

Techniki Jądrowe w Diagnostyce i Terapii Medycznej

Wykład 5, 26 kwietnia 2022

Zygmunt Szefliński
Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów
szef@fuw.edu.pl
<http://www.fuw.edu.pl/~szef/>

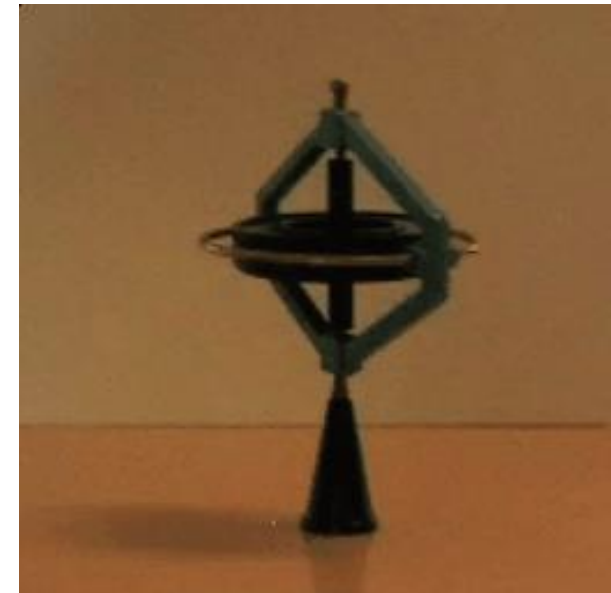
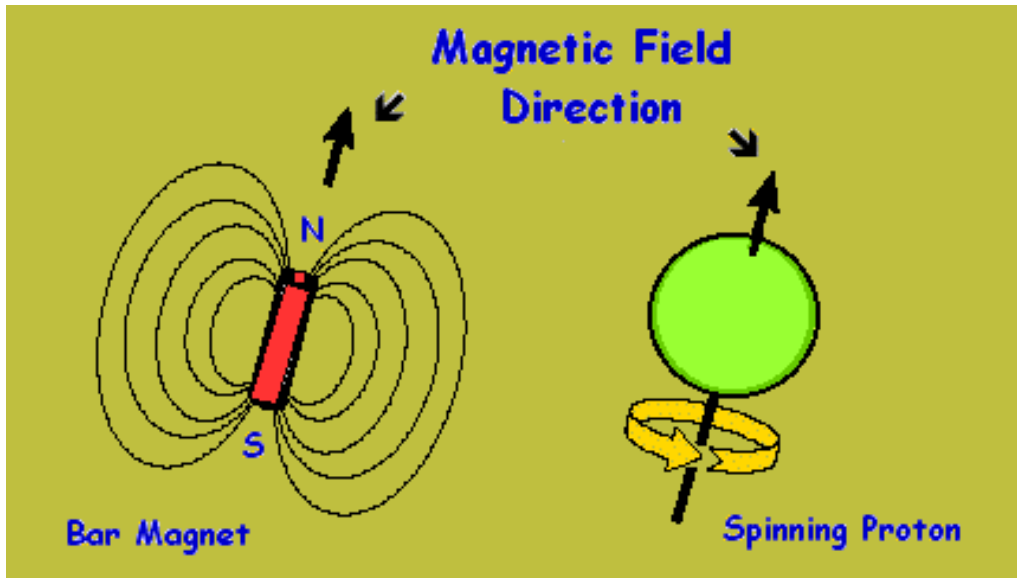
Wykład 5

