

POLITECHNIKA WARSZAWSKA
WYDZIAŁ ELEKTRONIKI I TECHNIK INFORMACYJNYCH
INSTYTUT RADIOELEKTRONIKI
ZAKŁAD ELEKTRONIKI JĄDROWEJ I MEDYCZNEJ

Laboratorium

**PODSTAWY TECHNIK OBRAZOWANIA
W MEDYCYNIE**

Ćwiczenie nr 5

Obrazowanie MRI

Opracował: mgr inż. Mateusz Orzechowski
mgr inż. Łukasz Kołaszewski Warszawa,
kwiecień 2009 r.

Aktualizacja mgr inż. Kamil Lipiński,
listopad 2022 r.



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



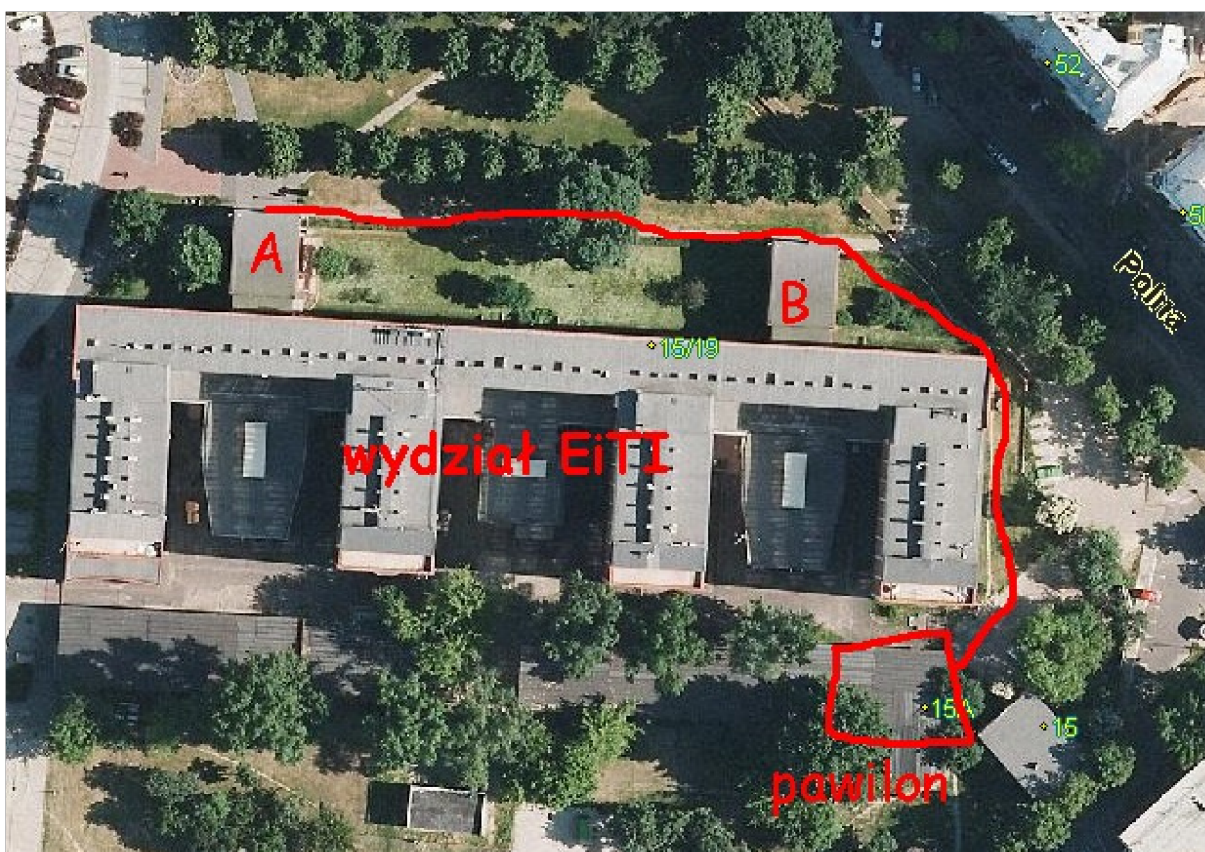
1. Cel ćwiczenia

- Zapoznanie z metodami obrazowania techniką MR

2. Podstawowe założenia i koncepcja ćwiczenia

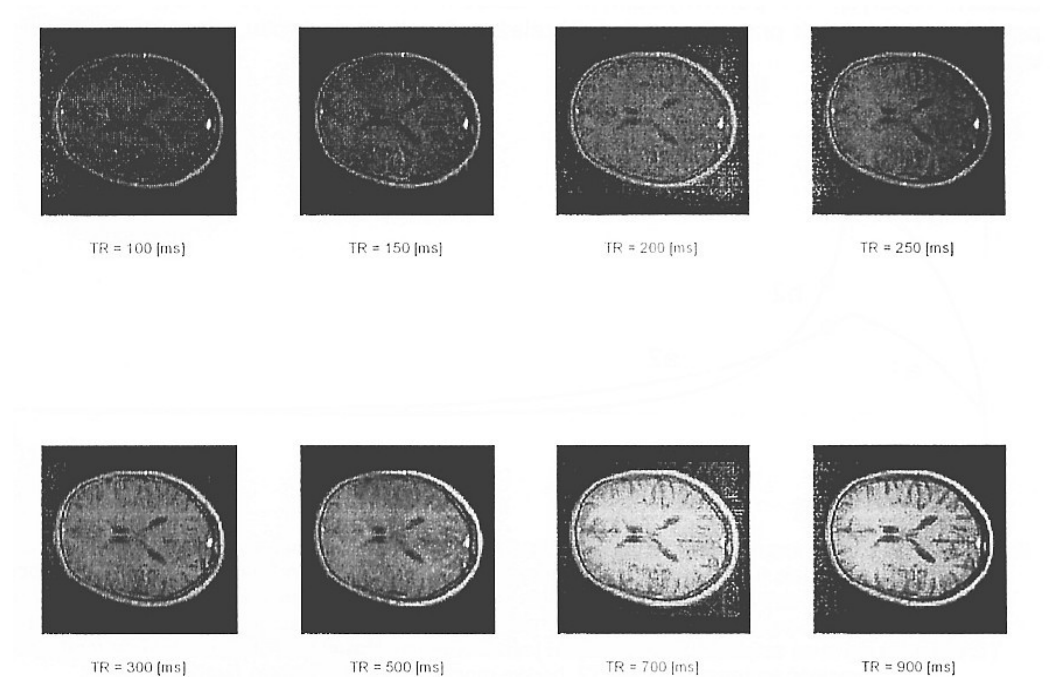
Podstawowym założeniem dydaktycznym ćwiczenia jest zdobycie praktycznej wiedzy dotyczącej jądrowego rezonansu magnetycznego NMR. Zagadnienie to obejmuje: podstawy fizyczne zjawiska, metody detekcji sygnału oraz zapoznanie z metodą obrazowania. W szczególności ćwiczenie polega na doborze parametrów typowej sekwencji wykorzystywanej w obrazowaniu NMR noszącej nazwę SE (ang. Spin-Echo) i obserwacji wpływu na obrazowanie. Podczas ćwiczenia studenci zapoznają się również z budową skanera MR oraz zasadami projektowania i programowania sekwencji pomiarowych. Laboratorium będzie miało charakter poglądowy z elementami pomiarowymi. Wszystkie pomiary będą wykonywane przy pomocy skanera BRUKER BNT-1000 wraz z dodatkowym oprzyrządowaniem.

Przed przystąpieniem do ćwiczenia należy zapoznać się z częścią teoretyczną niniejszej instrukcji!

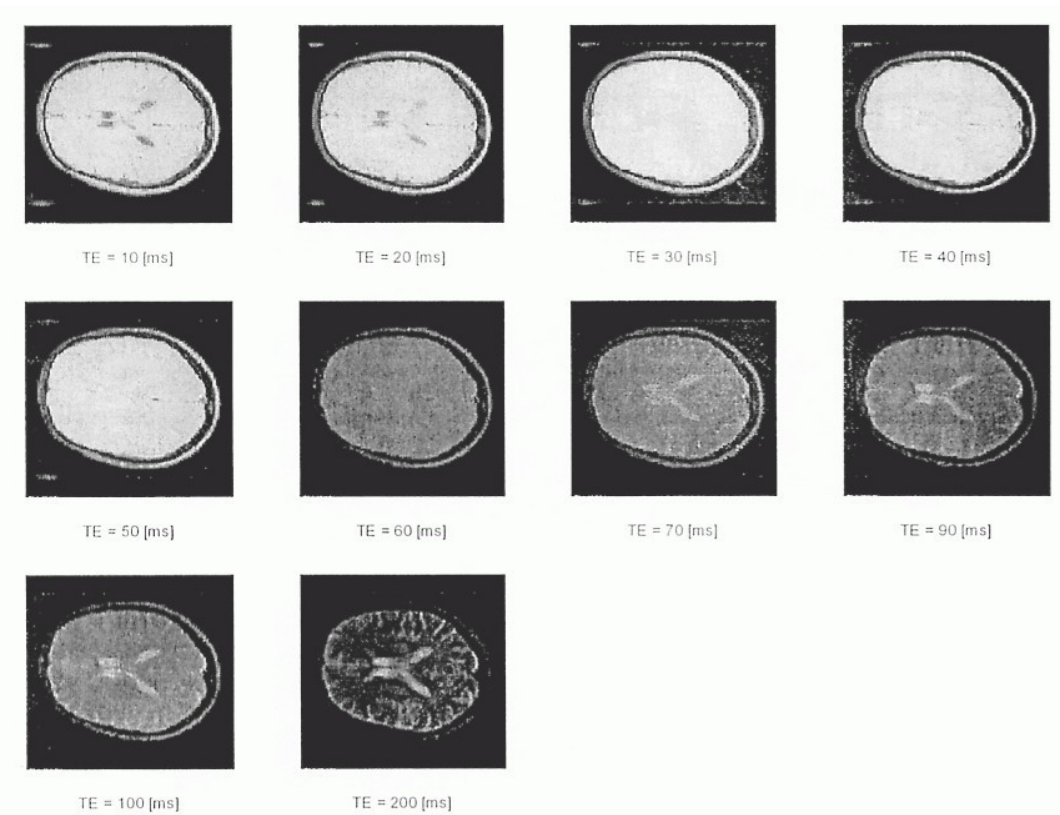


Plan dotarcia do pawilonu, w którym znajduje się laboratorium NMR.

