



TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA I OBRAZOWANIE REZONANSU MAGNETYCZNEGO W DIAGNOSTYCE MEDYCZNEJ

Tomasz Karol Pietrzak



Praca na zaliczenie przedmiotu
Metody i techniki jądrowe
w środowisku, przemyśle i medycynie

Warszawa 2008

Spis treści

1. Podstawy fizyczne.....	3
1.1. Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią.....	3
1.2. Jądrowy rezonans magnetyczny.....	5
2. Podstawy tomografii.....	6
2.1. Techniki oraz możliwości tomografii.....	6
2.2. Skala Haunsielida.....	7
2.2. Transformata Radona.....	7
3. Tomografia komputerowa (rentgenowska).....	8
3.1. Budowa i działanie aparatu diagnostycznego.....	8
3.2. Analiza i wizualizacja wyników badania.....	9
3.3. Możliwości diagnostyczne i przeciwwskazania.....	10
4. Obrazowanie rezonansu magnetycznego.....	12
4.1. Budowa aparatu diagnostycznego.....	12
4.2. Otrzymywanie, analiza i wizualizacja wyników badania.....	13
4.3. Możliwości diagnostyczne i przeciwwskazania.....	14
5. Porównanie obu metod diagnostycznych.....	15
6. Literatura.....	17

Streszczenie

Niniejsze opracowanie przedstawia zastosowanie fundamentalnych zjawisk fizycznych, takich jak oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią oraz jądrowy rezonans magnetyczny, w diagnostyce medycznej. Zostaną pokrótce przedstawione podstawy fizyczne ww. zjawisk oraz opisane dwie metody diagnostyczne: tomografia komputerowa oraz obrazowanie rezonansu magnetycznego – rozwiązania techniczne, budowa przyrządów, przebieg badania oraz zastosowania w medycynie.

1. Podstawy fizyczne

1.1. Oddziaływanie promieniowania rentgenowskiego z materią

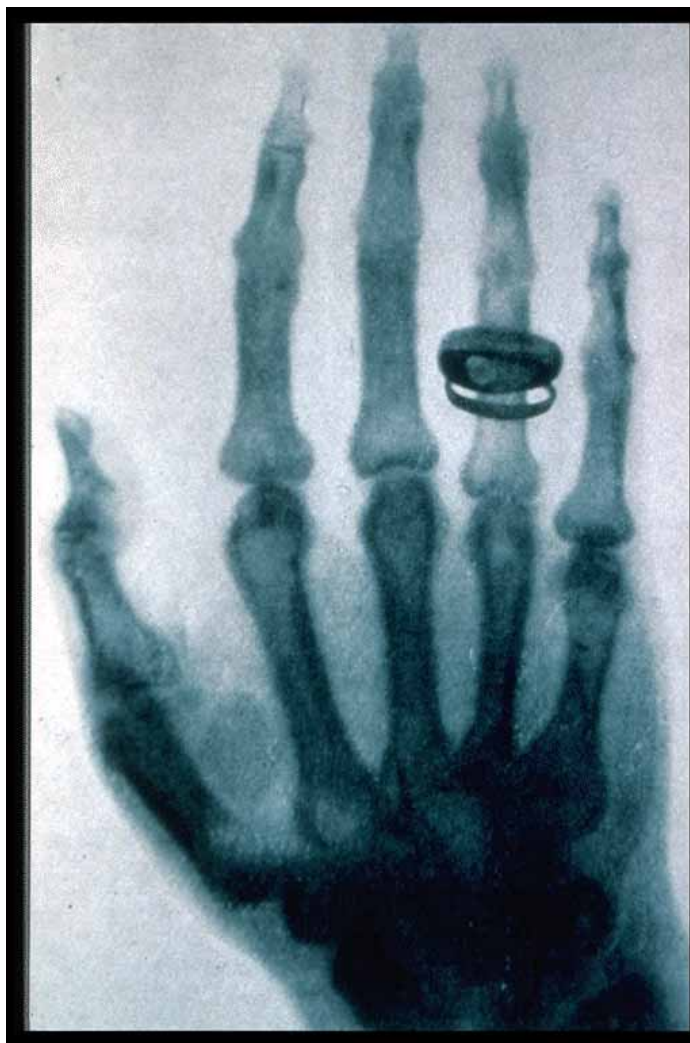
Promieniowaniem rentgenowskim nazywa się umowie promieniowanie elektromagnetyczne z zakresu długości fali $10^{-11} \div 10^{-8} m$. Zakres ten można podzielić na dwa podzakresy:

1. twarde promieniowanie rentgenowskie - długość od 5 pm do 100 pm
2. miękkie promieniowanie rentgenowskie - długość od 0,1 nm do 10 nm

Historia promieniowania rentgenowskiego sięga drugiej połowy dziewiętnastego wieku. Początkiem wielkiego odkrycia były prace Williama Crookesa oraz Johanna Wilhelma Hittorfa nad wyładowaniami w lampie próżniowej, pochodzące od elektrody ujemnej. Promieniowanie to nazwał w 1876 roku promieniowaniem katodowym Eugen Goldstein. Dziś wiemy, że to - powodujące świecenie szkła - promieniowanie było wiązką rozprzeczonych w polu elektrycznym elektronów.

Rozprzeczone elektrony uderzając w materiał o względnie dużej liczbie atomowej (powyżej 20), emitują charakterystyczne dla danego materiału promieniowanie. Na tle ciągłego widma (widmo promieniowania hamowania) można zaobserwować wyraźne piki. Mechanizm powstawania takiego kształtu widma jest prosty: rozprzeczzone elektrony wybijają z powłok atomowych elektrony; następnie wolne stany są obsadzone przez bardziej energetyczne, zewnętrzne elektrony, które w wyniku przejścia promienistego emitują fotony o ściśle określonej energii.

W 1892 roku Nikola Tesla wpadł na pomysł, że niedawno odkryte promieniowanie może zostać użyte do zajrzenia w głąb przedmiotów czy organizmów. Wykonał też serię zdjęć rentgenowskich. Swoimi przemyśleniami i wynikami podzielił się m. in. z Wilhelmem Roentgenem. Pod koniec 1895 roku Roentgen opublikował wyniki swoich badań, a z 1896 roku pochodzi słynne zdjęcie rentgenowskie ręki żony naukowca. Jednocześnie już Tesla zdał sobie sprawę z potencjalnej szkodliwości większych dawek promieni X na zdrowie organizmów żywych.



