

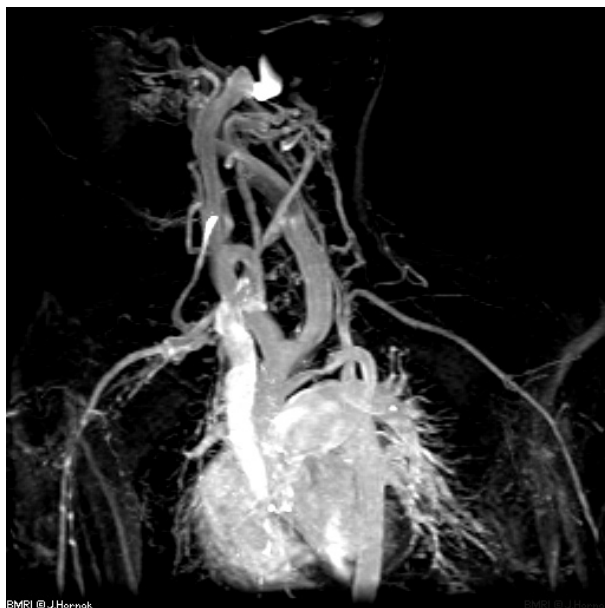
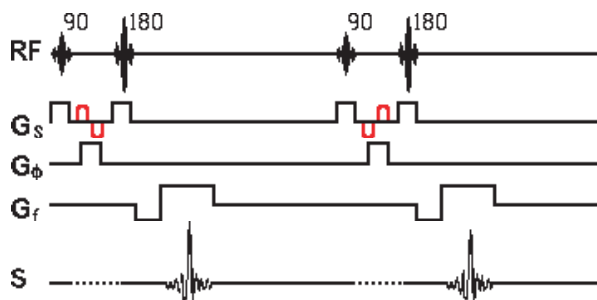
Leksykon onkologii • Cancer lexicon

Leksykon pojęć i definicji w onkologii – rezonans magnetyczny

Małgorzata Tacikowska

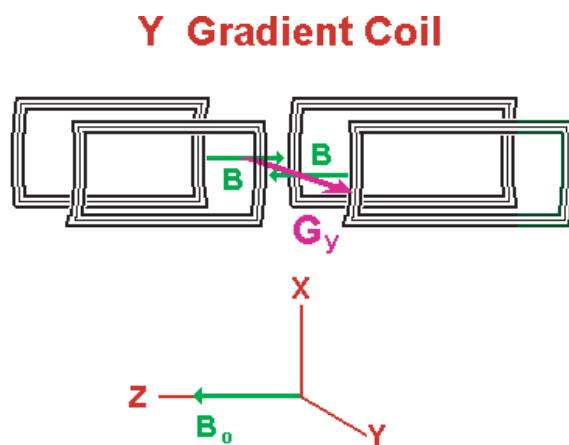
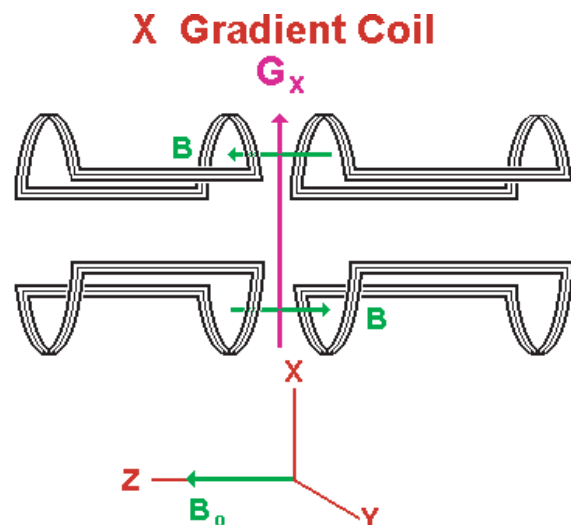
Cancer lexicon – magnetic resonance

Angiografia MR – technika oparta na właściwości oddziaływania przepływu na sygnał MR.



Cewki gradientowe (gradient coils) – cewki wytwarzające dodatkowe pole magnetyczne modyfikujące siłę pierwotnego pola w celu zmiany częstotliwości precesji proto-

nów i zmiany płaszczyzny i/lub warstwy badania, używane w celu uporządkowanego różnicowania pola magnetycznego poprzez wytwarzanie dodatkowych liniowych pól magnetycznych.