NMR, MRI, fMRI

Źródło:

http://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Nuclear_Medicine/MRI

Podstawy fizyczne NMR



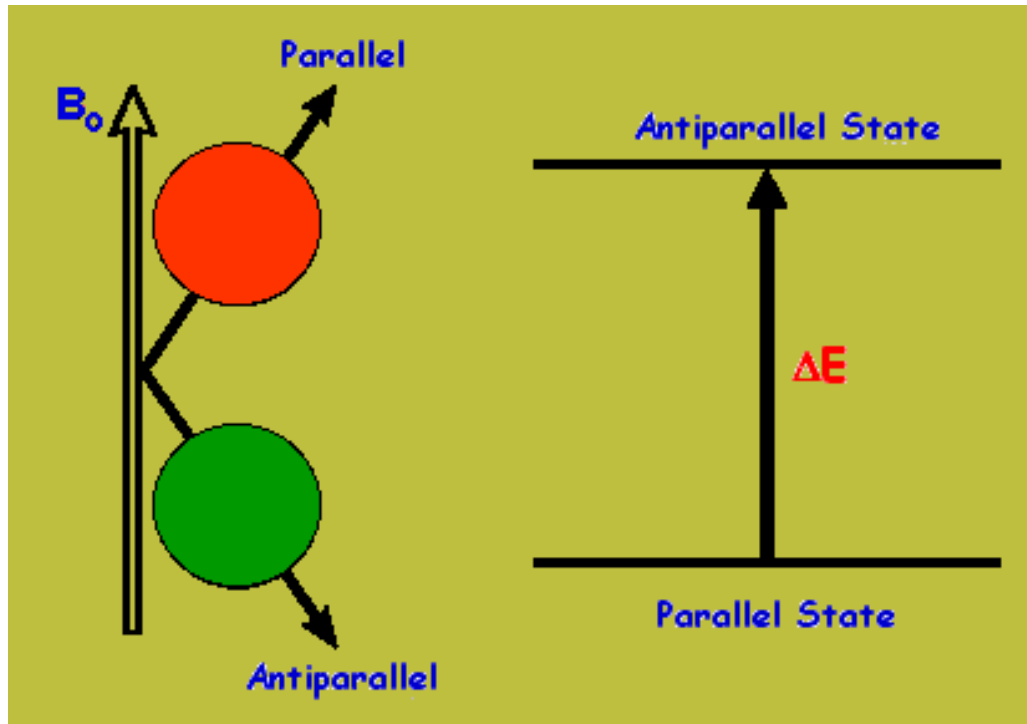
Moment magnetyczny (protonu) wykonuje precesję w polu magnetycznym

Moment pędu (bąka) wykonuje precesję w polu grawitacyjnym

$$\omega_p = \frac{\Delta\phi}{\Delta t} = \frac{mgR}{L}$$

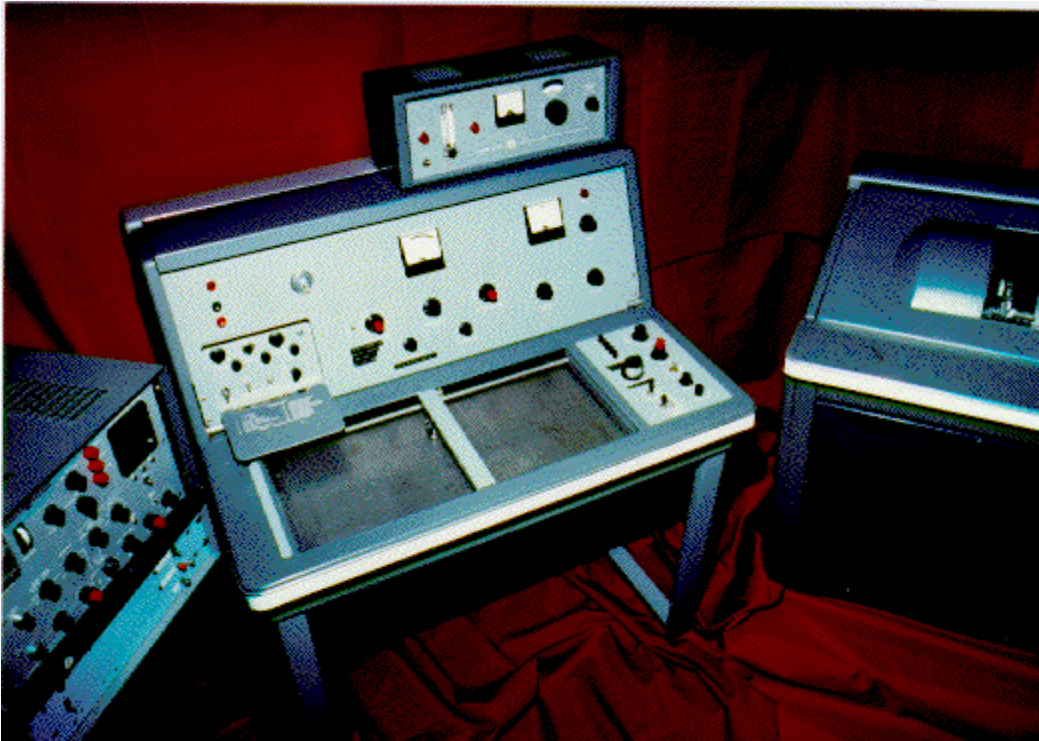
Orientacja jąder w polu B.