W technice MRI stosuje się różne metody skanowania, pozwalające na uzależnienie kontrastu od różnych właściwości obrazowanego obiektu takich jak T1, T2, PD. Przykłady zostały opisane poniżej. W trakcie laboratorium studenci podejmą próbę odtworzenia podobnych badań na sztucznym (fantom) lub naturalnym obiekcie.



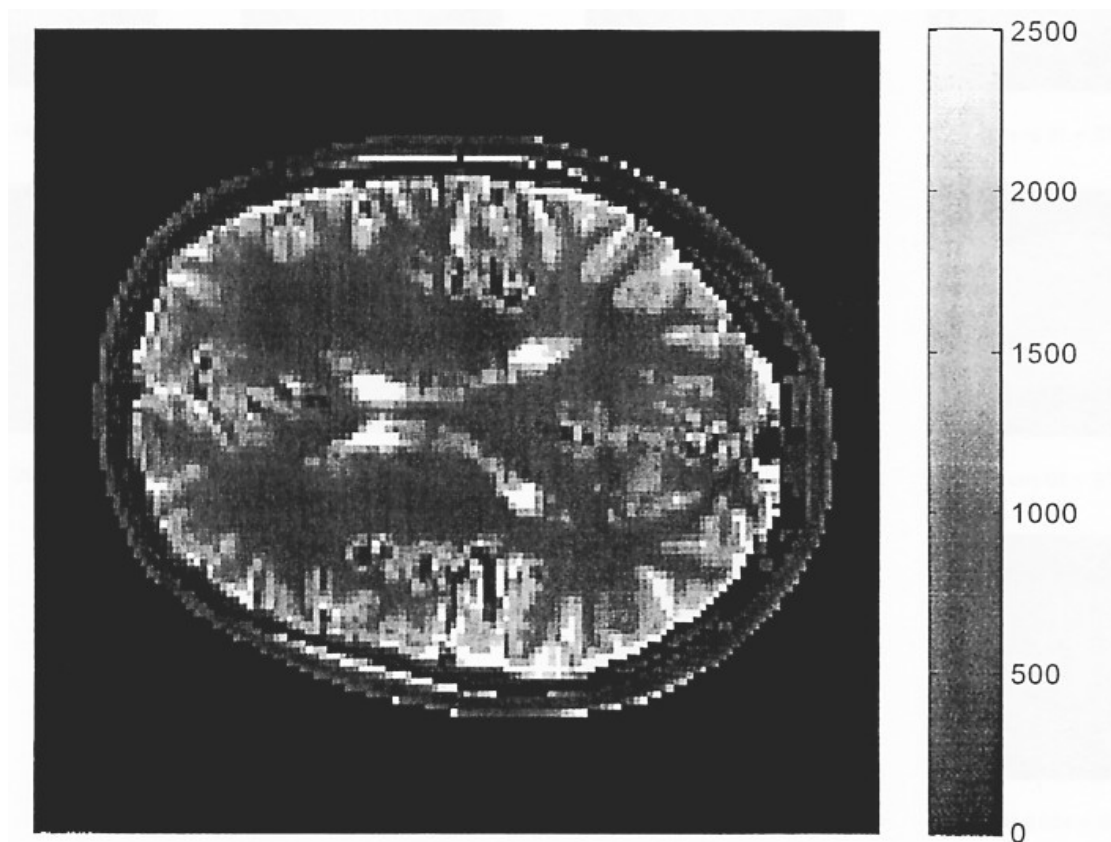
Rysunek 22: Seria obrazów T_1 zależnych jednej warstwy głowy, wykonanych dla różnych czasów repetycji TR i stałego czasu echa $TE = 10$ ms. Widać na nich wyraźnie, że wraz ze wzrostem czasu repetycji amplituda odbieranego sygnału jest większa. Wynika to z procesu relaksacji składowej podłużnej wektora magnetyzacji. Grubość obrazowanej warstwy wynosiła 8 mm.