Czas echa TE (echo time) – czas między impulsem 90° i echem spinowym,

- **krótki czas echa** – TE poniżej 30 ms
- **długi czas echa** – TE powyżej 80 ms.

Czas repetycji (powtórzeń) TR (*time to repeat*) – odstęp czasu między powtarzaniem sekwencji impulsów RF

- **krótki czas repetycji** – TR do 500 ms
- **długi czas repetycji** – TR powyżej 1500 ms.

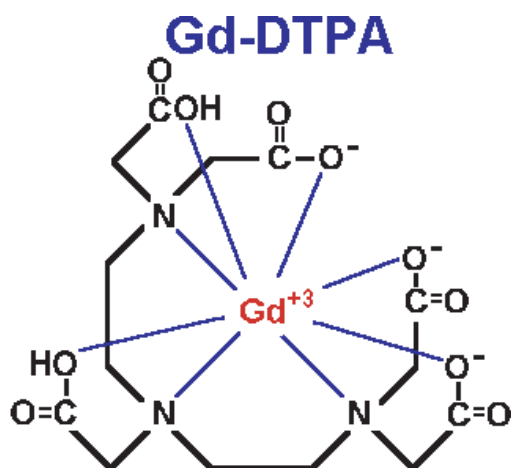
Czas T1 (czas relaksacji magnetyzacji podłużnej) – czas potrzebny, aby magnetyzacja podłużna powróciła do poziomu ok. 63% wartości wyjściowej.

Czas T2 (czas relaksacji magnetyzacji poprzecznej) – czas zaniku magnetyzacji poprzecznej do wartości ok. 37% magnetyzacji wyjściowej.

Czas zbierania danych (*acquisition time*) = TR x NN_{ex} gdzie N_{ex} – liczba wzbudzeń (excitation) (dodanie sygnału z kilku pomiarów).

Częstotliwość precesji – liczba precesji na sekundę, zależy ona od siły pola magnetycznego; im silniejsze pole magnetyczne tym szybsza precesja.

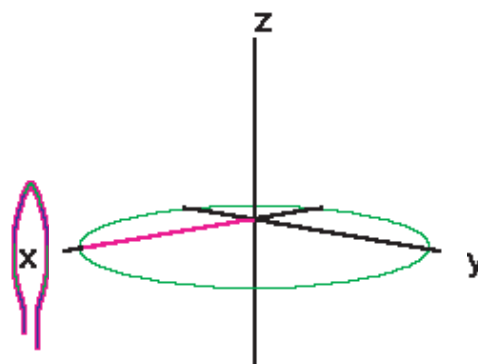
Gadolina (Gd-DTPA) – związek pierwiastka ziem rzadkich (gadolinu) w formie helatu z DTPA.



Grubość warstwy – obszar obrazowania uzyskany poprzez przyłożenie odpowiedniego (prostopadłego do niej) gradientu. Szerokość pasma częstotliwości wzbudzającego impulsu RF określa szerokość warstwy.



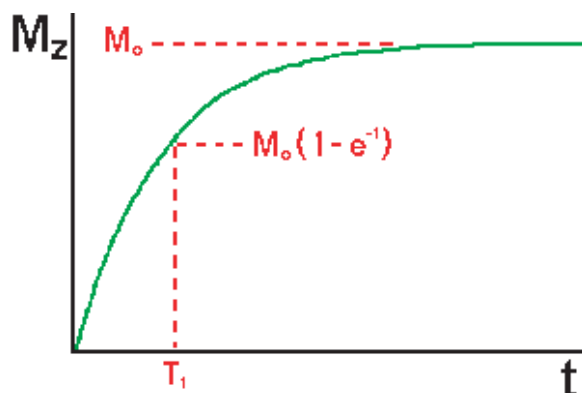
Impuls częstotliwości radiowej RF (*radio frequency*) – krótkotrwanie działająca fala elektromagnetyczna o częstotliwości równej częstotliwości precesji protonów, wywołująca zakłócenia w precesji protonów i powodująca spadek magnetyzacji podłużnej i wytworzenie magnetyzacji poprzecznej.