Rys. 1.1. Historyczne zdjęcie dłoni żony Roentgena

Promieniowanie elektromagnetyczne może oddziaływać z materią za pomocą trzech podstawowych mechanizmów:

1. efektu fotoelektrycznego
2. efektu Comptona
3. efektu kreacji par elektron-pozyton

Ze względu na względnie małą energię kwantów promieniowania X (kilkadziesiąt keV), nie może być mowy o kreacji par elektron-pozyton. Dla fotonów o energiach mniejszych niż 40 keV dominuje efekt fotoelektryczny, dla bardziej energetycznych kwantów większego znaczenia nabiera rozpraszanie comptonowskie.

Niezależnie od mechanizmów pochłaniania czy rozpraszania promieniowania, spełnione jest prawo osłabiania wiązki w materiałach. Względna ilość rozproszonych fotonów w jednorodnej, cienkiej warstwie materiału o grubości dx może zostać zapisana jako:

$$\frac{dn}{n} = -\sigma N dx$$

gdzie: σ - przekrój czynny

N - koncentracja ośrodków rozpraszania

Całkując powyższe równanie różniczkowe otrzymujemy:

$$n = n_0 \cdot \exp(-\sigma N x)$$

Wprowadzając stałą $\mu_x = \sigma N$ (zwaną liniowym współczynnikiem osłabienia wiązki) otrzymujemy prosty wzór na osłabienie wiązki przechodzącej przez jednorodny materiał o dowolnej grubości x :

$$n = n_0 \cdot \exp(-\mu_x x)$$

Widzimy, że znając wartość współczynnika μ_x , możemy obliczyć osłabienie wiązki. I odwrotnie: znając wartość osłabienia wiązki i grubość materiału, możemy obliczyć wartość współczynnika μ_x . Jeśli weźmiemy pod uwagę, że różne materiały charakteryzują się różną wartością liniowego współczynnika osłabienia wiązki, powyżej opisane doświadczenie pozwala na określenie rodzaju materiału, lub przynajmniej na odróżnienie dwóch różnych materiałów (np. tkanka kostna i mięśniowa). Idea ta przyświeca niezwykle popularnym zdjęciom rentgenowskim, stosowanym z dużą popularnością zarówno w medycynie, jak i przemyśle.

Uwzględniając drugi wymiar problemu oraz fakt, że naświetlany materiał jest niejednorodny (tzn. $\mu = \mu(x, y)$), powyższe równanie nieco się komplikuje:

$$n = n_0 \cdot \exp\left(-\int \mu(x, y) dl\right)$$

Całkowanie przebiega wzdłuż linii promieniowania. W tej sytuacji, nawet znając wartość n , obliczenie rozkładu $\mu(x, y)$ nie jest już takie trywialne.

1.2. Jądrowy rezonans magnetyczny

Zjawisko jądrowego rezonansu magnetycznego (ang. *nuclear magnetic resonance, NMR*) polega na oddziaływaniu jąder atomowych znajdujących się w polu magnetycznym z polem elektromagnetycznym o częstotliwościach radiowych. Zjawisku temu ulegają jądra o niezerowym spinie. Efekt ten najsilniejszy jest w jądrach wodoru, jednak można go też obserwować dla deuteru, azotu-14, azotu-15, fluoru-19, fosforu-31, tlenu-17, krzemu-29, boru-10, boru-11, sodu-23, chloru-35, platyny-195 i wielu innych.

Zjawisko NMR odkrył w 1938 roku Isidor Rabi [1]. Następnie w 1946 roku Felix Bloch i Edward Mills Purcell rozszerzyli tę metodę do badań cieczy i ciał stałych, za co w 1952 roku otrzymali nagrodę Nobla [2]. Najistotniejszy jest fakt, że dla różnych jąder rezonans zachodzi przy zauważalnie innych częstotliwościach. Pozwala to na identyfikację badanych atomów za pomocą analizy widma absorpcyjnego w zakresie fal radiowych.

Składowa z-towa momentu magnetycznego wyraża się prostym wzorem: $\mu_z = g m \hbar$, gdzie g jest stałą żyromagnetyczną, zaś $m = \pm 1/2$ dla jąder o spinie połówkowym. Jeśli jądro znajdzie się w jednorodnym polu magnetycznym o indukcji B_0 równoległym do osi z-towej, energia jądra zmieni się o $E = -B_0 \mu_z = -g m \hbar B_0$. W zależności od wartości liczby m , możliwe są dwa stany energetyczne. Różnica energetyczna między nimi wynosi $\Delta E = g \hbar B_0$.

Rezonans między kwantem promieniowania elektromagnetycznego (fotonem) a jądrem w polu magnetycznym zachodzi, gdy energia fotonu $E_f = h \nu$ jest równa energii rozszczepiania obu stanów. Stąd łatwo otrzymujemy częstotliwość rezonansową (zwaną także częstotliwością Larmora):

$$\nu_r = \frac{g B_0}{2\pi \hbar}$$

Powyższy efekt nie pozwalałby na odróżnienie odpowiedzi różnych atomów, gdyby nie mechanizm ekranowania jądra przez otaczające je elektrony. Efektywne pole magnetyczne działające na jądro atomowe jest modyfikowane przez krążące wokół niego elektrony. W związku z tym częstotliwość rezonansowa różni się w zależności od liczby atomowej badanego atomu. Analiza tego przesunięcia (tzw. *chemical shift*) pozwala na określenie składu pierwiastkowego badanej substancji.

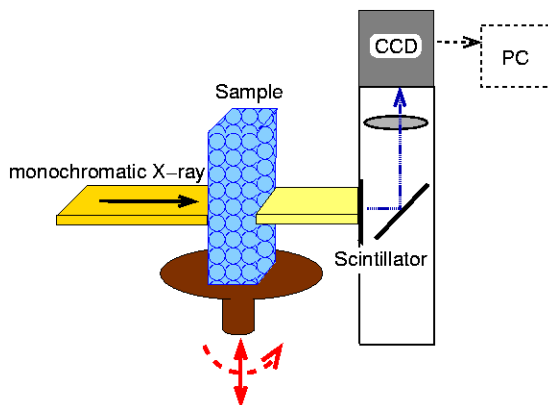
2. Podstawy tomografii

2.1. Techniki oraz możliwości tomografii

Tomografią nazywamy zbiór metod, w których trójwymiarowy obraz badanej próbki rekonstruuje się na podstawie analizy wielu dwuwymiarowych obrazów, otrzymanych przez naświetlanie próbek pod różnymi kątami. Wśród najważniejszych technik tomograficznych możemy wyróżnić:

- ✓ dwuwymiarową ultrasonografią (USG 2D)
- ✓ tomografię komputerową (CT)
- ✓ tomografię rezonansu magnetycznego (MRI)
- ✓ pozytonową tomografię emisyjną (PET)
- ✓ tomografię emisyjną pojedynczego fotonu (SPECT)

W medycynie największe zastosowanie ma obecnie tomografia komputerowa oraz tomografia rezonansu magnetycznego. Duże nadzieje wiąże się z rozwojem tomografii pozytonowej.