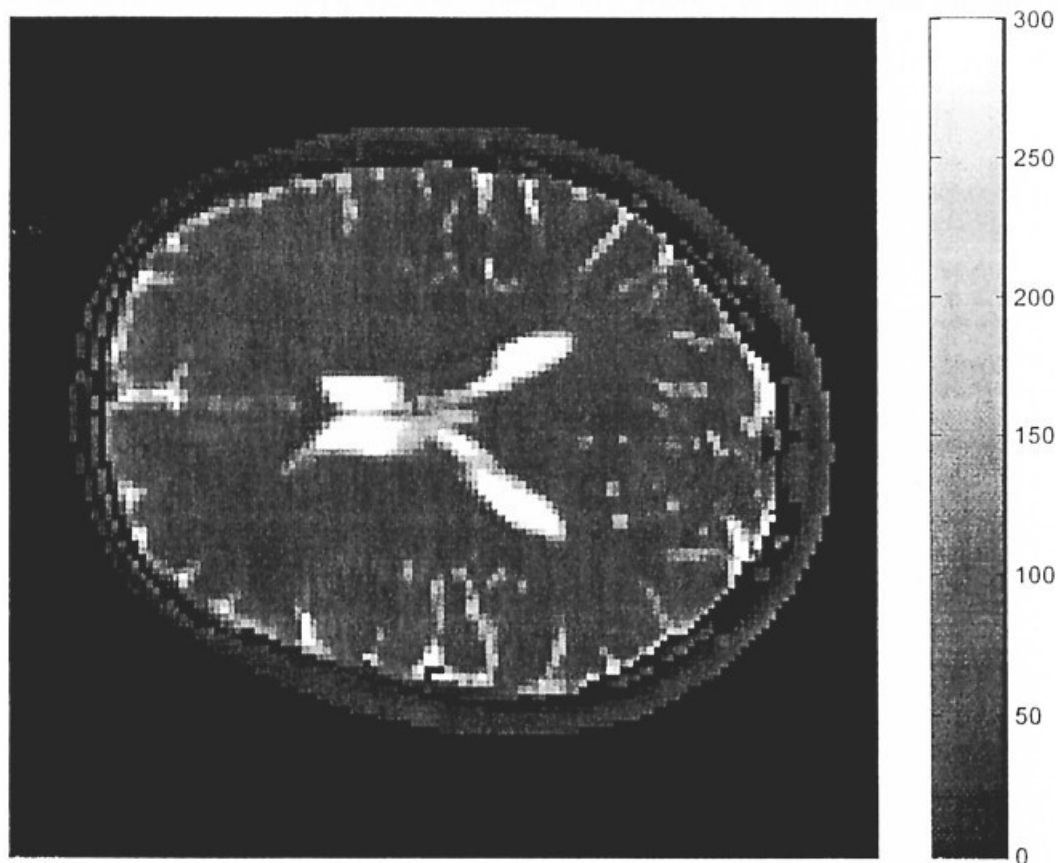
Rysunek 23: Seria obrazów T_2 zależnych jednej warstwy głowy, wykonanych dla różnych czasów echa TE i stałego czasu repetycji $TR = 2000$ ms. Widać na nich wyraźnie, że wraz ze wzrostem czasu echa amplituda odbieranego sygnału zanika. Jest to zgodne z procesem relaksacji poprzecznej. Grubość obrazowanej warstwy wynosiła 8 mm.

2.1.1. Przykładowe mapy rozkładu parametrów T_1 , T_2 i PD.

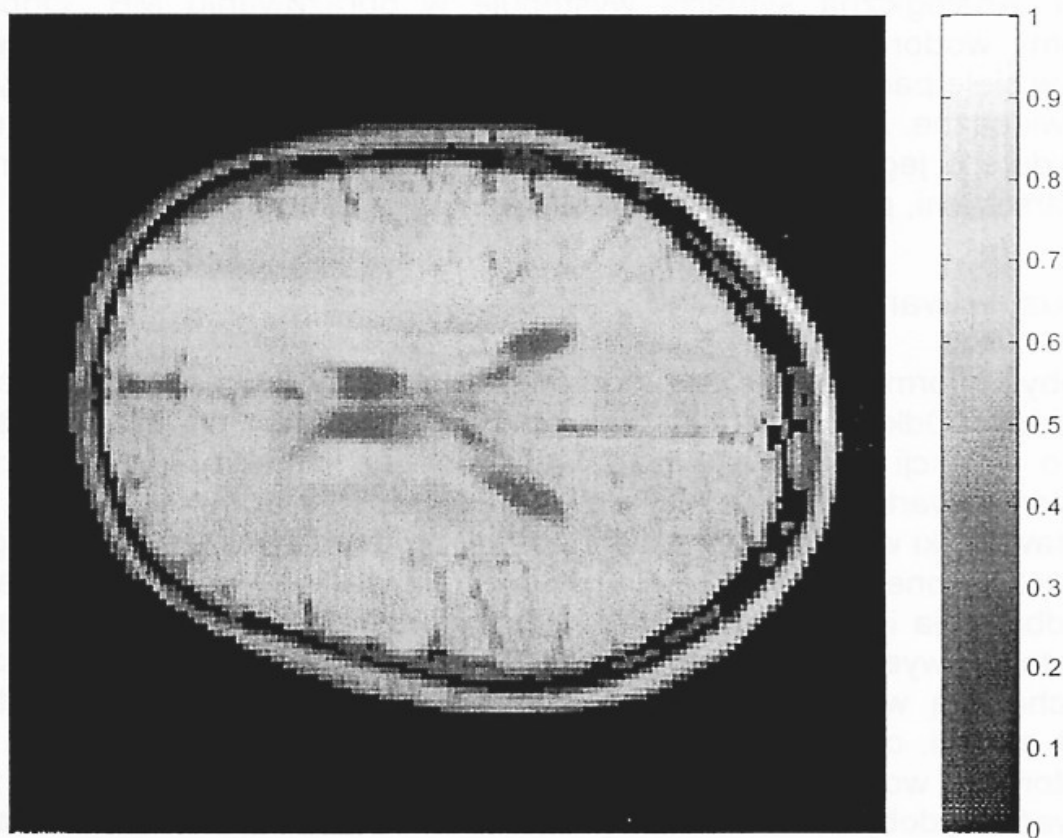
Poniżej przedstawiono przykładowe rozkłady parametrów tkanki w mózgu. Obrazy zostały obliczone na podstawie wcześniej pokazanych badań (Rysunek 22, Rysunek 23).



