa	A + C	1 i 4 lub 1 i 6
5	System automatycznej kontroli ekspozycji (AEC)	A	3 i 5
		C	2 i 3
6	Kasety i płyty	A + C	4 lub 6
<b>Fluoroskopia</b>			
7	Zniekształcenia obrazu	A + C	1
8	Zegar	A + C	4 lub 6
9	Rozdzielczość wysokokontrastowa	A + C	1

A – analogowy system akwizycji obrazu

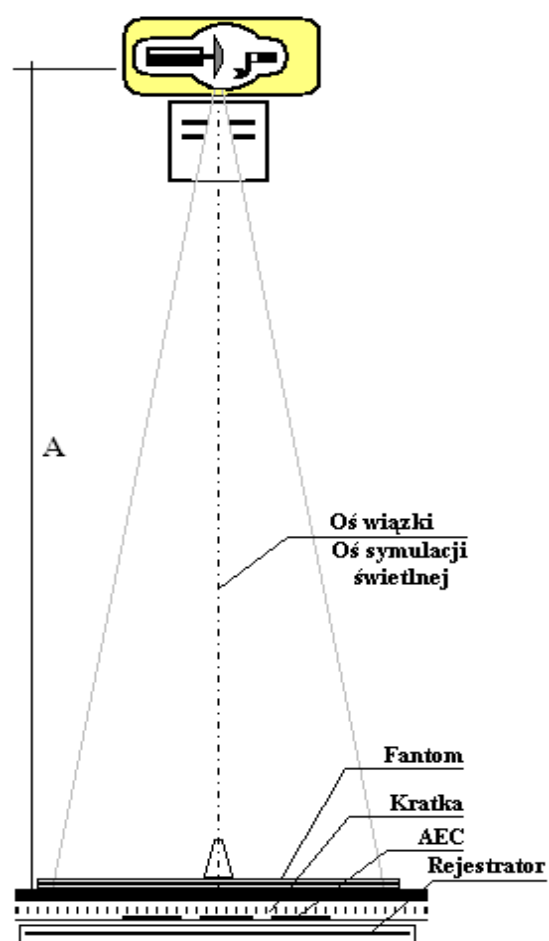
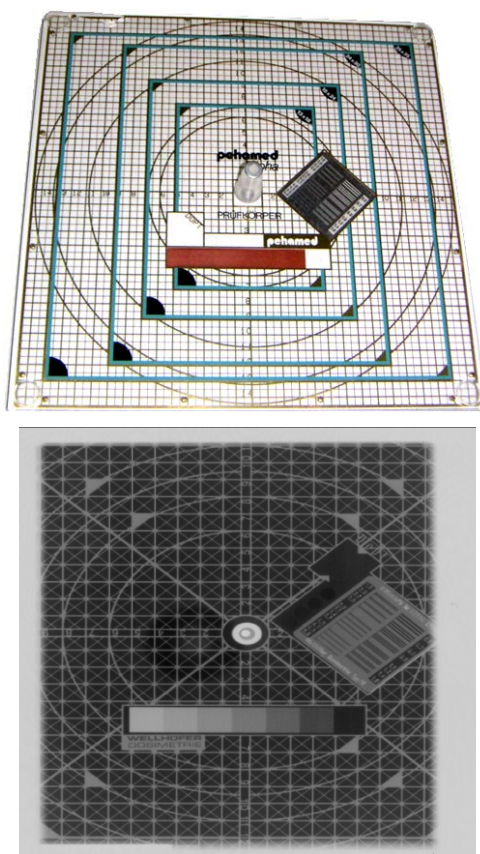
C – cyfrowy pośredni (CR) lub bezpośredni (DR / DDR) system akwizycji obrazu

Tabela IV.3. Wykaz ćwiczeń.