Rys. 2.1. Zasada działania tomografu

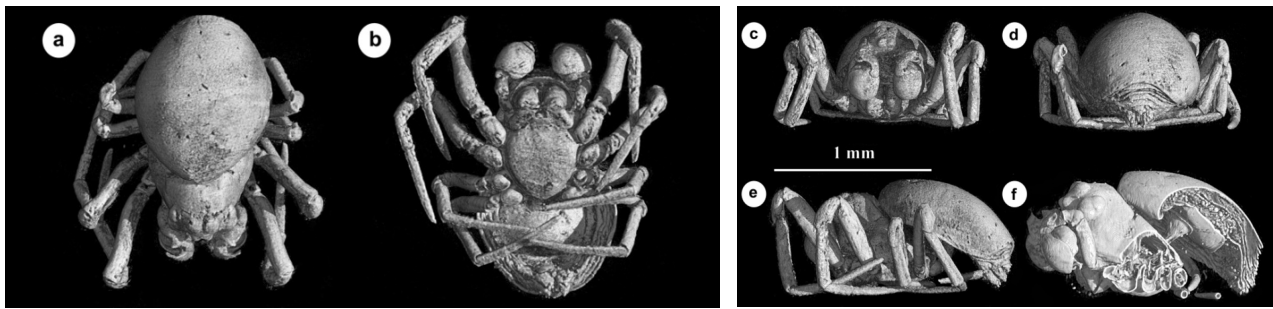
Ogromną zaletą technik tomograficznych w porównaniu z tradycyjnymi metodami obrazowania (np. zdjęciami rentgenowskimi) jest możliwość zrekonstruowania trójwymiarowego obrazu badanej próbki. Wymaga to wykonania wielu dwuwymiarowych pomiarów, które przy użyciu mocy obliczeniowej komputerów i odpowiednich algorytmów pozwalają na odtworzenie obrazu całości.

Istnieją ogólnie dwie podstawowe techniki pomiarów: w jednej próbka pozostaje nieruchoma, zaś obraca się wiązka obrazująca; w drugiej niewielka próbka jest obracana w nieruchomej wiązce. Pierwszą z tych technik stosujemy w medycynie (pacjent pozostaje nieruchomy). Drugą stosuje się np. w tomografii rentgenowskiej przy użyciu wiązki promieniowania synchrotronowego.

Tomografia rentgenowska, czyli taka, w której wiązką obrazującą jest promieniowanie X, jest bardzo wszechstronną metodą badania ciał stałych. Pozwala np. na analizę mikrostruktury materiałów, analizę propagacji pęknięć i zmęczenia materiałów. Umożliwia także szczegółową analizę budowy organizmów żywych. Popularna w medycynie tzw. tomografia komputerowa jest niczym innym jak tomografią rentgenowską, w której „próbką” jest pacjent.

Wyniki tomografii możemy przedstawiać zarówno w postaci dwuwymiarowych obrazów poszczególnych warstw badanego obiektu, jak i wszelkich możliwych przekrojów zrekonstruowanego trójwymiarowego obiektu. Zdjęcia te są na ogół czarno-białe, zaś jasność punktu zależy od np. współczynnika absorpcji lub składu chemicznego.

Szczególne interesujące są techniki pozwalające na oglądanie trójwymiarowych obrazów badanych obiektów. Obserwator zakłada okulary z filtrami o różnych kolorach na obu oczach. Na ekranie generowany jest dwukolorowy obraz stereograficzny. Dzięki różnokolorowym filtrom, ludzki umysł pozwala się oszukać i tworzy przed naszymi oczami przestrzenny obraz. Powyższa technika, choć bardzo efektowna, nie ma praktycznego zastosowania w medycynie.



Rys. 2.2. Trójwymiarowa rekonstrukcja skamieliny pająka sprzed ok. 50 milionów lat [3].

2.2. Skala Haunsfielda

W zastosowaniach medycznych używanie współczynników absorpcji promieniowania rentgenowskiego dla tkanek uznano za niewygodne. Dla wygody została sporządzona skala Haunsfielda [4], która odnosi się do współczynnika absorpcji wody $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$. Wartość liczby H dla tkanki o współczynniku absorpcji $\mu_{\text{H}_2\text{O}}$ oblicza się następująco:

$$H = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{\text{H}_2\text{O}}}{\mu_{\text{H}_2\text{O}}}$$

Wartości liczby Haunsfielda wynoszą od -1000 dla gazów do 3000 dla kości. Wartość H dla wody wynosi 0.

2.2. Transformata Radona

W zastosowaniach praktycznych, dużo wygodniej jest operować współczynnikiem p , wyrażającym stosunek logarytmów natężenia wiązki przed i po przejściu przez próbkę:

$$p \stackrel{\text{def}}{=} \ln \left(\frac{I_0}{I} \right) = \int \mu(x, y) dl$$

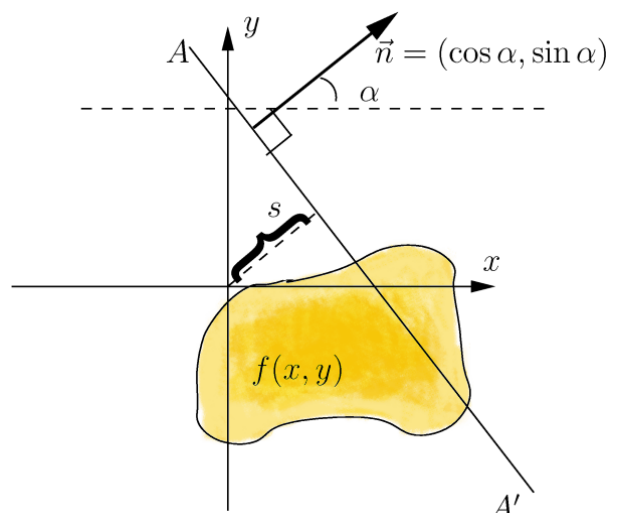
W tomografii naturalny układ współrzędnych stanowi odległość wiązki od głównej osi układu (s) oraz kąt padania wiązki α . Przejście ze współrzędnych kartezjańskich do (s, α) opisuje transformata Radona [5]:

$$\mu(x, y) \in H \rightarrow p(s, \alpha) \in \mathbb{R}$$

W tym układzie współrzędnych współczynnik p można wyrazić następująco:

$$p = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \cdot \delta(x \cos \alpha + y \sin \alpha - s) dx dy$$

Powyższe wyrażenie oznacza, że w celu wyznaczenia wartości p w punkcie s ekranu, przy określonym kącie projekcji α , należy zsumować (scalkować) wartości współczynnika absorpcji występujące na drodze promienia wiązki trafiającego w ten punkt pomiarowy.