Rysunek 24: Obraz parametryczny czasu T_1 . Na podstawie serii obrazów T_1 zależnych możliwe było otrzymanie mapy rozkładu czasu T_1 w warstwie mózgu. Skala wyrażona jest w ms.



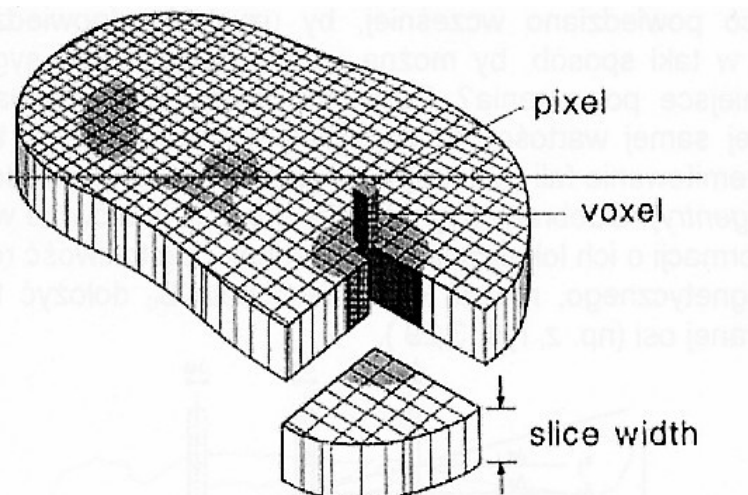
Rysunek 25: Obraz parametryczny czasu T_2 . Skala wyrażona jest w ms.



Rysunek 26: Obraz parametryczny gęstości protonowej PD. Skala wyrażona jest w jednostkach względnych, znormalizowanych do największej wartości w obrazie.

2.2. Pacjent w skanerze MR

Zajmując się obrazowaniem za pomocą rezonansu magnetycznego należy zastanowić się nad modelem obiektu w skanerze. W technice tej używa się pojęcia *voxel* i *slice* (warstwa). Slice jest warstwą o określonej grubości, której obraz uzyskujemy w badaniu. Dzieląc warstwę na małe identyczne prostopadłościany otrzymamy zbiór wokseli (Rysunek 27).



Rysunek 27: Model pacjenta w skanerze. Pokazano jeden slice (warstwę) pacjenta, składający się z prostopadłościennych, identycznych i przylegających do siebie wokseli, stanowiących najmniejszy rozróżnialny fragment materii tworzący obraz.

Woksel jest to zatem najmniejszy wycinek materii tworzący obraz. Minimalne rozmiary woksela wynikają z parametrów skanera i określają jego zdolność rozdzielczą. Obiekty mniejsze niż pojedynczy woksel nie będą rozróżnialne. Można to porównać do kartki papieru zadrukowanej czarnymi punktami. Im mniejsze będą ich rozmiary, tym trudniej będzie odróżnić je od siebie, aż poniżej pewnego progu uzyska się złudzenie, że papier jest szary.

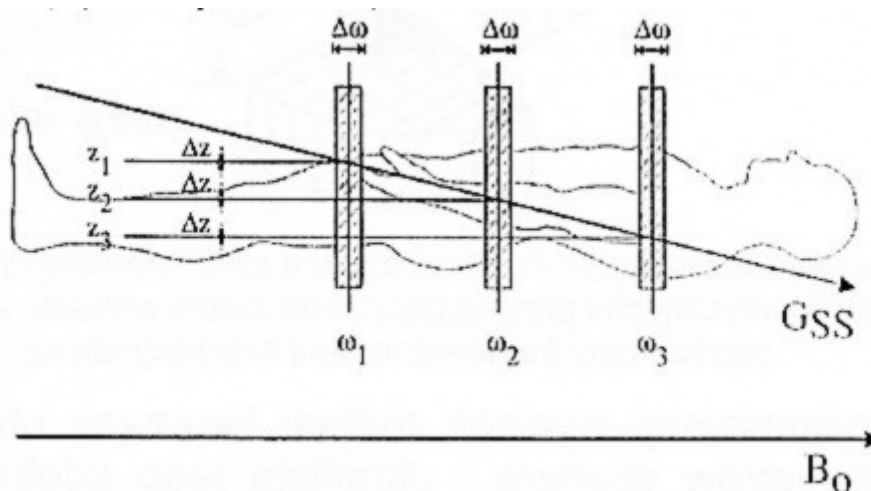
W zależności od liczby punktów na jednostkę powierzchni można uzyskać złudzenie różnych odcieni szarości. Analogiczna sytuacja występuje w obrazowaniu MR. Odpowiednikami punktów są atomy wodoru, a obraz uzyskany tą techniką jest tak naprawdę rozkładem atomów wodoru w ciele pacjenta. Oczywiście jest, że ze względu na swe rozmiary pojedyncze atomy nie będą widoczne. Zatem liczba atomów wodoru w jednym wokselu, zwana *gęstością protonową*, decyduje o jego „jasności”. Tak więc obiekt w skanerze jest zbiorem wokseli, poukładanych warstwami, przylegającymi do siebie.