NR Ć	Nazwa miernika lub fantomu	NR T
IV.2.1.	Parametry ekspozycji – parametry obrazu: energia kwantów	2, 3
IV.2.2.	Parametry ekspozycji – parametry obrazu: rozdzielczość przestrzenna	3
IV.2.3.	Geometria	1
IV.2.4.	Kratka przeciwozproszeniowa	4
IV.2.5.	Automatyczna kontrola ekspozycji - radiografia	5, 6
IV.2.6.	Automatyczna kontrola parametrów ekspozycji - fluoroskopia	8, 9
IV.2.7.	Jakość odwzorowania kształtów we fluoroskopii	7, 8

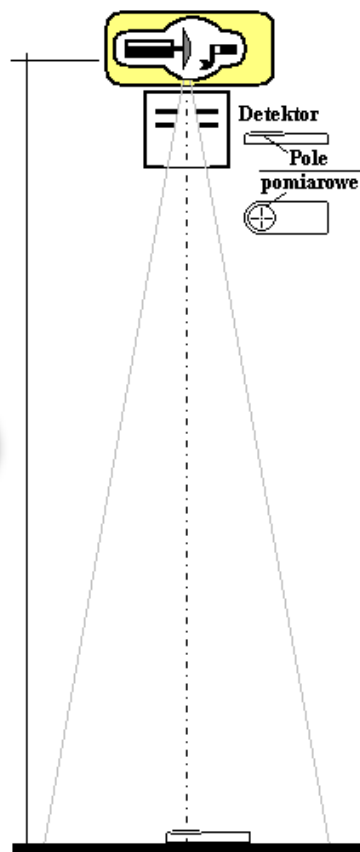
Przed przystąpieniem do wykonywania ćwiczeń zawsze należy ocenić sprawność używanych narzędzi. W tym wypadku są to rejestratory obrazu (kasety z błoną i foliami wzmacniającymi, kasety z płytami CR, panele DR lub DDR), urządzenia do odczytu obrazu (wywoływarki lub skanery płyt CR) i do prezentacji obrazu (negatoskopy lub monitory). Niesprawność któregokolwiek z nich (zanieczyszczenia lub uszkodzenia prowadzące do powstawania artefaktów, błędy w odczycie, czy niewłaściwa prezentacja) będzie prowadzić do niewiarygodnych wyników wykonywanych ćwiczeń i ich błędnej analizy.

Rysunek nr IV.1. Fantom Alpha.

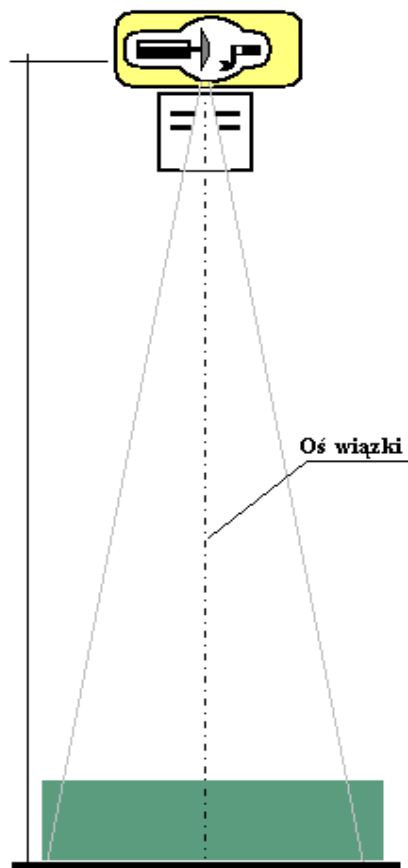
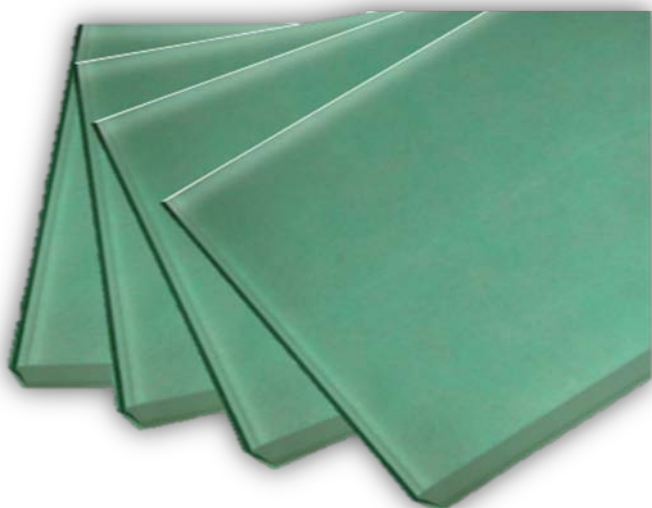