Rys. 2.3. Układ współrzędnych w transformacie Radona

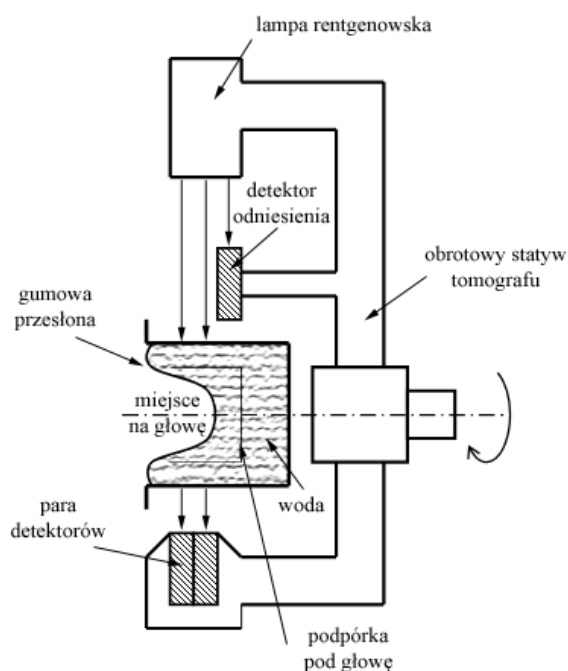
3. Tomografia komputerowa (rentgenowska)

3.1. Budowa i działanie aparatu diagnostycznego

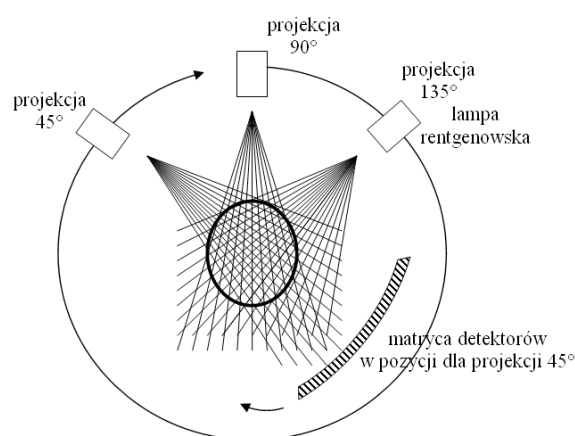
Pierwszy tomograf (tzw. *EMI scanner*) został zbudowany w 1968 roku przez sir Godfreya Newbolda Hounsfielda. Osiągnięcie to było uwieńczeniem licznych prac i projektów tomografów opracowywanych od początku lat sześćdziesiątych. W 1979 roku Hounsfield wraz z Allanem MacLeod Cormackiem otrzymali nagrodę Nobla w dziedzinie medycyny [6].

EMI scanner klasyfikujemy jako tomograf I generacji. Służył wyłącznie do wykonywania badań tomograficznych głowy pacjenta. Otaczający ją zbiornik wody pochłaniał nadmierną dawkę promieniowania X. Lampa rentgenowska poruszała się wraz z detektorami zarówno wokół jak i wzdłuż ciała pacjenta. Zastosowano ołówkową wiązkę promieniowania (ang. *pencil beam*) z pojedynczym detektorem. Aby wykonać rekonstrukcję jednej warstwy, lampa wraz z detektorem przesuwała się po linii prostopadłej do osi pacjenta; procedurę tę powtarzano dla kilku kątów padania wiązki. Było to rozwiązanie bardzo nieefektywne i czasochłonne. Typowe badanie trwało ok. 25 minut, w czasie którego wykonywano ok. 29 tysięcy projekcji.

Od czasów *EMI scanner* powstały już cztery generacje tomografów [7]. Nie tylko zmniejszono czas badania, ale także zwiększono rozdzielczość produkowanych aparatów. W 1976 roku problem wydajności rozwiązano poprzez wyeliminowanie liniowego ruchu detektorów w czasie projekcji. W tomografach III generacji zastosowano wachlarzową wiązkę promieniowania o kącie rozwarcia ok. 450. Nawet do 1000 detektorów umieszczonych zostało na tablicy, która wykonuje synchroniczny ruch wraz z lampą rentgenowską. Dzięki powyższym modyfikacjom, czas projekcji potrzebnych do rekonstrukcji warstwy zmalał do ok. 5 sekund.



Rys. 3.1. *EMI scanner* – tomograf I generacji



Rys. 3.2. Zasada działania tomografu III generacji

W tomografach IV generacji ruchomą tablicę detektorów zastąpiono nieruchomym pierścieniem detektorów o promieniu większym niż ramie obracającego się detektora. Kolejnym udoskonaleniem były tomografy spiralne. W czasie badania występuje ciągły powolny ruch stołu z pacjentem względem aparatu. W układzie odniesienia pacjenta, ślad lampy rentgenowskiej wraz z detektorami ma kształt spirali (stąd nazwa metody).

Na początku XXI wieku wiązkę wachlarzową zastąpiono wiązką w kształcie stożka. Układ ten [8], wraz z dwuwymiarową tablicą detektorów, umożliwia jednocześnie rejestrowanie nawet do 64 sąsiadujących ze sobą warstw. Pozwoliło to także na zmniejszenie mocy lampy rentgenowskiej oraz skrócenie całego badania nawet do 2 minut. Obecnie tomografy spiralne są standardem wśród tomografów w zastosowaniach klinicznych.