2.2.1. Metoda uzyskiwania informacji

Jak zatem wydobyć informację o liczbie atomów wodoru w pojedynczym wokselu wewnątrz badanego obiektu? Odkryto, że atomy po umieszczeniu w silnym, stałym polu magnetycznym o indukcji B_0 wykazują zdolność do pochłaniania i emitowania kwantów energii o określonej wartości, zależnej od indukcji pola magnetycznego i właściwości atomów. Z podstaw fizyki wiadomo, że kwant energii promieniowania elektromagnetycznego odpowiada fali o określonej częstotliwości wynikającej z wartości energii. A zatem atomy są dostrojone do odbierania i nadawania fali o wybranej częstotliwości, zwanej rezonansową. Jeśli zatem zostanie wyemitowana fala radiowa o częstotliwości rezonansowej, atomy odbiorą ją i zachowają w postaci energii, a ponieważ nie będzie to ich stan stabilny, wyemitują kwant energii, czyli nadadzą falę radiową o tej samej częstotliwości. Im większa jest gęstość protonowa woksela, tym więcej energii może on pochłonąć, a co za tym idzie więcej wyemitować. Wydobywanie informacji o ilości atomów w badaniu techniką MR polega zatem na nadaniu fali radiowej i odbiorze sygnału, jaki w odpowiedzi nadają woksele. Sygnał ten zanika po pewnym czasie. Jeśli emisja kolejnej wzbudzonej fali radiowej nastąpi zbyt szybko, pobudzony uprzednio woksel nie będzie w stanie pochłonąć takiej samej jak poprzednio ilości energii. Należy zatem odczekać pewien określony czas. Stałe czasowe tych procesów, powrotu woksela do stanu równowagi (T_1) oraz zaniku sygnału (T_2) są, obok gęstości protonowej, wartościami charakteryzującymi materię w eksperymentach MR.

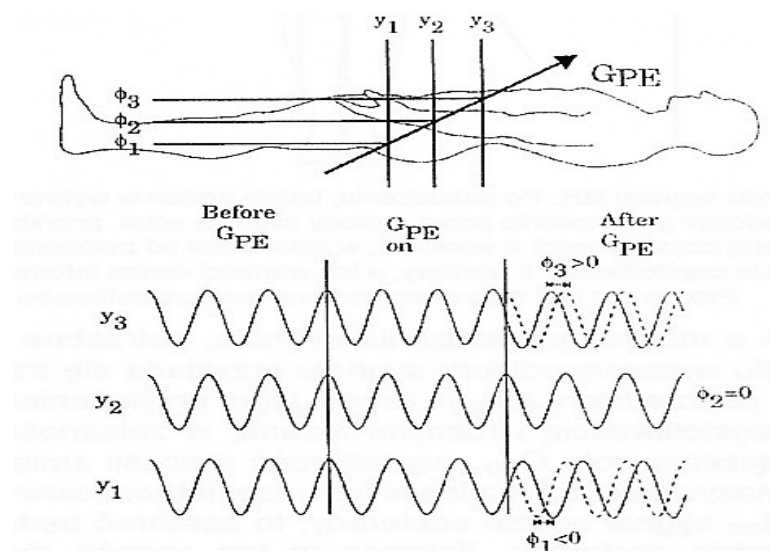
2.2.2. Powstawanie obrazu

Celem badania jest uzyskanie obrazów warstw ciała pacjenta, wybranych przez operatora. Zgodnie z tym co powiedziano wcześniej, by uzyskać odpowiedź z tkanek należy je pobudzić, jednak w taki sposób, by można ustalić pochodzenie sygnału odpowiedzi. Jak zatem określić miejsce pobudzenia? Gdyby na każdy woksel działało zewnętrzne pole magnetyczne o tej samej wartości, to wszystkie woksele miałyby tę samą częstotliwość rezonansową i wyemitowanie fali radiowej o tej częstotliwości spowodowałoby pobudzenie w całej przestrzeni obrazowania skanera (tzw. *gantry*). Odebrany sygnał byłby sumą sygnałów ze wszystkich wokseli lecz nie zawierałby informacji o ich lokalizacji. Skoro jednak częstotliwość rezonansowa protonów zależy od wartości indukcji pola magnetycznego, można do stałego pola B_0 dołożyć tzw. pole gradientowe (G_{ss}) wzdłuż wybranej osi (Rysunek 28), które różnicuje przestrzennie częstotliwość rezonansową protonów.