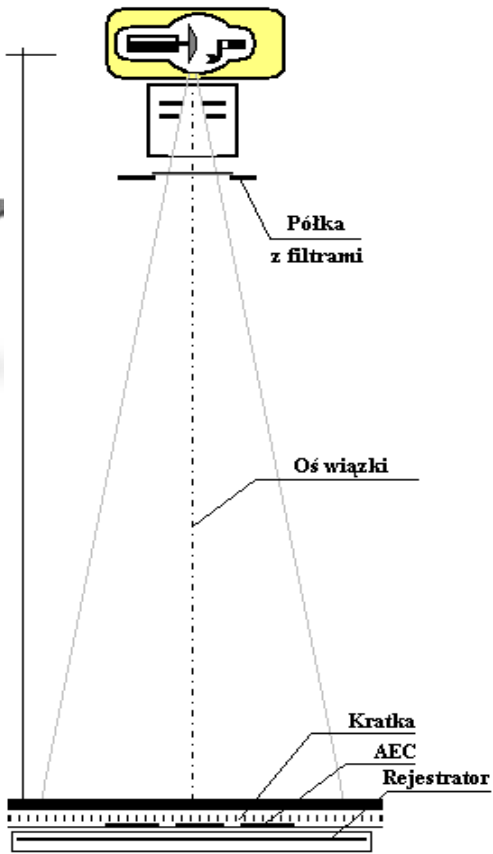
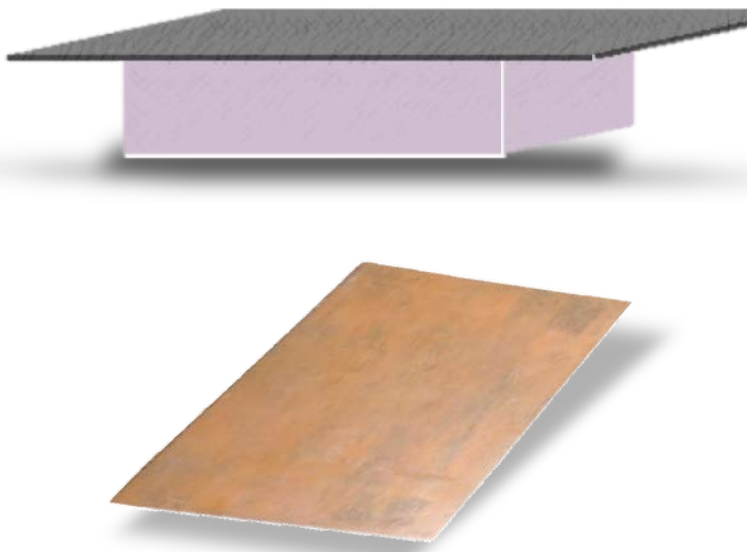
Rysunek nr IV.2. Dozymetr ThinRad