Kliniczne skanery MRI używają pól z zakresu 0,1 do 3 T.
Pole magnetyczne Ziemi to ok. 50 μT .



Pewne jądra są zorientowane równoległe, ale część jąder antyrównoległe względem kierunku pola magnetycznego B.
 $\Delta E \approx 1,75 \cdot 10^{-7} \text{ eV}$
dla $B=1\text{T}$

Idea Tomografii MR

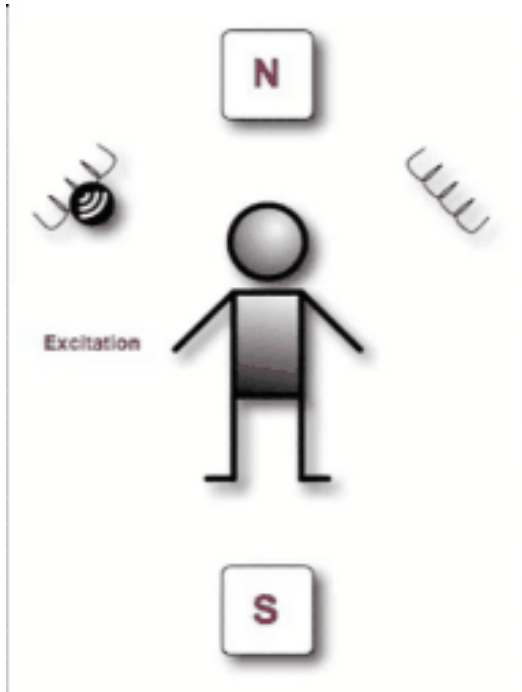


Paul C. Lauterbur & Peter
Mansfield

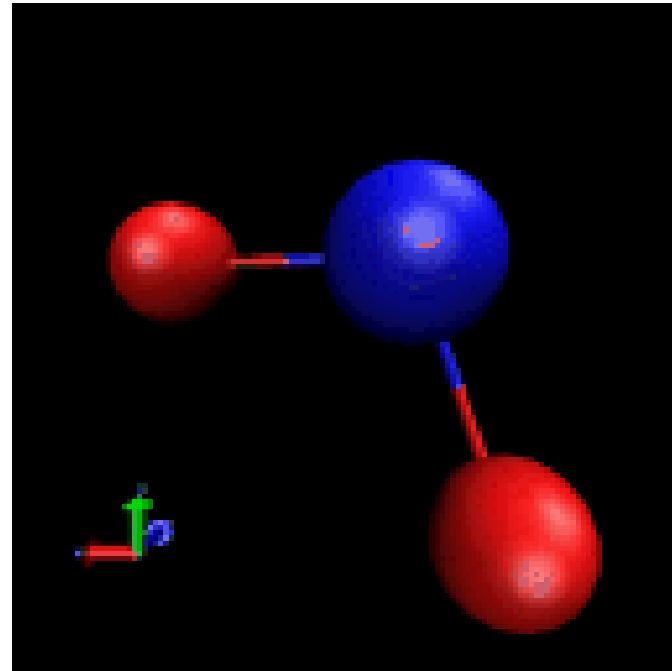
Nagroda Nobla 2003 w dziedzinie
medycyny i fizjologii

The instrument on which Lauterbur performed this critical experiment was a Varian A-60 NMR (1973) spectrometer capable of detecting protons at 60 MHz. That very same instrument is in a permanent display in the lobby of the Graduate Chemistry building University of Illinois.