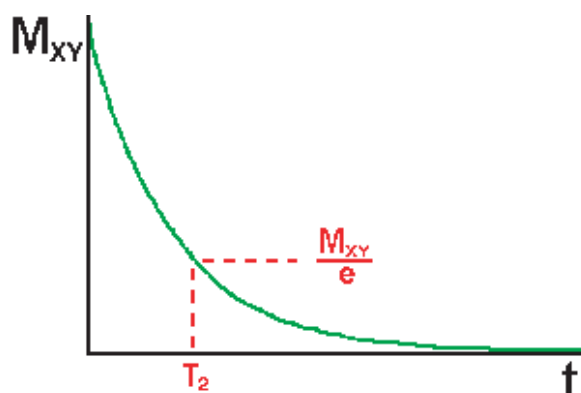
Impuls 90° – impuls RF pochylający wypadkowy wektor magnetyzacji o 90°, tzn. powodujący zanik magnetyzacji podłużnej i powstanie magnetyzacji poprzecznej o kierunku prostopadłym do zewnętrznego pola magnetycznego.

Kąt odchylenia namagnesowania (*flip angle*) – kąt odchylenia zbiorczego wektora magnetyzacji.

Krzywa T1 (krzywa wzrostu magnetyzacji podłużnej) – zależność wzrostu magnetyzacji w czasie, po wyłączeniu impulsu RF, przedstawiona w postaci wykresu.



Krzywa T2 (krzywa zaniku magnetyzacji poprzecznej) – wykres przebiegu magnetyzacji poprzecznej w czasie, po wyłączeniu impulsu RF.



MR (*magnetic resonance*) – rezonans magnetyczny.



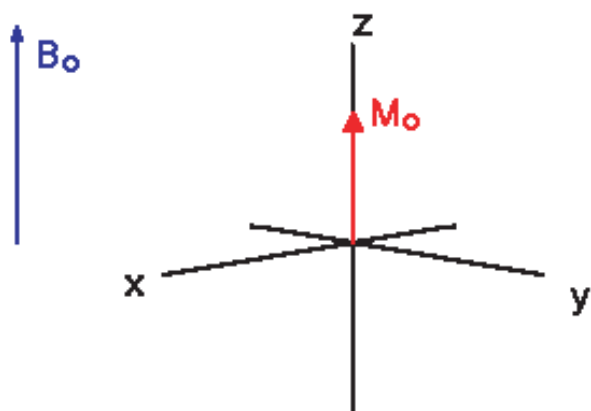
MRN (*nuclear magnetic resonance*) – jądrowy rezonans magnetyczny.

MRI (*magnetic resonance imaging*) – obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego.

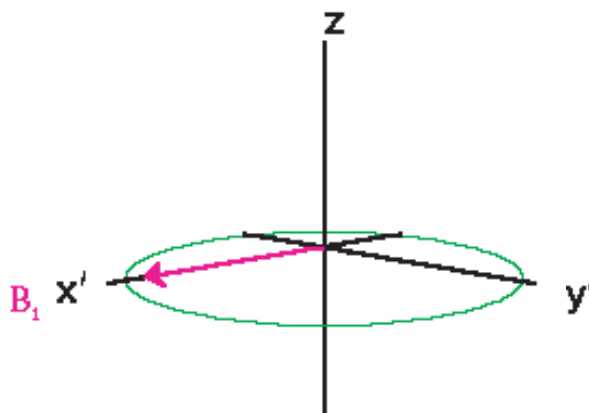
Moment pędu, spin – parametr wynikający z obrotu protonu wokół własnej osi.



Magnetyzacja podłużna – kierunek magnetyzacji zgodny z liniami zewnętrznego pola magnetycznego.



Magnetyzacja poprzeczna – sumaryczny wektor magnetyczny zwrócony w bok (w kierunku poprzecznym do zewnętrznego pola magnetycznego) zgodnie ze zwrotem ruchu precesji protonów.