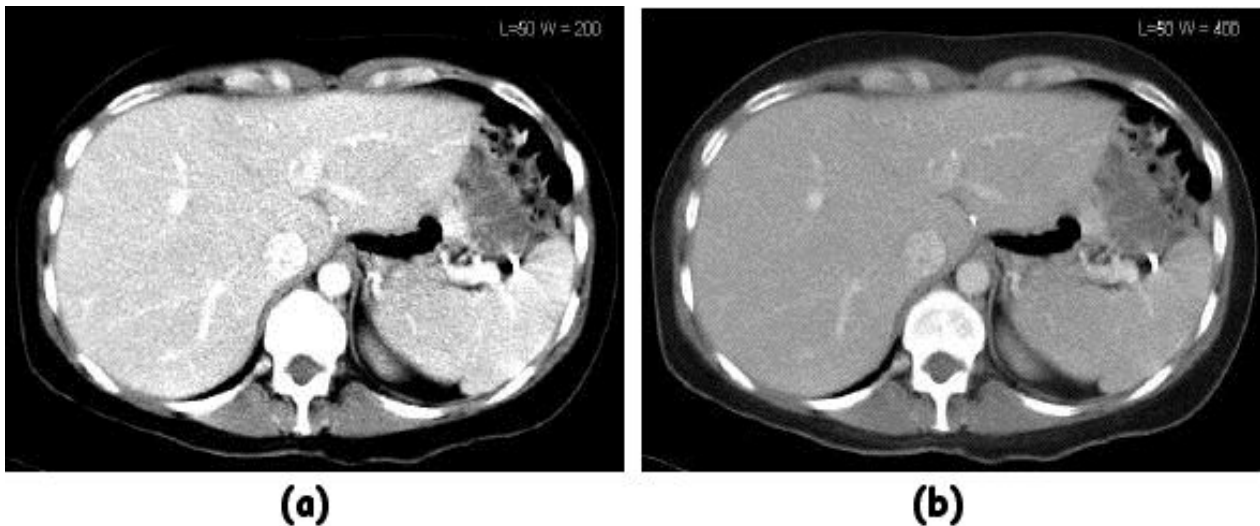
3.2. Analiza i wizualizacja wyników badania

Po wykonaniu badania, zebrane dane są przetwarzane przez komputer w celu odtworzenia obrazu poszczególnych warstw. Otrzymuje się wówczas przestrzenny rozkład współczynnika absorpcji. W erze technologii cyfrowej oczywiste jest, że wyniki badania tomograficznego przedstawiane są w postaci cyfrowej. Analizowany obszar zostaje podzielony na tzw. *voxele*, czyli dyskretne elementy objętościowe. Zanim jednak cyfrowy obraz zostanie zapisany w postaci przydatnej do diagnostyki medycznej, należy wykonać na każdym voxelu przekształcenie nieliniowe z jednostek Hounsfielda do k -bitowej dyskretnej wartości luminancji lum_c . W tym celu należy zdefiniować tzw. okno charakteryzowane przez dwa parametry: C – środek okna, W – szerokość okna. C określa środek zakresu, który będzie przekształcany, W definiuje jego szerokość. Wartości luminancji oblicza się wówczas wg poniższych wzorów:

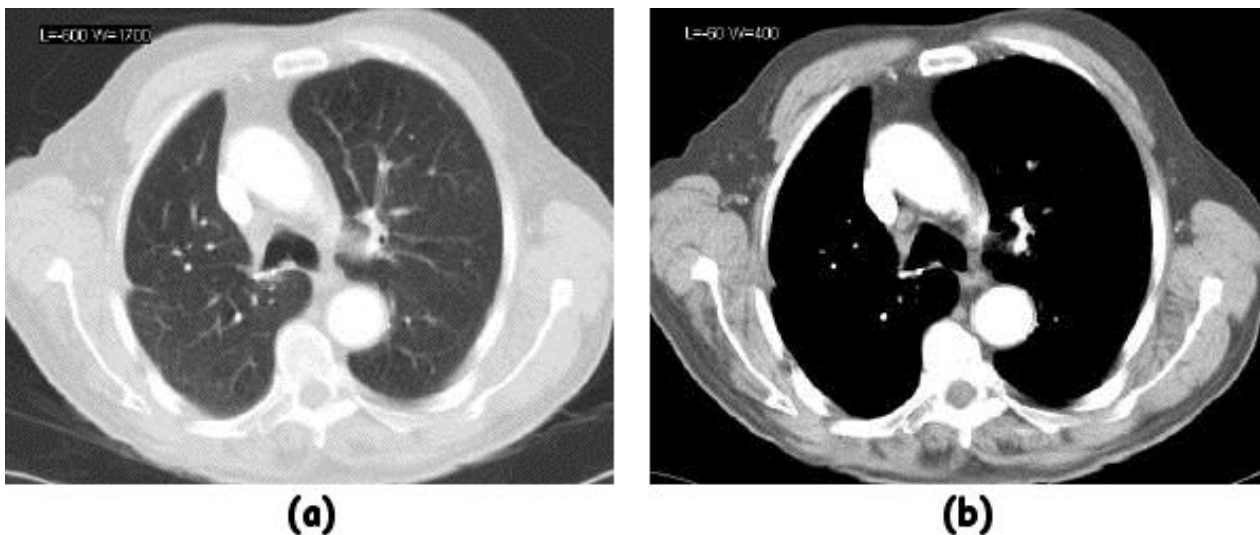
$$lum_c(i, j) = \begin{cases} 0 & \text{dla } \mu(i, j) \leq C - \frac{W}{2} \\ 2^k - 1 & \text{dla } \mu(i, j) \geq C + \frac{W}{2} \\ \text{int} \left(\left(\mu(i, j) - C + \frac{W}{2} \right) \cdot \frac{2^k - 1}{W} + 0,5 \right) & \text{dla } C - \frac{W}{2} < \mu(i, j) < C + \frac{W}{2} \end{cases}$$

Otrzymane wartości luminancji na ekranie komputera lub kliszy fotograficznej są reprezentowane w skali szarości.

W zależności od obszaru ciała, który chcemy zdiagnozować, używa się różnych wartości parametrów C , W do otrzymania ostatecznego obrazu, np.: $C = 1000$ HU, $W = 2500$ HU przy obrazowaniu kości, $C = -600$ HU, $W = 1700$ HU przy badaniu płuc oraz $C = -50$ HU, $W = 400$ HU dla śródpiersia [7]. Oglądania wybranego fragmentu ciała przy różnych wartościach parametrów pozwala na zauważenie większej liczby szczegółów, np. na wyodrębnienie tkanki nowotworowej.



Rys. 3.3. Przekrój przez wątrobę [9]; (a) $C = 50$, $W = 200$; (b) $C = 50$, $W = 400$.



Rys. 3.4. Przekrój przez płuca [9]; (a) $C = -600$; $W = 1700$; (b) $C = -60$; $W = 400$.

