

Fizyczne podstawy magnetycznego rezonansu jądrowego (NMR) - obrazowania za pomocą rezonansu jądrowego (MRI)

*Physical foundations of nuclear magnetic resonance (NMR)
- magnetic resonance imaging (MRI)*

JACEK MATUSZAK

Z Zakładu Neuroradiologii IPiN w Warszawie

STRESZCZENIE. W artykule omówiono teoretyczne podstawy powstawania obrazu w tomografii opartej o zasadę rezonansu magnetycznego. W szczególności wyjaśniono zjawisko spinu jąder atomowych, precesji protonów w polu magnetycznym i samo zjawisko rezonansu magnetycznego. Przedstawiono zasady powstawania obrazu przy stosowaniu różnych parametrów czasowych w sekwencjach T1, T2 i PD.

SUMMARY. Theoretical principles of image formation in magnetic resonance tomography are outlined in the paper, with special emphasis on the phenomena of spin of atomic nuclei, precession of protons in the magnetic field, and magnetic resonance itself. Principles underlying MR imaging with various temporal parameters in sequences T1, T2 and PD are presented.

Słowa kluczowe: NMR - podstawy fizyczne
Key words: NMR - physical foundations

Na wstępie należy wyjaśnić pewne skróty:

MRI - *Magnetic Resonance Imaging* - to obrazowanie za pomocą rezonansu magnetycznego,
NMR - *Nuclear Magnetic Resonance* - to jądrowy rezonans magnetyczny,
MR - *Magnetic Resonance* - to rezonans magnetyczny.

Należy rozumieć to w ten sposób, że skrót pierwszy (MRI) oznacza metodę obrazowania, natomiast pozostałe dwa (NMR i MR) oznaczają zjawisko fizyczne. Często opuszczana jest litera N (*nuclear*) i otrzymujemy MR. W przypadku natrafienia w literaturze na którykolwiek z powyższych skrótów wiemy, że chodzi zawsze o rezonans magnetyczny. Przez analogię do tomografii komputerowej często używa się nazwy tomografia NMR.

Zjawisko rezonansu magnetycznego można ściśle opisać tylko na gruncie mechaniki kwantowej. Mimo to, spróbuję tu przedstawić

to zjawisko w sposób uproszczony i przemawiający do wyobraźni, pozwalający na zrozumienie istoty procesu przy wykorzystaniu podstawowej znajomości fizyki klasycznej.

PODSTAWY ZJAWISKA NMR

Można przyjąć, że każdy rodzaj materiału zbudowany jest z atomów. Kilka parzystych lub nieparzystych atomów tworzy grupę zwaną molekułą (cząsteczką). Cząsteczka jest elektrycznie obojętnym układem atomów związanych chemicznie. Najczęściej spotykanym atomem w ciele człowieka jest wodór. Spowodowane jest to tym, że ciało człowieka składa się w blisko 60% z wody. Ponadto ważny jest również wodór znajdujący się w tłuszczach.

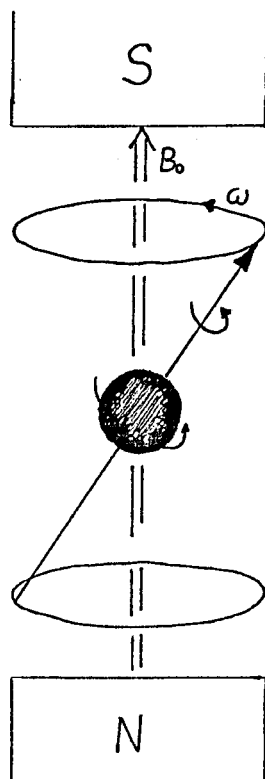
Każdy atom zbudowany jest z nukleonów i elektronów. Nukleony to protony i neutrony. Liczba protonów jednoznacznie określa pierwiastek pod względem chemicznym. Pierwia-

stki o nieparzystej liczbie protonów lub neutronów posiadają mierzalny moment magnetyczny. Możemy sobie wyobrazić, że protony poruszają się wokół własnej osi - czyli posiadają moment pędu zwany spinem (moment pędu cząsteczki poruszającej się ruchem obrotowym). Często w celu uproszczenia rozumienia zjawiska, podobnie jak w niniejszym artykule, używa się zamiennie pojęcia spin i moment magnetyczny. Moment magnetyczny można też rozumieć w inny sposób: proton posiada ładunek elektryczny, a obracający się ładunek elektryczny wytwarza pole magnetyczne. Proton posiada więc własne pole magnetyczne - moment magnetyczny.