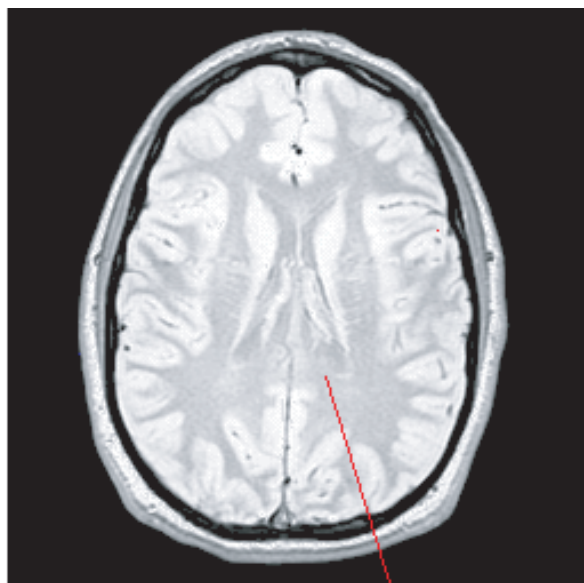


Obraz T1 zależny (*T1 – weighted image*) – zróżnicowanie intensywności sygnału między tkankami, czyli kontrastowość tkanek na obrazie zależne głównie od różnic T1, czyli od czasu relaksacji podłużnej.

Obraz zależny od gęstości protonowej (*PD – weighted image*) – zróżnicowanie intensywności sygnału zależne od liczby protonów (gęstości protonowej).

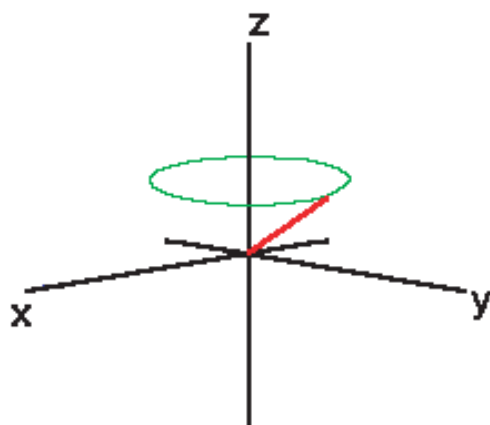
Obrazowanie wielowarstwowe (*multislice imaging*) – badanie kilku warstw w tym samym czasie TR.

Pixel – element obrazu.



Pixel

Precesja – rodzaj ruchu, którym poruszają się protony w polu magnetycznym, ruch podobny do ruchu bąka zabawki dla dzieci, gdzie koniec osi wirującego bąka porusza się po okręgu.



Proton – część jądra atomowego o dodatnim ładunku elektrycznym.



- = elektron
- = neutron
- = proton

Protonowe wzmocnienie relaksacji – wpływ substancji paramagnetycznych na protony w otoczeniu, polegający na skróceniu ich czasów relaksacji.

Relaksacja poprzeczna – proces zaniku magnetyzacji poprzecznej (wychodzenia z fazy protonów), po wyłączeniu impulsu RF.

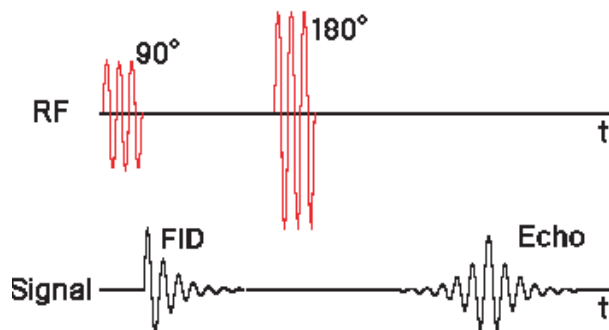
Relaksacja spin-spin – relaksacja poprzeczna.

Relaksacja podłużna – powrót magnetyzacji podłużnej do wartości zbliżonej do wyjściowej, po wyłączeniu impulsu RF.

Relaksacja spin-siatka – oddawanie energii otrzymanej przez włączenie impulsu RF, do otoczenia (siatki), w procesie relaksacji podłużnej.

Sekwencja impulsów – kilka następujących po sobie impulsów RF.