3.3. Możliwości diagnostyczne i przeciwwskazania

Tomografia komputerowa łączy w sobie dużą skuteczność diagnostyczną przy relatywnie niskich kosztach badania i stosunkowo łatwej dostępności tomografów komputerowych w szpitalach i klinikach. U około 50% chorych skierowanych na CT, badanie pozwala ostatecznie zdiagnozować chorobę [10]. Badanie CT stosuje się w następujących przypadkach:

- ✓ w diagnostyce mózgowia, a także odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa, zwłaszcza przy podejrzeniu przepukliny jądra miazdżystego, czyli dyskopatii
- ✓ w diagnostyce świeżych urazów czaszki - wykonywana najczęściej na dyżurach w szpitalach w trybie pilnym; pozwala ono m.in. na łatwe wykrycie krwiaków pourazowych
- ✓ w celu rozpoznawania udarów mózgu, ale także w rozpoznawaniu nieurazowych zmian w centralnym układzie nerwowym, jak tętniak, krwawienie czy wodogłowie
- ✓ podejrzenia guza mózgu

- ✓ podejrzenia nowotworów płuc zarówno pierwotnych, jak też przerzutowych; informuje o rozległości zmian nowotworowych, ocenia, czy powiększeniu ulegają głęboko położone węzły chłonne śródpiersia, czy dochodzi np. do ucisku nowotworów na otaczające tkanki
- ✓ niejasnego obrazu USG brzucha; pozwala na wykrycie zmian patologicznych, głównie nowotworowych, w obrębie narządów miękkich, czyli wątroby, nerek, śledziony, trzustki, nadnerczy oraz na stwierdzenie powiększonych węzłów chłonnych jamy brzusznej - do diagnostyki tych narządów wykonuje się badania z kontrastem
- ✓ tętniaków aorty
- ✓ w diagnostyce nowotworów pęcherza moczowego, jajnika, macicy, prostaty.

Metoda tomografii komputerowej nie daje dobrych rezultatów w przypadku:

- ✓ diagnozowania chorób jelit
- ✓ badań rdzenia kręgowego

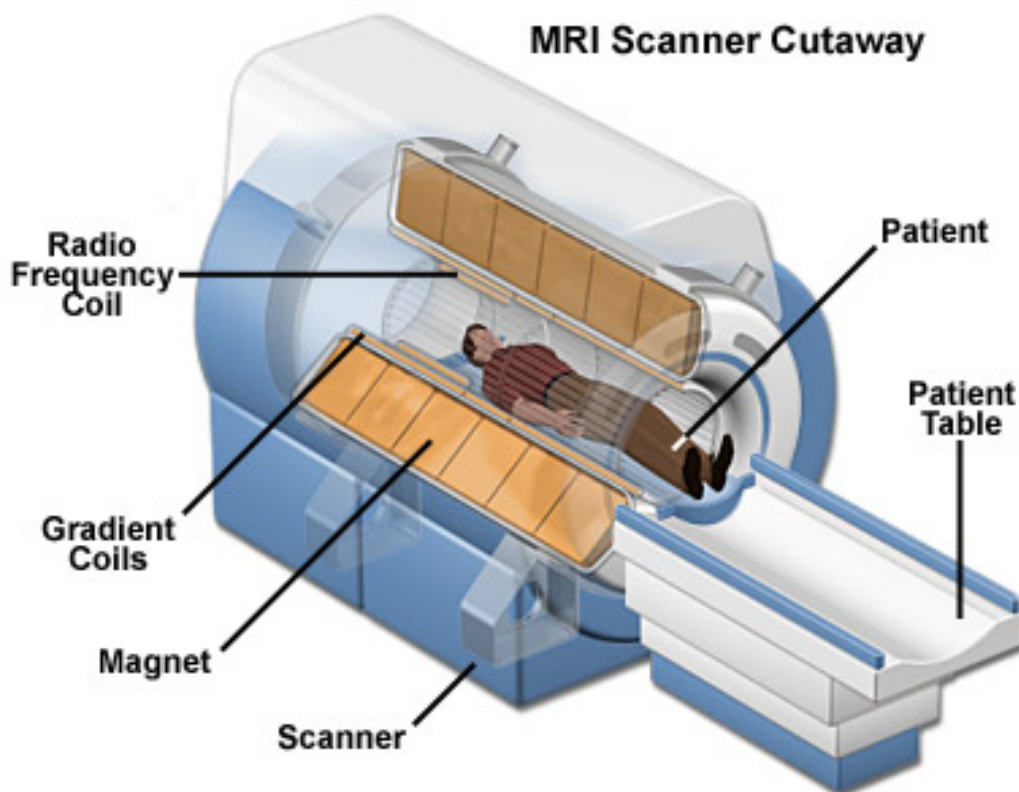
4. Obrazowanie rezonansu magnetycznego

4.1. Budowa aparatu diagnostycznego

Z punktu widzenia pacjenta, wygląd aparatu rezonansu magnetycznego jest bardzo podobny do tomografu komputerowego. Pacjent kładzie się na ruchomym stole. Następnie jest wsuwany do cylindrycznego urządzenia, gdzie odbywa się badanie.

Jednak wewnętrzna budowa jest zupełnie inna. Nie występuje tu ani lampa rentgenowska, ani detektory promieniowania X. W skład rezonansu magnetycznego wchodzi trzy podstawowe elementy:

- ✓ nadprzewodzący elektromagnes wytwarzający jednorodne pole magnetyczne
- ✓ nadajnik i odbiornik fal o częstotliwościach radiowych
- ✓ elektromagnesy gradientowe, ułożone wzdłuż trzech prostopadłych do siebie kierunków



Rys. 4.1. Schemat budowy rezonansu magnetycznego [11]

Kluczowym i zarazem najbardziej kosztownym elementem urządzenia jest wielki elektromagnes. Jego zadaniem jest wytwarzanie jednorodnego, silnego pola magnetycznego (ok. 1-1,5 T), niezwykle stabilnego w czasie (fluktuacje poniżej 3 ppm). Obecnie stosuje się elektromagnesy nadprzewodnikowe zbudowane z niobku tytanu, znajdujące się w kriostacie wypełnionym ciekłym helem (ok. 4 K). Pomimo wysokich kosztów aparatury kriogenicznej, magnesy te cechują się największymi natę-

zeniami oraz stabilnością pól magnetycznych, jak również stosunkowo niewielkim zużyciem energii elektrycznej (brak strat związanych z oporem omowym).