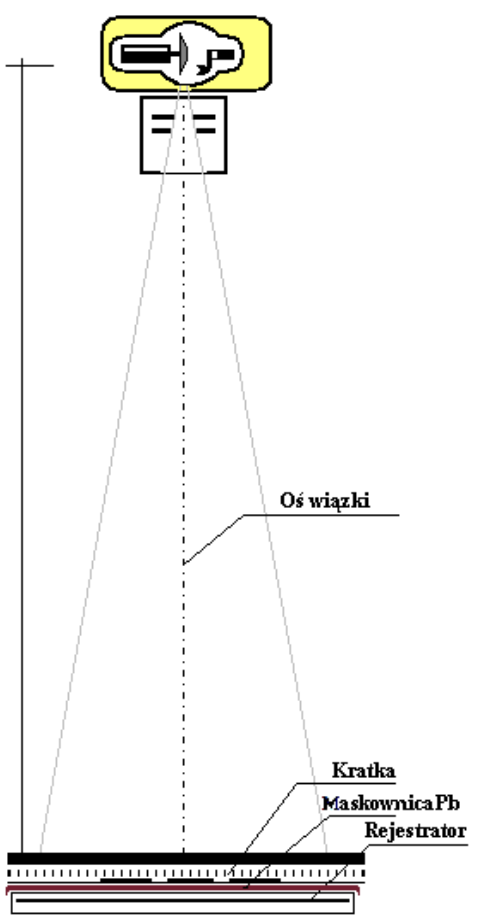
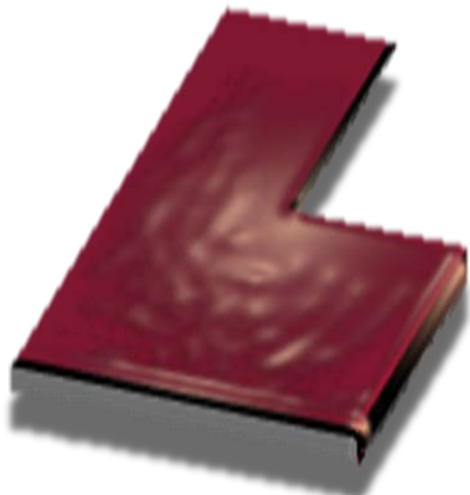
Rysunek nr IV.3. Płyty PMMA



Rysunek nr IV.4. Filtr Al 2,5 cm, Filtr Cu 1,0 mm.



Rysunek nr IV.5. Maskownica Pb.



#### IV.2.1. Parametry ekspozycji – parametry obrazu: energia kwantów

*Ćwiczenie ma na celu utrwalenie zrozumienia zależności między parametrami ekspozycji a wartością informacyjną obrazu rentgenowskiego.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania radiografii i symulacją świetlną.
2. Fantom z elementami do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej (fantom schodkowy) (1) i fantom jednorodny ekwiwalentny pacjentowi (4 lub 6).
3. Negatoskop (dla obrazów analogowych) lub monitor o matrycy co najmniej 2 Mpixel.
4. Lupa o krotności co najmniej 4x i densytometr (dla obrazów analogowych) lub oprogramowanie umożliwiające pomiar odchylenia standardowego i średniej wartości piksela.

##### Metodyka:

1. Umieścić rejestrator obrazu w pozycji roboczej w stole kostnym.
2. Ustawić odległość FFD (rejestrator obrazu – ognisko optyczne lampy rentgenowskiej) zgodnie ze stosowaną klinicznie (pamiętając o odległości ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej).
3. Umieścić fantom na blacie stołu tak, by pole symulacji świetlnej obejmowało elementy do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej.
4. Ustawić fantom ekwiwalentny pacjentowi tak, aby pokrywał całe pole wiązki promieniowania.
5. Ustawić duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji; jeśli system AEC nie jest dostępny – ustawić obciążenie prądowo – czasowe na wartość adekwatną dla średniego pacjenta; powtórzyć ekspozycję przy najwyższym i najniższym dostępnym napięciu, dbając o to, by zaczernienie obrazu (dla obrazów analogowych) lub stosunek sygnału do szumu (SNR) rozumiany jako iloraz średniej wartości piksela do odchylenia standardowego w polu o powierzchni ok. 1 cm<sup>2</sup> w jednorodnym obszarze możliwie blisko centrum obrazu fantomu były takie same ( $\pm 10\%$ ), jak na pierwszym obrazie.
6. Zmierzyć wartość gęstości optycznej (dla obrazów analogowych) lub SNR dla każdego stopnia fantomu na każdym z uzyskanych obrazów oraz ocenić uzyskaną na nich rozdzielczość wysokokontrastową. Ocenić obrazy pod kątem zależności zawartości informacyjnej od wartości wysokiego napięcia.