Wyobraźmy sobie teraz próbkę wody. Jeżeli nie jest ona poddana działaniu żadnego zewnętrznego pola magnetycznego - to spiny wszystkich protonów ustawione są w dowolnych przypadkowych kierunkach. Suma wszystkich spinów nie daje w efekcie magnetyzacji wypadkowej próbki. W przypadku włożenia tej próbki w jednorodne pole magnetyczne spiny protonów mogą być ustawione tylko w dwóch kierunkach - równoległe bądź antyrównoległe w stosunku do kierunku pola zewnętrznego. Ponadto ustawienia te oznaczają różne poziomy energetyczne protonu. W ustawieniu równoległym protony posiadają niższą energię niż w antyrównoległym. Okazuje się, że nieco więcej jest protonów ustawionych antyrównoległe (różnica jest bardzo mała - rzędu kilku na 10 milionów). Oznacza to, że próbka wody umieszczona w jednorodnym polu magnetycznym posiada wypadkowy moment magnetyczny (będący różnicą ustawień spinów równoległych i antyrównoległych).

W rzeczywistości protony (spiny) ustawiają się w szczególny sposób: nie równoległe i antyrównoległe do linii sił zewnętrznego pola magnetycznego, lecz pod pewnym kątem do nich. Ponadto dodatkowo wirują wokół własnej osi. Ruch protonów wokół linii sił pola magnetycznego nazywamy precesją (rys. 1).

Okazuje się, że protony wirują z ściśle określoną częstotliwością zwaną częstotliwością precesji lub częstotliwością Larmora.



Rysunek 1. Precesja protonów w polu magnetycznym.

Opisana jest ona przez tzw. równanie Larmora:

$$\omega = \gamma B$$

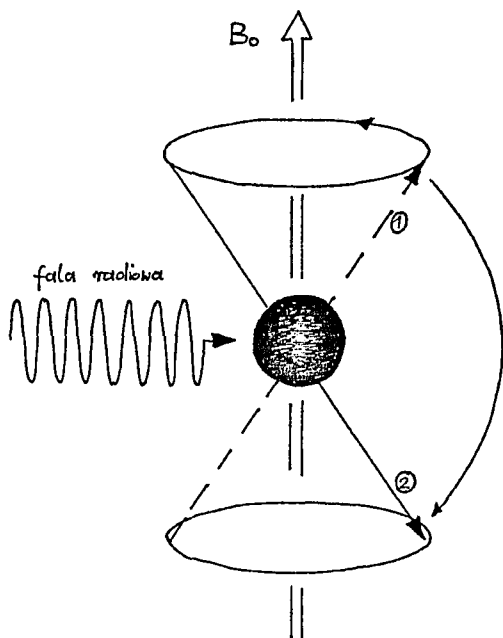
gdzie:

- ω - częstotliwość precesji (np. w [MHz])
- γ - współczynnik żyromagnetyczny zależny od rodzaju cząstki
- B - natężenie zewnętrznego pola magnetycznego wyrażone w [T].

Dla przykładu częstotliwość precesji dla atomu wodoru i pola magnetycznego 1T wynosi około 42 MHz.

ZJAWISKO REZONANSU MAGNETYCZNEGO

Zjawisko rezonansu magnetycznego polega na tym, że jeżeli pewną substancję (np. próbkę



Rysunek 2. Zjawisko rezonansu magnetycznego: (1) położenie przed działaniem fali radiowej (2) położenie po działaniu fali radiowej