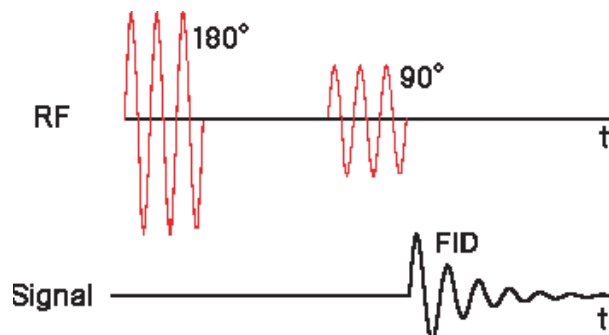
Sekwencja echa spinowego – sekwencja składająca się z impulsu 90° i z impulsu 180° (wywołującego echo). Impuls 180° ogniskuje wychodzące z fazy protony, co daje silniejszy sygnał echa spinowego



Sekwencja częściowego nasycenia (*partial saturation sequence*) – sekwencja z wykorzystaniem dwóch impulsów 90° . T1 staje się decydujący dla intensywności sygnału.

Sekwencja regeneracji nasycenia (*saturation recovery pulse sequence*) – sekwencja z wykorzystaniem dwóch impulsów 90° . Różnica z *partial saturation sequence* polega na różnym okresie przerwy między impulsami (czyli czasie TR).

Sekwencja odwrócenia regeneracji *inversion recovery sequence* – IR – sekwencja impulsów 180° i następnie 90° . Otrzymujemy obrazy zależne od T1 w większym stopniu niż w sekwencji częściowego nasycenia i sekwencji regeneracji nasycenia.



Sekwencje szybkiego obrazowania – sekwencje gradientowe, z zastosowaniem małych kątów odchylenia namagnesowania ($10-35^\circ$) wymagające mniej czasu, pozwalające na badanie chorych „na wstrzymanym oddechu”.

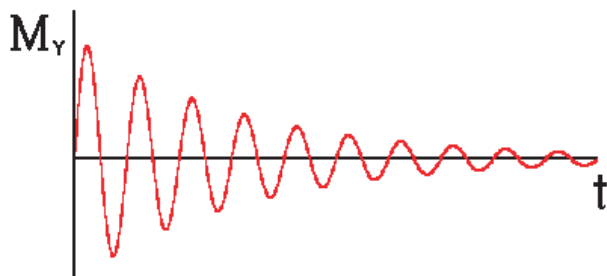
Sekwencja FLASH (*fast low angle shot*) – sekwencja szybkiego obrazowania.

Sekwencja GRASS (*gradient recalled acquisition of steady state*) – sekwencja szybkiego obrazowania.

Stosunek sygnału do szumu (*signal to noise ratio*) – parametr określający jakość sygnału.

Substancje paramagnetyczne (środki kontrastowe) – związki chemiczne powodujące skrócenie czasów relaksacji w protonach z otoczenia.

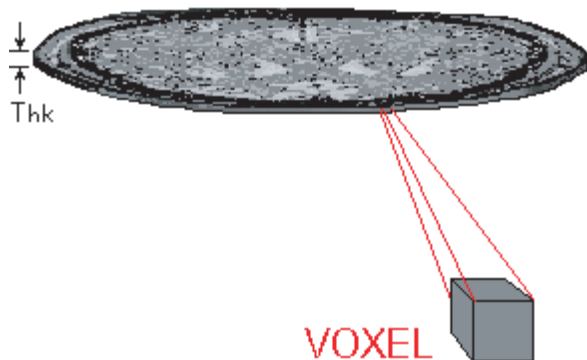
Sygnal swobodnego zaniku indukcji FID (*free induction decay*) – prąd elektryczny wytwarzany podczas relaksacji (składowej poprzecznej) zbiorczego wektora magnetycznego.



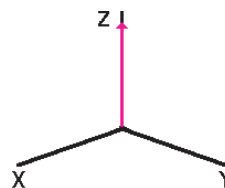
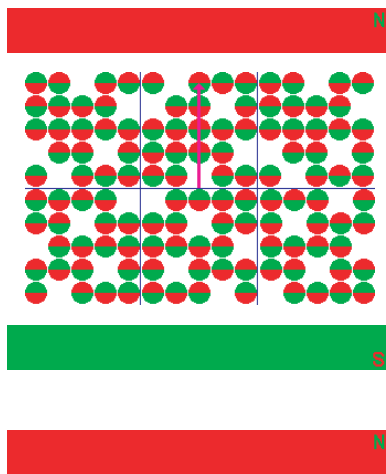
Sygnal MR, sygnał w odbiorniku (antenie) – prąd elektryczny rejestrowany przez antenę zbiorczą indukowany przez zmieniający się wektor magnetyczny będący w ciągłym ruchu.