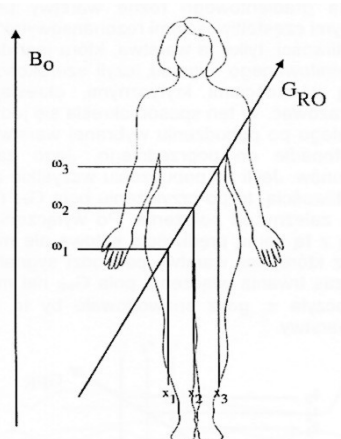


Rysunek 28: Wybór badanej warstwy za pomocą pola gradientowego G_{ss} . Jeśli nastąpi emisja impulsu pobudzającego pobudzona zostanie tylko ta warstwa, której częstotliwość rezonansowa odpowiada częstotliwości impulsu. Grubość warstwy zależy od wartości gradientu pola i szerokości pasma impulsu.

Dzięki zastosowaniu pola gradientowego różne warstwy prostopadłe do osi z będą charakteryzowały się różnymi częstotliwościami rezonansowymi. Jeśli wyemitowany zostanie sygnał o wybranej częstotliwości, tylko ta warstwa, która jest do niego dostrojona odbierze pobudzenie. „Czystość” emitowanego sygnału, czyli szerokość jego pasma oraz gradient pola magnetycznego są wielkościami krytycznymi, określającymi minimalną grubość warstwy, jaką można zobrazować. W ten sposób określa się jednak tylko jedną współrzędną pochodzenia sygnału. Dlatego po pobudzeniu wybranej warstwy włączane jest drugie pole gradientowe (G_{PE}), prostopadłe do poprzedniego. Jego zadaniem jest kontrolowane rozsynchronizowanie protonów. Jeśli po pobudzeniu wszystkie atomy w warstwie precesują (wirują) z tą samą częstotliwością, to po przyłożeniu pola G_{PE} (Rysunek 29) zmieniają prędkość precesji w różny sposób, zależny od położenia. Po wyłączeniu pola G_{PE} protony w całej warstwie ponownie wirują z tą samą prędkością kątową ale mają różną fazę. Jej wartość niesie informację o tym, z której linii warstwy pochodzi sygnał. Proces ten nazywany jest kodowaniem fazowym. Czas trwania włączenia pola G_{PE} nie może być zbyt długi, tak aby faza precesji nie przekroczyła π gdyż spowodowałoby to nakładanie się sygnałów z przeciwległych krawędzi warstwy.



Rysunek 29: Kodowanie fazowe. Przed przyłożeniem pola gradientowego G_{PE} , wszystkie protony precesują z tą samą częstotliwością. Kiedy pole G_{PE} zostaje włączone częstotliwość rezonansowa protonów zmienia się. W zależności od położenia protony przyspieszają bądź zwalniają precesję. Po wyłączeniu pola G_{PE} , wszystkie protony ponownie zaczynają precesować z tą samą częstotliwością, ale z różnymi fazami względem siebie. Tym sposobem faza odebranego sygnału będzie niosła informację o lokalizacji przestrzennej.



Rysunek 30: Kodowanie częstotliwości. Po pobudzeniu, każdy proton w wybranej warstwie precesuje z tą samą częstotliwością. Podczas generowania przez protony sygnału echa, przykładane jest pole gradientowe G_{RO} , powodujące zmianę częstotliwości w wybranej warstwie wzdłuż osi X. Odebrany sygnał zawierać będzie wszystkie częstotliwości z warstwy, a ich wartości dadzą informację o przestrzennym położeniu protonów.

Do uzyskania informacji o miejscu pochodzenia sygnału, potrzebne jest określenie trzeciej współrzędnej. W tym celu w czasie odbioru sygnału przykładana jest trzecie pole gradientowe, prostopadłe do dwóch poprzednich (G_{RO}). Przed jego przyłożeniem protony w warstwie precesują z tą samą częstotliwością i różnymi fazami, w zależności od linii, w której się znajdują. Na skutek włączenia pola G_{RO} częstotliwość precesji zmienia się w zależności od położenia. Proces ten nazywany jest kodowaniem częstotliwościowym (Rysunek 30). Jeśli w czasie włączenia pola G_{RO} sygnał będzie odbierany, to zawierać będzie on pełną informację o przestrzennym rozkładzie protonów. Zebrane w ten sposób dane są dwuwymiarową transformatą Fouriera obrazu. Wystarczy zatem obliczyć transformatę odwrotną i by otrzymać obraz warstwy. Należy jeszcze wyjaśnić pojęcie piksela. Jest to rzut woksela na płaszczyznę. Informacja o grubości warstwy jest oczywiście przechowywana i istotna dla interpretacji otrzymanego obrazu. Przedstawiony powyżej model eksperymentu MR jest bardzo uproszczony ale pozwala na jakościowe zrozumienie zasad uzyskiwania obrazu.