#### IV.2.2. Parametry ekspozycji – parametry obrazu: rozdzielczość przestrzenna

*Ćwiczenie ma na celu utrwalenie zrozumienia zależności między parametrami ekspozycji a wartością informacyjną obrazu rentgenowskiego.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania radiografii i symulacją świetlną.
2. Fantom z elementami do oceny rozdzielczości wysokokontrastowej (przestrzennej) (1) i fantom jednorodny ekwiwalentny pacjentowi (4 lub 6).
3. Negatoskop (dla obrazów analogowych) lub monitor o matrycy co najmniej 2 Mpixel.
4. Lupa o krotności co najmniej 4x (dla obrazów analogowych) lub oprogramowanie umożliwiające pomiar odchylenia standardowego i średniej wartości piksela.

##### Metodyka:

1. Umieścić rejestrator obrazu w pozycji roboczej w statywie do zdjęć pionowych.
2. Ustawić odległość FFD (rejestrator obrazu – ognisko optyczne lampy rentgenowskiej) zgodnie ze stosowaną klinicznie (pamiętając o odległości ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej).
3. Umieścić fantom na blacie stołu tak, by element do oceny rozdzielczości wysokokontrastowej znajdował się możliwie blisko środka pola symulacji świetlnej.
4. Ustawić fantom ekwiwalentny pacjentowi tak, aby pokrywał całe pole wiązki promieniowania.
5. Ustawić małe ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji; jeśli system AEC nie jest dostępny – ustawić obciążenie prądowo – czasowe na wartość adekwatną dla średniego pacjenta; powtórzyć ekspozycję wybierając duże ognisko optyczne; powtórzyć ekspozycję z odległości FFD o połowę mniejszej i dwukrotnie większej od ogniskowej, dbając o to, by zaciernienie obrazu (dla obrazów analogowych) lub stosunek sygnału do szumu (SNR) rozumiany jako iloraz średniej wartości piksela do odchylenia standardowego w polu o powierzchni ok. 1 cm<sup>2</sup> w jednorodnym obszarze możliwie blisko centrum obrazu fantomu (ale poza elementem do oceny rozdzielczości) były takie same ( $\pm 10\%$ ), jak na pierwszym obrazie.
6. Ocenic obrazy pod kątem zależności rozdzielczości przestrzennej od wyboru wielkości ogniska i odległości FFD.

#### IV.2.3. Geometria

*Ćwiczenie ma na celu ocenę zgodności symulacji świetlnej z wiązką promieniowania rentgenowskiego oraz położenia wiązki względem rejestratora obrazu.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania radiografii i symulacją świetlną.
2. Fantom do oceny kolimacji i osiowości (1) i fantom jednorodny ekwiwalentny pacjentowi (4 lub 6).
3. Negatoskop (dla obrazów analogowych) lub monitor o matrycy co najmniej 1 Mpixel.
4. Przymiar liniowy (dla obrazów analogowych) lub oprogramowanie umożliwiające skalowane pomiary odległości.

##### Metodyka:

1. Umieścić rejestrator obrazu w pozycji roboczej w stole kostnym.
2. Ustawić odległość FFD (rejestrator obrazu – ognisko optyczne lampy rentgenowskiej) zgodnie ze stosowaną klinicznie (pamiętając o odległości ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej).
3. Umieścić fantom na blacie stołu tak, by środek pola symulacji świetlnej wypadł na środku fantomu, a granice pola wiązki na wyraźnym prostokątnym elemencie fantomu, o długościach boków możliwie bliskich połowie maksymalnej wielkości pola widzenia rejestratora obrazu.
4. Ustawić fantom ekwiwalentny pacjentowi tak, aby pokrywał całe pole wiązki promieniowania.
5. Ustawić duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji; jeśli system AEC nie jest dostępny – ustawić obciążenie prądowo – czasowe na wartość adekwatną dla średniego pacjenta.
6. Ocenic uzyskany obraz pod kątem zgodności środka rejestratora obrazu, środka pola świetlnego i środka pola wiązki oraz zgodności krawędzi pola symulacji świetlnej i pola promieniowania rentgenowskiego.