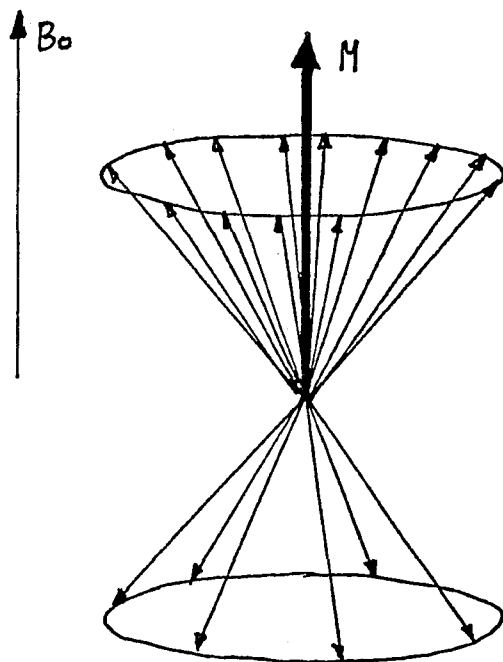
wody) umieścimy w stałym polu magnetycznym, to pochłania ona fale elektromagnetyczne pewnych długości. Jak należy rozumieć powyższą definicję? Weźmy pod uwagę 1 proton. Umieszczamy go w jednorodnym polu magnetycznym. Proton zaczyna wirować z częstotliwością Larmora. Jeżeli poddamy go dodatkowo działaniu fali radiowej o częstotliwości równej częstotliwości Larmora, to proton może zmienić swoje ustawienie z równoległego na antyrównoległe. Potrzebna energia na zmianę położenia (oba położenia oznaczają różne poziomy energetyczne protonu) zostanie pobrana z fali radiowej (dokładniej - od komponentu magnetycznego tej fali) - rys. 2.

Następnie pobrana energia jest wytracana (mówimy, że następuje relaksacja) w pewnym, charakterystycznym czasie zwanym czasem relaksacji. Energia jest oddawana w postaci fali radiowej o częstotliwości Larmora.

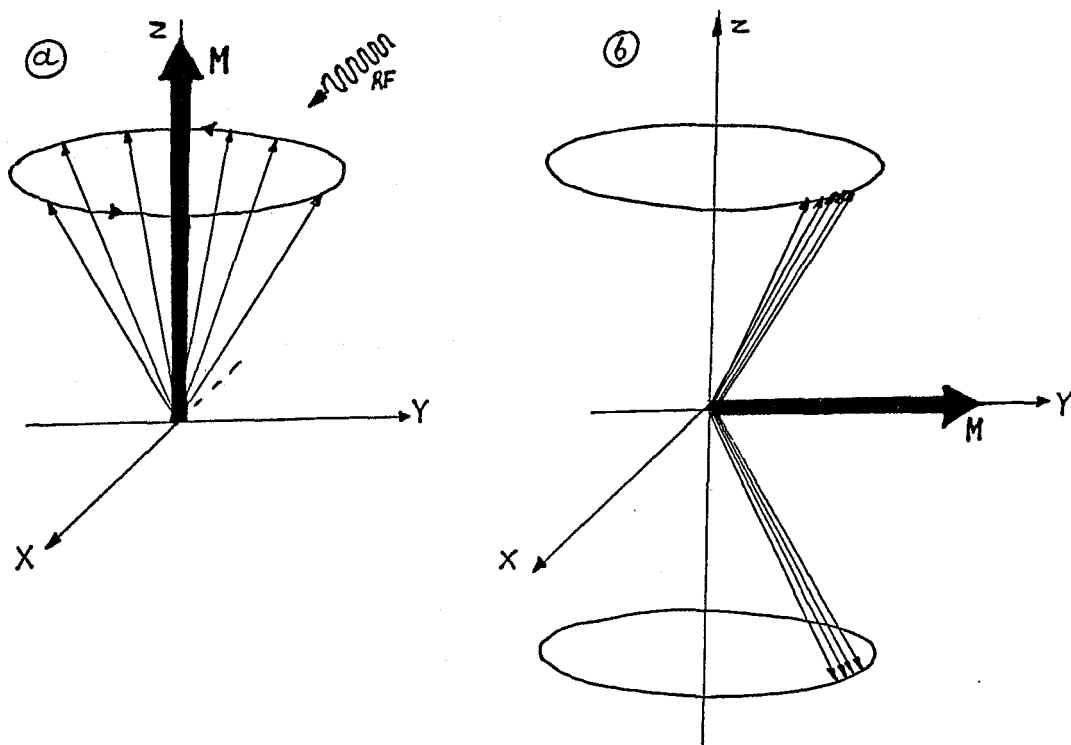
W rzeczywistości zawsze mamy do czynienia nie z jednym protonem, ale z ich bardzo

dużą liczbą. W efekcie interesuje nas wypadkowy wektor magnetyzacji protonów znajdujących się w danej próbce (np. wody) - rys. 3. Zgodnie z tym, co przedstawiłem wcześniej, więcej jest spinów ustawionych "równoległe", co powoduje, że wypadkowy wektor magnetyzacji M jest również ustawiony równoległe do kierunku zewnętrznego pola magnetycznego B_0 . Mówimy, że próbka posiada magnetyzację podłużną.