2.2.3. Jakość obrazów

Przeważnie celem badania obrazowego jest wykrycie i lokalizacja nieprawidłowej tkanki. Ważne jest zatem aby jak najlepiej zróżnicować tkankę chorą i zdrową, zachowując przy tym wysoką rozdzielczość przestrzenną. Dodatkowo korzystne jest skrócenie czasu badania, co jest szczególnie istotne przy badaniach dynamicznych. Dąży się więc do osiągnięcia jak największej rozdzielczości czasowej. Wartością krytyczną jest stosunek sygnału do szumu (S/N), czyli inaczej mówiąc „czystego” obrazu do zakłóceń. Konieczność kompromisu w dążeniu do uzyskania jak najwyższych wartości wymienionych parametrów można objaśnić następująco: zwiększając rozdzielczość badania MR, powodujemy, że odbierany sygnał radiowy pochodzi z coraz mniejszych wokseli, a zatem jest coraz słabszy. Jednocześnie wartość zakłóceń nie zmienia się, co powoduje, że trudniej jest odróżnić sygnał użyteczny od szumów. Można to poprawić stosując uśrednianie, lecz wydłuży to z kolei czas badania. Problem optymalizacji warunków pomiaru pod kątem uzyskania wyniku o najwyższej wartości diagnostycznej dotyczy wszystkich technik obrazowania.

3. Przebieg ćwiczenia



UWAGA!

W pomieszczeniu skanera NMR znajduje się bardzo silny magnes! Obowiązuje bezwzględny zakaz wnoszenia do jego wnętrza jakichkolwiek metalowych przedmiotów. Przed przystąpieniem do ćwiczenia należy złożyć wszystkie rzeczy osobiste (telefony, karty magnetyczne, klucze itd.) w pomieszczeniu wskazanym przez prowadzącego. Osoby posiadające rozruszniki serca, implanty, aparaty słuchowe itd. muszą bezwzględnie zgłosić ten fakt prowadzącemu ćwiczenie!

Ćwiczenie laboratoryjne odbywa się z wykorzystaniem tomografu BRUKER BNT-1000 wraz z oprzyrządowaniem. Skaner wyposażony jest w elektromagnes wytwarzający stałe pole magnetyczne B_0 o indukcji 0.13 T, co odpowiada częstotliwości rezonansowej protonów na poziomie ok. 6 MHz. Przed przystąpieniem do ćwiczenia skaner zostaje przygotowany do pracy przez prowadzącego. Obejmuje to włączenie zasilania, uruchomienie elektromagnesu wraz z systemem chłodzenia oraz uruchomienie i skonfigurowanie do pracy komputera Aspect3000. Wszystkie pomiary zostaną przeprowadzone pod opieką prowadzącego.

3.1. Pomiary NMR

Podczas ćwiczenia przeprowadzone zostanie obrazowanie różnych przedmiotów w celu śledzenia różnic i powstawania artefaktów w obrazie, w zależności od nastaw parametrów skanowania takich jak TE, TR, T1, T2, TI, FOV, slice thickness, bandwidth. Pomiary będą się odbywać za pomocą modyfikowanej sekwencji SE (Spin-Echo).

Do wykonania podczas laboratorium:

- Przygotowanie skanera do obrazowania,
- Umieszczenie przedmiotu w gantry,
- Przeprowadzenie kalibracji/lokalizacji,

- Przeprowadzenie wielokrotnego skanowania przy zmianie wymienionych parametrów (pojedynczo),
- Dokonywanie obserwacji zmian powodowanych przez zmianę parametrów skanowania i sporządzanie notatek do sprawozdania.

3.2. Sprawozdanie

- Opis przeprowadzanych czynności, nastaw parametrów i wynikających z nich różnic w obrazie
- Ewentualny opis występujących artefaktów, wraz z wyjaśnieniem przyczyny ich powstawania,
- Wyciągnięcie wniosków dotyczących optymalizacji parametrów skanowania w poszczególnych zastosowaniach/kontrastach.

Bibliografia

2. <http://airto.hosted.ats.ucla.edu/BMCweb/SharedCode/slides/SlideFiles.html> Mark S. Cohen, Ph.D., A Selection of Slides on MRI Basics , 04.2009,

1. <http://www.easymeasure.co.uk/principlesmri.aspx> , Principles of Magnetic Resonance Imaging , 04.2009,

Spis treści

1.	Cel ćwiczenia	2
2.	Podstawowe założenia i koncepcja ćwiczenia.....	2
2.1.1.	Przykładowe mapy rozkładu parametrów T1, T2 i PD.	4
2.2.	Pacjent w skanerze MR.....	6
2.2.1.	Metoda uzyskiwania informacji.....	6
2.2.2.	Powstawanie obrazu	7
2.2.3.	Jakość obrazów	9
3.	Przebieg ćwiczenia	9
3.1.	Pomiary NMR	9
3.2.	Sprawozdanie	10