#### IV.2.4. Kratka przeciwrozproszeniowa

*Ćwiczenie ma na celu zrozumienie wpływu ustawienia kratki przeciwrozproszeniowej na jakość uzyskiwanego obrazu.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania radiografii i symulacją świetlną.
2. Fantom jednorodny ekwiwalentny pacjentowi (4 lub 6).
3. Ogniskowana kratka przeciwrozproszeniowa wyjmowana z aparatu lub dodatkowa.
4. Negatoskop (dla obrazów analogowych) lub monitor o matrycy co najmniej 1 Mpixel.
5. Densytometr (dla obrazów analogowych) lub oprogramowanie umożliwiające pomiar odchylenia standardowego i średniej wartości piksela.

##### Metodyka:

1. Umieścić rejestrator obrazu w pozycji roboczej w statywie do zdjęć pionowych.
2. Ustawić odległość FFD (rejestrator obrazu – ognisko optyczne lampy rentgenowskiej) w odległości ogniskowej kratki przeciwrozproszeniowej; ustawić kolimację na maksymalne pole wiązki promieniowania.
3. Ustawić fantom ekwiwalentny pacjentowi tak, aby pokrywał całe pole wiązki promieniowania.
4. Ustawić duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji; jeśli system AEC nie jest dostępny – ustawić obciążenie prądowo – czasowe na wartość adekwatną dla średniego pacjenta; powtórzyć ekspozycję z odległości FFD o połowę mniejszej i dwukrotnie większej od ogniskowej, dbając o to, by zczernienie obrazu (dla obrazów analogowych) lub stosunek sygnału do szumu (SNR) rozumiany jako iloraz średniej wartości piksela do odchylenia standardowego w polu o powierzchni ok.  $1 \text{ cm}^2$  w jednorodnym obszarze możliwie blisko centrum obrazu były takie same ( $\pm 10\%$ ), jak na pierwszym obrazie.
5. Powtórzyć ekspozycję na stole kostnym, ustawiając duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV oraz odległość FFD zgodną z ogniskową kratki w stole. Wykonać ekspozycję.
6. Umieścić rejestrator obrazu na stole, na nim kratkę przeciwrozproszeniową, uważając na oznaczenia na kratce określające jej położenie w stosunku do lampy i do osi anoda - katoda. Ustawić odległość lampy zgodną z ogniskową kratki. Wykonać ekspozycję ustawiając duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Obciążenie czasowo – prądowe należy ustawić tak, by zczernienie obrazu (dla obrazów analogowych) lub stosunek sygnału do szumu (SNR) rozumiany jako iloraz średniej wartości piksela do odchylenia standardowego w polu

o powierzchni ok.  $1 \text{ cm}^2$  w jednorodnym obszarze możliwie blisko centrum obrazu były takie same ( $\pm 10\%$ ), jak na pierwszym obrazie.

7. Powtórzy ekspozycję z lewą krawędzią kratki uniesioną ok. 0,5 cm nad powierzchnię kasety, a następnie z przednią krawędzią kratki uniesioną ok. 0,5 cm nad powierzchnię kasety.
8. Ocenić wpływ ustawienia kratki na obecność artefaktów na obrazie oraz na jednorodność i asymetrię zaczernienia obrazu.