Jak wygląda zjawisko rezonansu magnetycznego, jeżeli weźmiemy pod uwagę całą próbkę materiału? Impuls fali radiowej powoduje synchronizację precesji neutronów - mówimy, że protony wirują synchronicznie - w zgodnej fazie. Ponadto część protonów pobiera energię od fali radiowej przechodząc na wyższy poziom energetyczny - ustawia się antyrównoległe i synchronicznie (w fazie). W tym momencie mają jednakowy zwrot, a więc ich wektory magnetyczne możemy zsumować. W efekcie powstaje sumaryczny wektor namagnesowania



Rysunek 3. Wektor magnetyzacji próbki.



Rysunek 4. Zjawisko rezonansu w odniesieniu do próbki materiału: (a) sytuacja przed działaniem fali radiowej (b) sytuacja po działaniu fali radiowej

zwrócony w bok. Mówimy, że próbka posiada magnetyzację poprzeczną (rys. 4).

Z chwilą wyłączenia impulsu radiowego układ powraca do równowagi (ulega relaksacji). Energia pobrana przez protony jest oddawana w postaci fali radiowej do otoczenia. Ponadto należy pamiętać, że na opisane powyżej zjawisko ma wpływ to, że każdy proton jest pod wpływem małych pól magnetycznych sąsiadujących jąder oraz że pole zewnętrzne w rzeczywistości nigdy nie jest idealnie jednorodne. Powoduje to szybsze wychodzenie protonów z fazy.

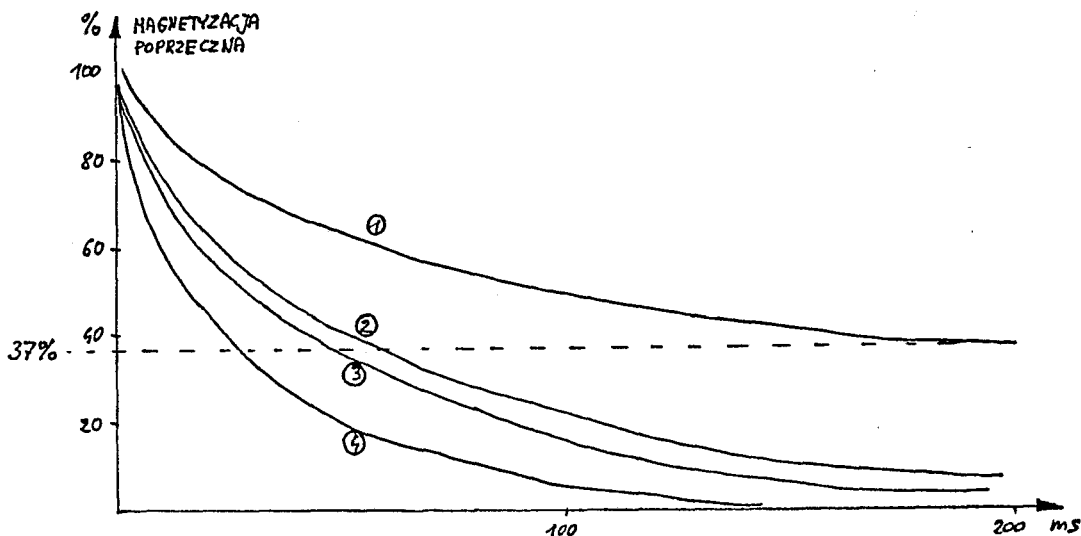
Dla dokładnej analizy zjawisk zachodzących w przestrzeni trójwymiarowej wygodnie jest wprowadzić układ współrzędnych xyz. Płaszczyznę prostopadłą do wektora natężenia pola magnetycznego (zewnętrznego) zwyczajowo oznacza się płaszczyzną x-y. Oś jest

zgodna z kierunkiem zewnętrznego pola magnetycznego.

Jeżeli impuls fali radiowej odchyli wektor magnetyzacji próbki do płaszczyzny x-y, to nazywa się go impulsem 90. Analogicznie impuls odchylający wektor magnetyzacji w kierunku przeciwnym do wyjściowego nazywamy impulsem 180.