Układ częstotliwości radiowych składa się z generatora częstotliwości, wzmacniacza oraz układu cewek. Odbiornik składa się z cewki, wzmacniacza oraz systemu analizującego odczytywany sygnał. Chwilowa moc systemu może dochodzić nawet do 35 kW. Położenie cewek dobiera się tak, aby jak najlepiej pasowały do aktualnie obrazowanej części ciała.

Szczególnie ważnym elementem urządzenia są cewki gradientowe. Ich rola sprowadza się do wytworzenia odpowiedniego gradientu natężenia pola magnetycznego w tunelu urządzenia. To właśnie gradient pola magnetycznego (do 100 mT/m) jest odpowiedzialny za wybór określonej płaszczyzny obrazowania. Cewki gradientowe są klasycznymi elektromagnesami zasilanymi zaawansowanym systemem. Wymagana jest duża dokładność wytwarzanego pola oraz możliwość szybkiego włączania i wyłączania cewek. Od osiągnięć systemu gradientowania zależy w dużej mierze szybkość badania oraz rozdzielczość otrzymanych obrazów.

Pacjenci poddający się badaniu MRI skarżą się na duży poziom hałasu panujący w tunelu urządzenia. Wbrew intuicji, to nie wielki nadprzewodnikowy magnes jest źródłem nieprzyjemnych odgłosów, ale właśnie elektromagnesy gradientowe wraz z systemem przekładników włączających/wyłączających zasilanie cewek.

4.2. Otrzymywanie, analiza i wizualizacja wyników badania

W czasie badania, znajdujące się w polu magnetycznym atomy są pobudzane częstotliwościami radiowymi równymi częstotliwości Larmora dla atomów wodoru. Powoduje to precesję momentów magnetycznych atomów w polu magnetycznym. Obraz z rezonansu magnetycznego otrzymuje się dzięki obserwacji procesów relaksacji składowej równoległej i prostopadłej momentu magnetycznego atomów, charakteryzujących się różnymi stałymi czasowymi, tzw. T_1 i T_2 .

Stała T_1 związana jest z powrotem składowej równoległej spinu atomu do równowagi termodynamicznej w otoczeniu. Określa czas potrzebny na oddanie do sieci części energii przekazanej atomowi przez kwant promieniowania radiowego. Zmianę składowej równoległej momentu magnetycznego określa proste równanie:

$$M_z(t) = M_{z0} \left(1 - \exp \left(-\frac{t}{T_1} \right) \right)$$

Czas T_1 można także traktować jako średni czas życia atomów w stanie wzbudzonym. Jest on zależny od współczynnika żyromagnetycznego atomu oraz od ruchliwości sieci.

Stała T_2 określa czas wykładniczego zaniku składowej prostopadłej momentu magnetycznego wg wzoru:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0) \exp \left(-\frac{t}{T_2} \right)$$

Czasy T_2 dla materiałów wchodzących w skład tkanek są ok. 5-10 razy krótsze niż T_1 .

Kontrast na obrazach w MRI pochodzi od różnic w wartościach T_1 lub T_2 . Średnie wartości czasów relaksacji dla głównych narządów i tkanek przedstawia Tabela 4.1. Obraz MRI powstaje na

skutek powtarzania sekwencji przykładanego sygnału radiowego, gradientu pola magnetycznego oraz analizy sygnału z cewek odbiornika.

Organ / tkanka	T_1 [ms]	T_2 [ms]
Tkanka tłuszczowa	240-250	60-80
Krew (odtleniona)	1350	50
Krew (utleniona)	1350	200
Płyn mózgowo-rdzeniowy	2200-2400	500-1400
Mózg (istota szara)	920	100
Mózg (istota biała)	780	90
Wątroba	490	40
Nerki	650	60-75
Mięśnie	860-900	50

Tabela 4.1. Wartości czasów relaksacji dla różnych tkanek [13].

Ostateczny kontrast na obrazie MRI otrzymuje się poprzez zastosowanie wag proporcjonalnych m. in. do T_1 lub T_2 . Wśród wielu różnorodnych metod warto wyróżnić 4 podstawowe sekwencje [14]:

1. obrazy T_1 -zależne – najlepiej obrazujące strukturę mózgu: istota biała jest ukazywana w jasnych kolorach, zaś istota szara i płyn mózgowo-rdzeniowy na ciemno
2. obrazy T_2 -zależne – na których istota biała ukazywana jest na ciemno, zaś istota szara i płyn mózgowo-rdzeniowy – na jasno
3. FLAIR (ang. *Fluid Light Attenuation Inversion Recovery*) – modyfikacja sekwencji T_2 -zależnej, gdzie obszary z małą ilością wody ukazywane są w ciemniejszych barwach, zaś obszary z dużą ilością wody – w jaśniejszych.
4. Obrazowanie dyfuzyjne – pozwala mierzyć dyfuzję molekuł wody w tkance. Wyróżnia się tutaj m. in.: obrazowanie tensora dyfuzji (ang. *DTI – diffusion tensor imaging*), które może być zaadoptowane do obrazowania zmian w połączeniach istoty białej, oraz obrazowanie zależne od dyfuzji (ang. *DWI – diffusion-weighted imaging*), które wykazuje się dużą skutecznością w obrazowaniu udarów mózgu.

4.3. Możliwości diagnostyczne i przeciwwskazania

Zastosowania rezonansu magnetycznego są podobne do tomografii komputerowej. Biorąc jednak pod uwagę fakt, że dostępność aparatów MRI jest mniejsza, a cena badania większa, badania rezonansem magnetycznym zleca się w przypadkach, gdy diagnostyka za pomocą CT byłaby niewystarczająca. Rezonans magnetyczny szczególnie dobrze obrazuje okolice kręgosłupa, naczynia krwionośne, układ kostny i mięśniowy.

Diagnostyka za pomocą rezonansu magnetycznego obejmuje w szczególności [10]:

- ✓ guzy mózgu

- ✓ obrazy układu nerwowego w stwardnieniu rozsianym
- ✓ guzy kanału kręgowego
- ✓ przepuklinę głównie w zakresie kręgosłupa szyjnego i piersiowego
- ✓ elementy stawów
- ✓ zmiany zwyrodnieniowe szczególnie w zakresie stawów kolanowych
- ✓ wczesne przerzuty nowotworowe przed wystąpieniem objawów klinicznych

Możliwości diagnostyczne MRI byłyby dużo mniejsze, gdyby nie możliwość podawania pacjentom odpowiednich substancji kontrastujących, które pozwalają na ocenę nie tylko struktury, ale także funkcji tkanek i narządów. Obecnie najczęściej stosowanym kontrastem jest Gd^{3+} , a także Mn^{2+} i Fe^{2+} .