#### IV.2.5. Automatyczna kontrola ekspozycji - radiografia

*Ćwiczenie ma na celu utrwalenie zrozumienia zasad funkcjonowania systemu automatycznej kontroli ekspozycji (AEC) w radiografii.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania radiografii i symulacją świetlną.
2. Fantom z elementami do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej (fantom schodkowy) (1) i jednorodny fantom PMMA o różnych grubościach (3).
3. Miernik dawki (2).
4. Negatoskop (dla obrazów analogowych) lub monitor o matrycy co najmniej 2 Mpixel.
5. Lupa o krotności co najmniej 4x i densytometr (dla obrazów analogowych) lub oprogramowanie umożliwiające pomiar odchylenia standardowego i średniej wartości piksela.

##### Metodyka:

1. Umieścić rejestrator obrazu w pozycji roboczej w stole kostnym.
2. Ustawić odległość FFD (rejestrator obrazu – ognisko optyczne lampy rentgenowskiej) zgodnie ze stosowaną klinicznie (pamiętając o odległości ogniskowej kratki przeciwwrozproszeniowej), kolimując wiązkę tak, by z marginesem ok. 1 cm obejmowała pole wszystkich detektorów AEC.
3. Ustawić fantom jednorodny PMMA o grubości 10 cm na stole w centrum pola wiązki.
4. Ustawić na płytach PMMA miernik dawki tak, by nie zasłaniał pola żadnej z komór automatyki. Po każdej ekspozycji należy notować zmierzoną dawkę.
5. Ustawić duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycje z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji (AEC) kolejno dla każdej z komór.
6. Powtórzyć ekspozycje dla grubości PMMA 15 i 20 cm.
7. Powtórzyć ekspozycje dla grubości PMMA 20 cm i napięcia 100 kV.
8. Zmierzyć wartość gęstości optycznej (dla obrazów analogowych) lub SNR w środku pola wiązki na każdym z uzyskanych obrazów i ocenić zależności między grubością fantomu, dawką i zmierzonymi wartościami gęstości optycznej lub SNR.
9. Ustawić fantom jednorodny PMMA o grubości 10 cm na stole w centrum pola wiązki, a na nim umieścić fantom ALPHA tak, by elementy wysoko- i niskokontrastowej rozdzielczości były w polu prawej bocznej komory automatyki ekspozycji.
10. Ustawić duże ognisko optyczne lampy rtg i napięcie 70 kV. Wykonać ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji (AEC) dla prawej bocznej komory.



11. Przesunąć fantom ALPHA tak, by w polu prawej bocznej komory znajdował się obszar fantomu bez dodatkowych elementów cieniujących i powtórzyć ekspozycję z wykorzystaniem układu automatyki ekspozycji (AEC) dla prawej bocznej komory.
12. Zmierzyć wartość gęstości optycznej (dla obrazów analogowych) lub SNR w środku pola wiązki na każdym z uzyskanych obrazów i ocenić zależności między ustawieniem fantomu ALPHA, dawką, zmierzonymi wartościami gęstości optycznej lub SNR oraz widocznością elementów do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej.
13. Dla akwizycji analogowej lub pośredniej cyfrowej (CR) można użyć maskownicy Pb (rejestracja 4 obrazów na jednej błonie lub płycie CR) w celu wyeliminowania z analizy gęstości optycznej lub SNR różnic między rejestratorami obrazu.

#### IV.2.6. Automatyczna kontrola parametrów ekspozycji - fluoroskopia

*Ćwiczenie ma na celu utrwalenie zrozumienia zasad funkcjonowania systemu automatycznej kontroli jasności (ABC) lub automatycznej kontroli mocy dawki (ADRC) we fluoroskopii.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania fluoroskopii.
2. Jednorodny fantom PMMA o różnych grubościach (3) i fantom ALPHA (1).