PROCESY RELAKSACJI T1 I T2

Bezpośrednio po impulsie 90 równa liczba protonów jest uporządkowana równolegle i antyrównolegle. Dodatkowo wszystkie protony są w fazie, co powoduje, że wektor magnetyzacji jest w płaszczyźnie x-y. Po pewnym czasie wzbudzony system wraca do stanu początkowego, tzn. wektor magnetyzacji ponownie ustawia się w kierunku zewnętrznego pola magnetycznego.



Rysunek 5. Krzywa relaksacji T2 dla przykładowych tkanek: (1) tłuszcz (2) istota biała (3) istota szara (4) płyn mózgowo-rdzeniowy

Odpowiedzialne są za to dwa niezależne procesy:

(a) *oddziaływanie spin-spin* powodujące zanik komponentu x-y wektora magnetyzacji. Proces ten jest nazywany również relaksacją T2;

(b) *oddziaływanie spin-siatka* powodujące powrót wektora magnetyzacji w kierunku pola poprzecznego. W czasie tego procesu wektory spinu powracają stopniowo z położenia antyrównoległego do równoległego tak długo aż nie zostanie osiągnięty stan początkowy, tzn. więcej protonów będzie ustawionych równoległe. Proces ten nazywany jest również relaksacją T1.

Ponieważ procesy relaksacji T1 i T2 opisują funkcje wykładnicze, przy definiowaniu czasów T1 i T2 korzysta się z ich właściwości.

T2 jest czasem, w którym sygnał zanika do około 37% wartości maksymalnej (początkowej). Ponieważ wartość T2 silnie zależy od stanu materii (stała, ciekła) i struktury molekularnej różne typy tkanek mogą być wyróżniane przez ich wartość T2 (rys. 5).

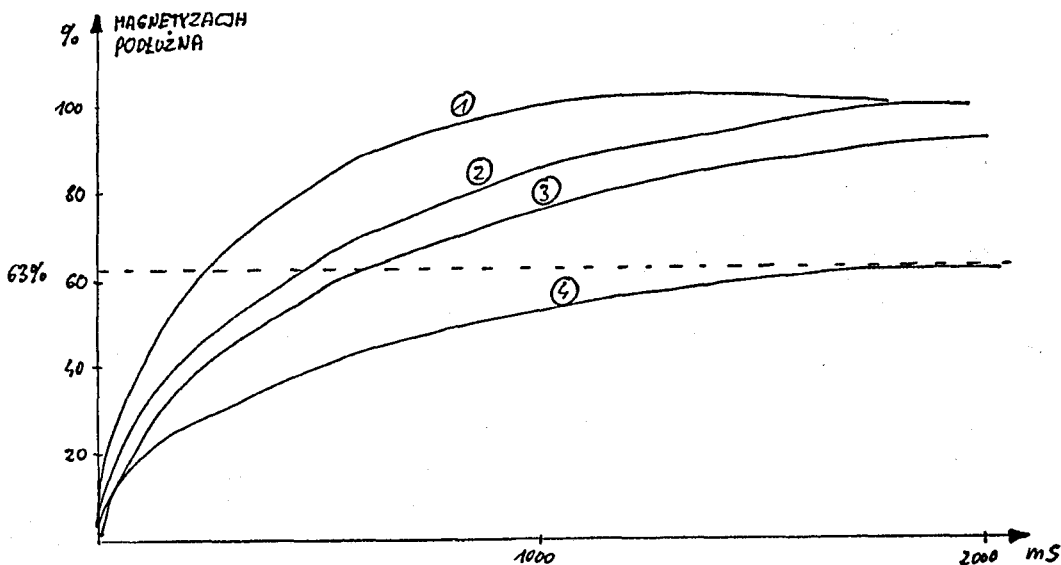
T1 jest czasem, w którym sygnał osiąga 63% wartości maksymalnej (końcowej).

W różnych tkankach ciała wektor magnetyzacji powraca do pozycji (wartości) początkowej z różnymi prędkościami, tak więc wartości T1 są również inne dla nich. Jak widać T1 jest również czynnikiem pozwalającym na rozróżnianie tkanek (rys. 6).