Utrata zgodności fazy (*phase coherence*) – spadek magnetyzacji poprzecznej, zanik sygnału.

Voxel – element objętości tkanki.



Wektor magnetyczny – sumaryczny wektor powstały przez dodanie wektorów magnetycznych protonów ustawionych w jednym kierunku i nie zobojętnionych przez protony o przeciwnym ustawieniu.



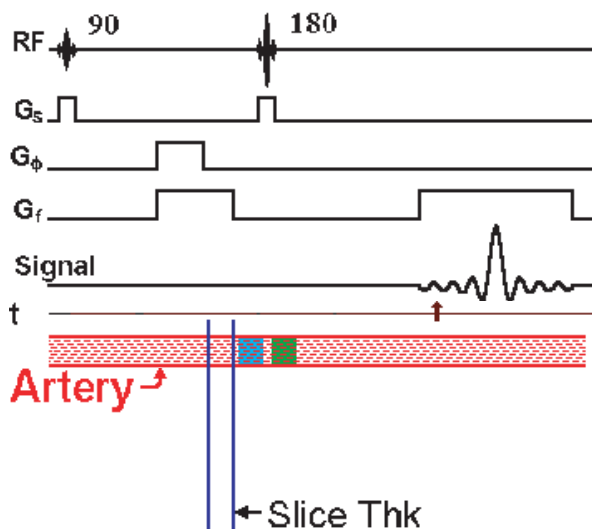
Wzór Larmora – ($\omega_0 = \gamma B_0$) służy do obliczenia częstotliwości precesji,

gdzie: ω_0 – oznacza częstotliwość precesji wyrażoną w Hz lub MHz,

γ – jest współczynnikiem żyromagnetycznym,

B_0 – siła zewnętrznego pola magnetycznego wyrażona w Teslach (T).

Zanik sygnału związany z przepływem (*flow void phenomenon*) – efekt przepływu powodujący ciemne zabarwienie płynącej krwi, czyli brak sygnału z naczynia krwionośnego.



Zbiorczy (wypadkowy) wektor magnetyczny – jest całkowitym momentem magnetycznym tkanki zastępującym pojedyncze wektory magnetyzacji podłużnej i poprzecznej.

Zjawisko rezonansu magnetycznego – przekazanie energii między falą radiową, a protonami o tej samej częstotliwości co fala radiowa.



Doc. dr hab. med. Małgorzata Tacikowska

Pracownia Rezonansu Magnetycznego
Centrum Onkologii – Instytut
im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie
ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa

Piśmiennictwo

1. Carrington A, McLachlan AD. *Introduction To Magnetic Resonance* Chapman and Hall, London 1967
2. Stark DD, Bradley WG. *Magnetic Resonance Imaging*. St. Louis MO: CV Mosby Co; 1988.
3. Farrar TC, Becker ED. *Pulse And Fourier Transform NMR*. New York: Academic Press, 1971.
4. Thomas SR, Busse LJ, Schenck JF. Gradient Coil Technology. W: Partain CL, Price RR, Patton JA i wsp. (red.) *Magnetic Resonance Imaging*. Philadelphia: Saunders; 1988.
5. Nishimura DG. Time-of-Flight MR Angiography. *Magn Reson Med* 1990; 14: 194-200.
6. Bydder GM. Clinical Applications of Gadolinium-DTPA. W: Stark DD, Bradley WG (red.) *Magnetic Resonance Imaging*. St. Louis, MO: CV Mosby Co, 1988.
7. Hornak JP. The Basis of MRI, <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm>
8. H. Schild. *Zrozumieć rezonans magnetyczny*. Warszawa: Agencja Wydawnicza MAKO; 1994
9. Ciesielski B, Kuziemski W. *Obrazowanie metodą magnetycznego rezonansu w medycynie*. Toruń: Oficyna Wydawnicza TUTOR; 1994.

Otrzymano i przyjęto do druku: 14 lipca 2006 r.