##### Metodyka:

1. Ustawić tor wizyjny tak, by w kolejności od dołu znajdowały się: lampa rtg, stół pacjenta i rejestrator obrazu. Ustawić największe pole widzenia rejestratora obrazu.
2. Umieścić na stole w torze wiązki jednorodny fantom PMMA o grubości 15 cm, a bezpośrednio na nim fantom ALPHA tak, by jego środek był możliwie blisko osi wiązki.
3. Ustawić rejestrator obrazu możliwie blisko fantomu PMMA.
4. Dla wszystkich poniższych ekspozycji zanotować wyświetlane wartości napięcia i prądu.
5. Włączyć układ ABC (ADRC) i wykonać ekspozycję do momentu ustabilizowania się parametrów napięcia i prądu.
6. Powtórzyć ekspozycję dla wszystkich możliwych trybów pracy automatycznej.
7. Powtórzyć ekspozycję dla wszystkich przełączanych elektronicznie pól widzenia rejestratora obrazu. Oprócz wartości napięcia i prądu dla tej serii ekspozycji zapisać widoczność elementów do oceny wysoko- i niskokontrastowej rozdzielczości.
8. Dla każdej ekspozycji z punktu 7 należy zapisać wielkość pola widzenia w odniesieniu do elementów fantomu ALPHA, a następnie na fantomie położyć kasetę z płytą lub błoną i wykonać ekspozycję ok. 1 sekundy. Obrazy wywołać lub odczytać w skanerze.
9. Powtórzyć ekspozycję dla możliwie największej i pośredniej odległości rejestratora obrazu od fantomu PMMA.
10. W trybie ręcznym ustawić parametry ekspozycji (napięcie i prąd) zgodnie z zasadą: możliwie najwyższe napięcie, możliwie najniższy prąd dla kryterium optymalnej widoczności elementów do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej.
11. Ocenić wpływ poszczególnych warunków pracy: trybu dawki, pola widzenia rejestratora obrazu i odległości rejestrator obrazu – fantom na automatycznie ustawiane parametry ekspozycyjne oraz na widoczność elementów do oceny rozdzielczości wysoko- i niskokontrastowej.
12. Dla ekspozycji z punktu 8 ocenić zgodność pola widzenia rejestratora obrazu z rzeczywistą wielkością wiązki promieniowania.

#### IV.2.7. Jakość odwzorowania kształtów we fluoroskopii

*Ćwiczenie ma na celu utrwalenie zrozumienia zasad funkcjonowania systemu automatycznej kontroli jasności (ABC) lub automatycznej kontroli mocy dawki (ADRC) we fluoroskopii.*

##### Wyposażenie:

1. Aparat rentgenowski z możliwością wykonywania fluoroskopii.
2. Fantom ALPHA (1).

##### Metodyka:

1. Ustawić tor wizyjny tak, by w kolejności od dołu znajdowały się: lampa rtg, stół pacjenta i rejestrator obrazu. Ustawić największe pole widzenia rejestratora obrazu.
2. Umieścić na stole (jeśli jest to aparat typu ścianka do prześwietleń lub telekomando) lub bezpośrednio na rejestratorze obrazu (jeśli jest to stacjonarny lub jezdny aparat zabiegowy z ramieniem C) w torze wiązki fantom ALPHA tak, by jego środek był możliwie blisko osi wiązki. Fantom przymocować tak, by nie przesunął się względem osi wiązki podczas zmiany jej kierunku.
3. Jeśli fantom umieszczony jest na blacie stołu pacjenta - ustawić rejestrator obrazu możliwie blisko fantomu Alpha.
4. W trybie najwyższej jakości obrazu (najwyższej dawki) ocenić zniekształcenia obrazu siatki fantomu dla wszystkich pól widzenia rejestratora obrazu oraz dla poziomego, pionowego i co najmniej dwóch pośrednich ustawień osi wiązki promieniowania rtg. Wskazane porównanie zniekształceń dla cyfrowego i analogowego rejestratora obrazu fluoroskopowego.
5. Ocenić zniekształcenia obrazu dla różnego położenia fantomu w stosunku do rejestratora obrazu i lampy rentgenowskiej. Tą ocenę należy wykonywać jedynie przy pionowym ustawieniu osi wiązki promieniowania rtg.