METODY POMIARU CZASU T1 I T2

W chwili obecnej używa się, w zależności od rodzaju aparatu i wielkości pola magnesu, różnych metod pomiaru wartości T1 i T2. Jednak najczęściej używaną i najbardziej uniwersalną metodą jest metoda echa spinowego (*spin echo*, SE) pozwalająca na uzyskanie obrazów zależnych od T1, od T2 oraz od gęstości protonów.

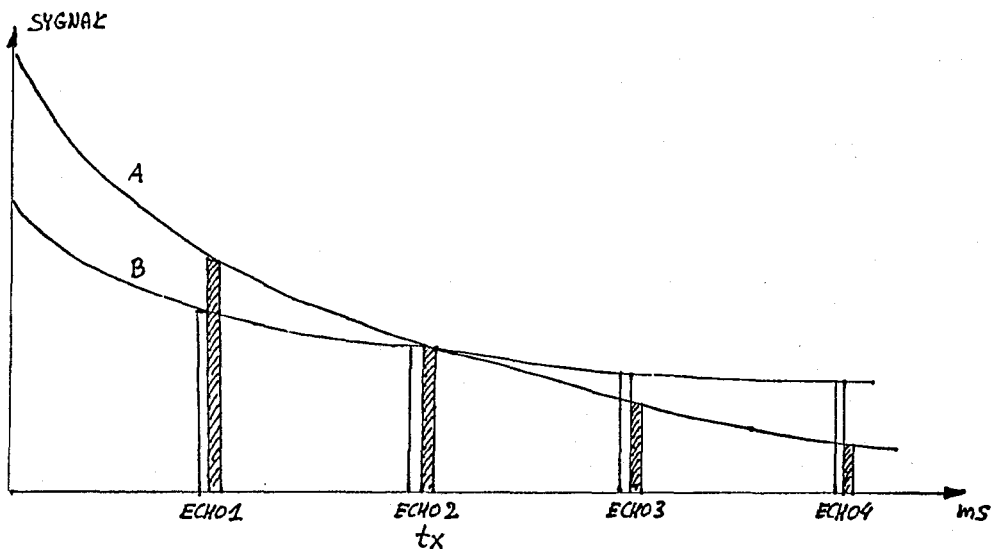
W jednorodnym polu magnetycznym zanik sygnału po impulsie 90 jest wprost mierzalnym oddziaływaniem spin-siatka. W rzeczywistości nie ma jednorodnych pól magnetycznych. Oznacza to, że element jest pod wpływem nieznacznie różniących się pól magnetycznych, a jego wektor magnetyzacji (równanie Larmora) obraca się z nieco różnymi częstot-



Rysunek 6. Krzywa relaksacji T_1 dla przykładowych tkanek: (1) płyn mózgowo-rdzeniowy (2) istota szara (3) istota biała (4) tłuszcz

liwościami w płaszczyźnie x-y. Z powodu niejednorodności pola magnetycznego odebrany sygnał zanika szybciej niż w polu jednorodnym. Ten szybszy zanik sygnału nie pozwala na określenie czasu T_2 próbki. Metoda echa spinowego pozwala na wyeliminowanie

wanie wpływu niejednorodności pola na szybsze rozfazowanie wektorów magnetyzacji elementów objętości próbki badanej. Aby to uzyskać podajemy impuls 90° , a następnie musimy podać we właściwym czasie (połowa czasu, tzw. echa - $TE/2$) impuls 180° . Po



Rysunek 7. Metoda Spin-Echo (SE).

impulsie 90 wektory magnetyzacji pojedynczych elementów próbki rozfazowują się względnie szybko w rezultacie szybkiego zaniku sygnału. Impuls 180 powoduje ponowne "fazowanie" wektorów magnetyzacji. Oznacza to, że wektory magnetyzacji próbki zostają sfazowane dokładnie w czasie echa spinowego TE (dwukrotna wartość czasu między impulsami 90 i 180). Eliminujemy więc niejednorodność pola, a wartość sygnału w czasie TE odpowiada wielkości sygnału w polu jednorodnym (rys. 7).