Ogromną zaletą badania rezonansem magnetycznym jest fakt, że pacjent nie otrzymuje żadnej dawki promieniowania jonizującego. Powodem ograniczającym możliwość zastosowania tej metody jest jednak duże pole magnetyczne występujące w komorze urządzenia. Badania MRI nie można stosować u osób z wstawionymi metalowymi protezami w organizmie. Ograniczenia mogą pojawić się także u osób z wszczepionymi stymulatorami, endoprotezami stawów, zespoleniami kości za pomocą metalowych śrub oraz pewnymi typami zastawek serca.

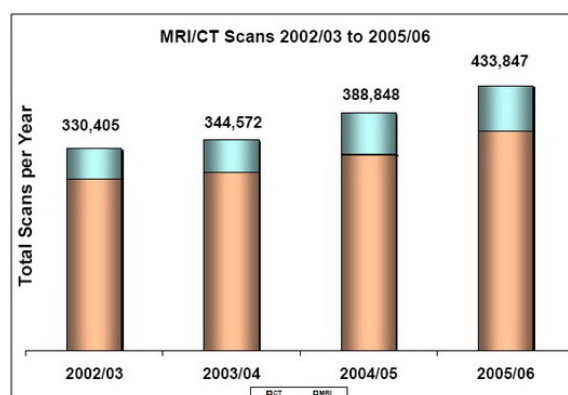
5. Porównanie obu metod diagnostycznych

Choć, na pierwszy rzut oka, wyniki badań z tomografu komputerowego i rezonansu magnetycznego są podobne, fizyka stojąca za obiema metodami badawczymi jest odmienna.

W CT do obrazowania używa się wiązki rentgenowskiej. Choć w miarę postępu ilość dawki otrzymywanej przez pacjentów podczas badania maleje, nie należy zapominać o negatywnym wpływie promieniowania jonizującego na zdrowie istot żywych. I choć niezwykła skuteczność tomografii komputerowej usprawiedliwia podawanie pacjentowi dawki promieniowania X, przy konieczności wielokrotnych badań CT może stanowić ona pewne ograniczenie. W rezonansie magnetycznym obraz otrzymuje się za pomocą silnego pola magnetycznego i częstotliwości radiowych. Wg dzisiejszego stanu wiedzy, nie zauważono negatywnego wpływu pola magnetycznego rzędu kilku tesli na organizmy ludzkie.

Źródłem kontrastu w obrazie CT jest różnica liczby atomowej składników badanej materii. Stąd ta metoda badawcza bardzo dobrze obrazuje różnice np. między tkanką kostną i tkankami miękkimi. MRI pozwala uchwycić różnice między tkankami o podobnej budowie.

W celu polepszenia obrazowania obiema metodą, można stosować kontrasty, podawanie dożylnie przed badaniem. W tomografii komputerowej są to substancje o większej liczbie atomowej niż okolicz-



Rys. 5.1. Roczne statystyki badań CT (brązowe słupki) i MRI (błękitne słupki) w Kolumbii [12].

na tkanka, np. jod i bar. W MRI za kontrast służą substancje o właściwościach paramagnetycznych, np. mangan i gadolin.

Mimo wielu zalet rezonansu magnetycznego nad tomografią komputerową, dużo większe koszty zakupu urządzenia przenoszą się na koszty wykonania badań. Stąd na badania MRI kieruje się pacjentów w sytuacjach, gdy badanie tomografem komputerowym może przynieść niewystarczające rezultaty. Znacznie gorsza jest także dostępność urządzeń MRI, w porównaniu z tomografami komputerowymi, w które wyposażone są prawie wszystkie ważniejsze szpitale w Polsce.

Pacjenci poddawani badaniom MRI uskarżają się na duży hałas związany z przełączaniem magnesów gradientowych, mogący osiągać nawet 130 dB. Tomografy komputerowe są urządzeniami zdecydowanie bardziej cichymi, zapewniającymi większy komfort podczas badania.

Paradoksalnie, MRI może być urządzeniem dużo bardziej niebezpiecznym niż tomograf komputerowy. Odnotowano przypadki [15], w których metalowe (ferromagnetyczne) przedmioty, pozostawione przez nieuwagę w pobliżu urządzenia, były z dużą siłą przyciągane, powodując obrazy lub nawet zgon.

Podsumowując, tomografy komputerowe i rezonans magnetyczny wniosły bezcenne możliwości do diagnostyki medycznej. Badania tomograficzne z pewnością pozwoliły na zdiagnozowanie milionów przypadków i uratowania bądź przedłużenie wielu ludzkich istnień. Obie technologie, nieustannie rozwijane, są komplementarnymi metodami, pod względem możliwości diagnostycznych, szkodliwości oraz z przyczyn ekonomicznych. Nie ulega wątpliwości fakt, że zarówno tomograf komputerowy jak i rezonans magnetyczny powinny stanowić kluczowe wyposażenie pracowni radiologicznej współczesnej, nowoczesnej i skutecznej kliniki.

6. Literatura

- [1] I.I. Rabi, J.R. Zacharias, S. Millman, P. Kusch: *A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment*. Physical Review 53, 318-318
- [2] http://nobelprize.org/nobel_prizes/physics/laureates/1952/index.html
- [3] <http://blog.wired.com/wiredscience/2007/10/3d-imaging-tech.html>
- [4] U. Schneider, E. Pedroni, A. Lomax: *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. 41 (1996) 111–124
- [5] A. C. Kak and Malcolm Slaney: *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1988
- [6] http://nobelprize.org/nobel_prizes/medicine/laureates/1979/index.html
- [7] R. Cierniak: *Tomografia komputerowa*. Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2005
- [8] K. Taguchi: *X-ray computed tomographic imaging device and x-ray computed tomographic method*. US Patent No. 5825842
- [9] http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine/X-Ray_CT_in_Nuclear_Medicine
- [10] <http://www.resmedica.pl/zdart2009.html>
- [11] <http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/>
- [12] <http://www.health.gov.bc.ca/cpa/mediasite/waitlist/scanners.html>
- [13] [http://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_\(NMR\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_(NMR))
- [14] http://pl.wikipedia.org/wiki/Obrazowanie_rezonansu_magnetycznego
- [15] http://www.mri-planning.com/videos/MRI_safety_video.html