WPLYW ZMIANY PARAMETRÓW NA OBRAZ WYNIKOWY (na przykładzie metody spin-echo)

Nie wchodząc w skomplikowane rozważania i wzory należy wiedzieć, że wielkość sygnału echa jest określona przez:

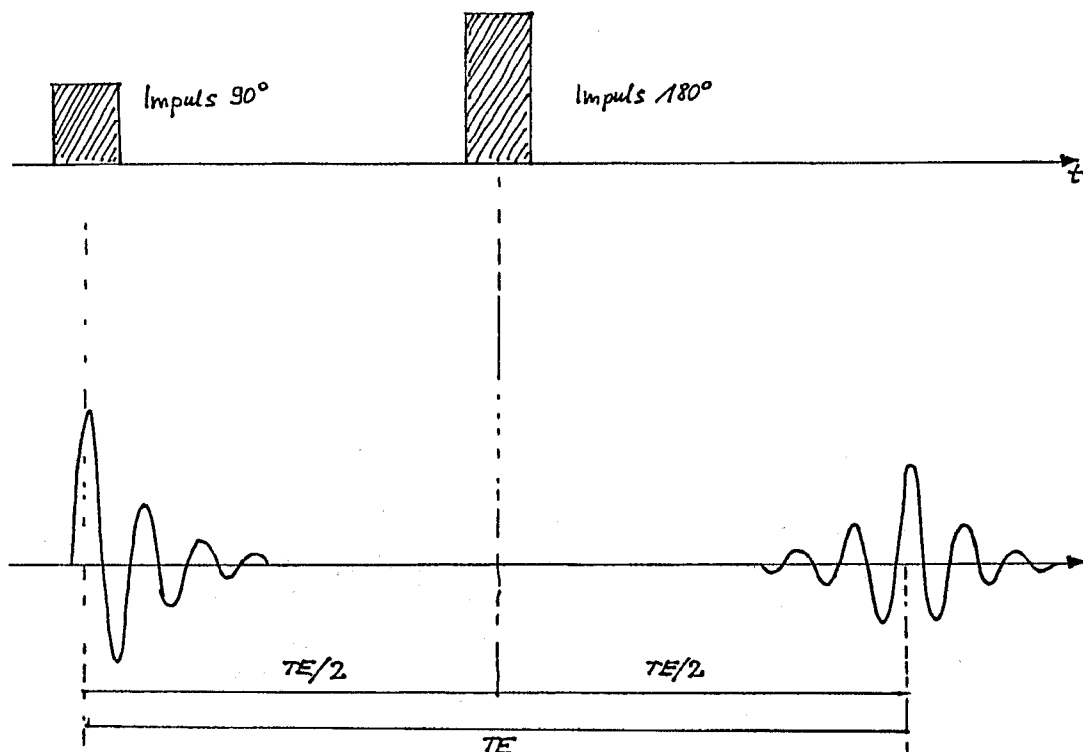
fizyczne parametry próbki materiału badanego, tzn.:

- gęstość protonów,
- czas T1,
- czas T2

oraz przez parametry ustawione przez badającego:

- czas echa (TE),
- czas powtórzenia (TR).

Dla rozróżnienia 2 różnych typów tkanek znaczenie ma różnica ich sygnału (intensywności) w tej samej sekwencji. Prowadzi to do kontrastu odcieni szarości. Należy zawsze pamiętać, że stopnie szarości na obrazie NMR oznaczają intensywność sygnału - im sygnał silniejszy, tym jaśniejszy na obrazie. Wielkość kontrastu możemy regulować przez parametry TE i TR. Czas powtarzania TR razem z czasem relaksacji T1 określają wielkość wektora magnetyzacji obracającego się w płaszczyźnie x-y. Na rys. 8 przedstawione zostały przykładowe



Rysunek 8. Wpływ parametrów sekwencji na sygnał.

wartości sygnału mierzonego w zależności od parametrów sekwencji.

Widzimy, że poprzez dobór odpowiednich parametrów możemy uzyskiwać obrazy zależne od T1 i T2 lub gęstości protonowej. Należy zwrócić uwagę na następującą regułę:

- długi TR, krótki TE - obrazy zależne od gęstości protonów,
- długi TR, długi TE - obrazy zależne od T2,
- krótki TR, długi TE - obrazy zależne od T1.

Ponadto należy pamiętać, że w zależności od ustawienia czasu TE możemy otrzymać inwersję intensywności, tzn. jeżeli TE jest mniejsze niż T_2 (rys. 8) tkanka A jest bardziej jasna na obrazie niż B, natomiast dla TE większego niż T_2 jest odwrotnie.

*Adres: Dr Jacek Matuszak, Zakład Neuroradiologii IPiN,
Al. Sobieskiego 119, 02-957 Warszawa*