Idea Tomografii MR



Uproszczony proces obrazowania MR



Molekuła wody - dwa atomy wodoru

Podstawowe równanie

Częstość precesji protonu, ważna w technice NMR charakteryzuje się częstością kołową zwaną częstością Larmora. Jest określona przez stosunek żyromagnetyczny jądra wodoru (protonu) i ma wartość $\gamma = 2.68 \times 10^8 \text{ rad}/(\text{s} \cdot \text{T})$. To oznacza 42.58 mln. precesji na sekundę, gdy jądro wodoru jest umieszczone w polu magnetycznym o indukcji 1 Tesli.

Częstość precesji opisuje równanie:

$$\nu = \gamma B_0$$

gdzie:

ν - częstość precesji

γ - to stosunek żyromagnetyczny

B_0 - indukcja pola magnetycznego.

Dwa stany energii

Dwie orientacje momentów magnetycznych odpowiadają dwu stanom kwantowym o energiach różniących się o ΔE . Większość jader zajmuje stan o niższej energii, ale niektóre stan antyrównoległy o wyższej energii. Obsadzenie stanu o wyższej energii jest nadzwyczaj słabe, stosunek obsadzeń to mniej niż 0.001%. **Jednakże to wystarczy aby użyć NMR!**

Ta różnica energii jest powiązana z częstością precesji równaniem:

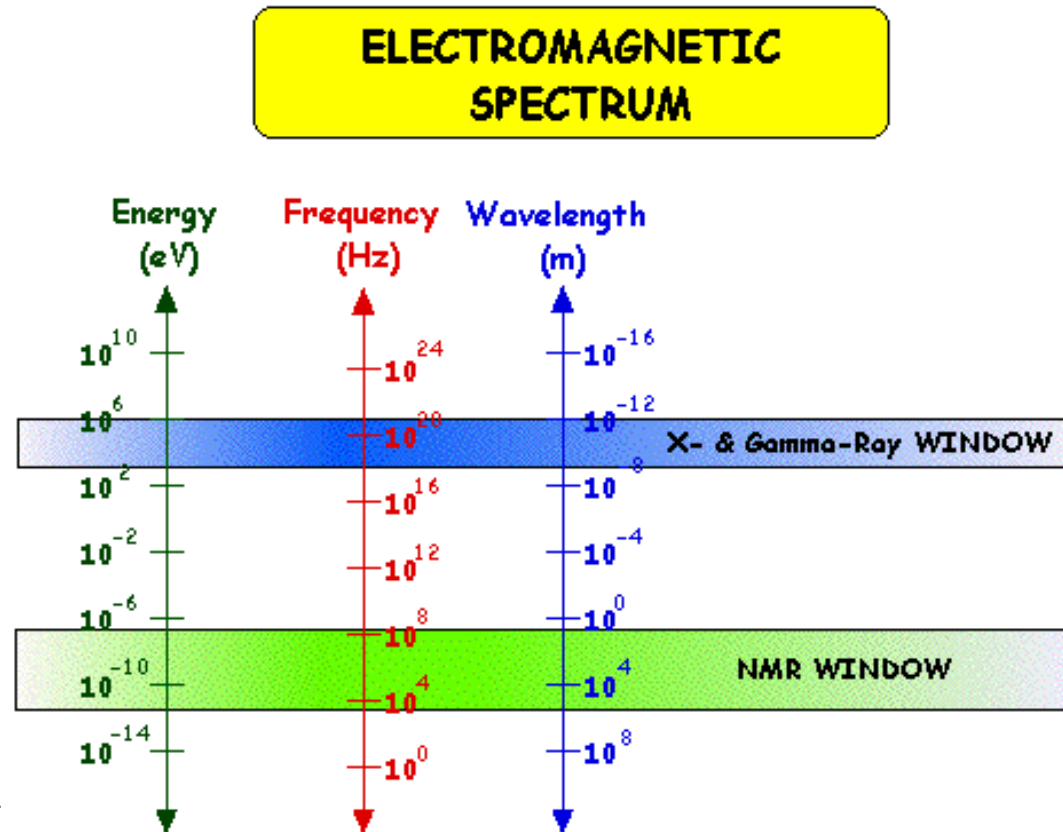
$$\Delta E = h \cdot \nu$$

gdzie h - stała Plancka, ν - częstość precesji
związana z częstością Larmora, ω , relacją:

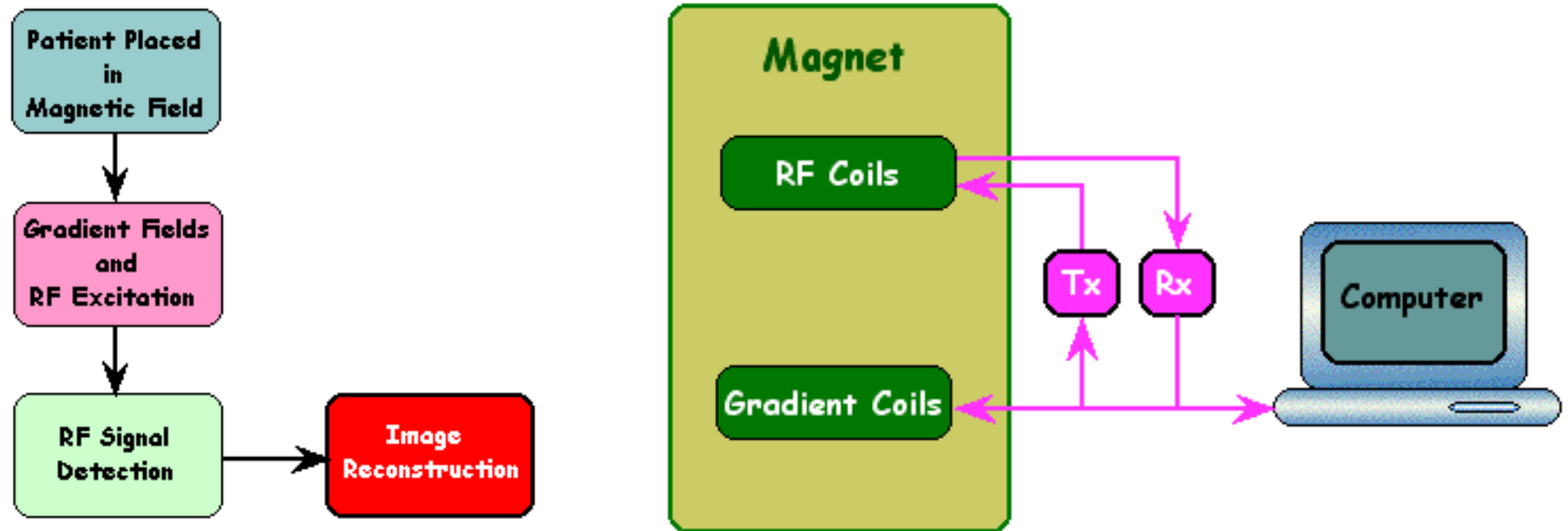
$$\omega = 2\pi \cdot \nu$$

Częstość radiowa przejść NMR

Przejście ze stanu równoległego do antyrównoległego można wywołać absorpcją promieniowania elektromagnetycznego o energii ΔE . To energia ok. 1.75×10^{-7} eV dla protonu w polu o indukcji 1 T. Taka energia to bardzo mało w porównaniu z energią wiązania elektronów.

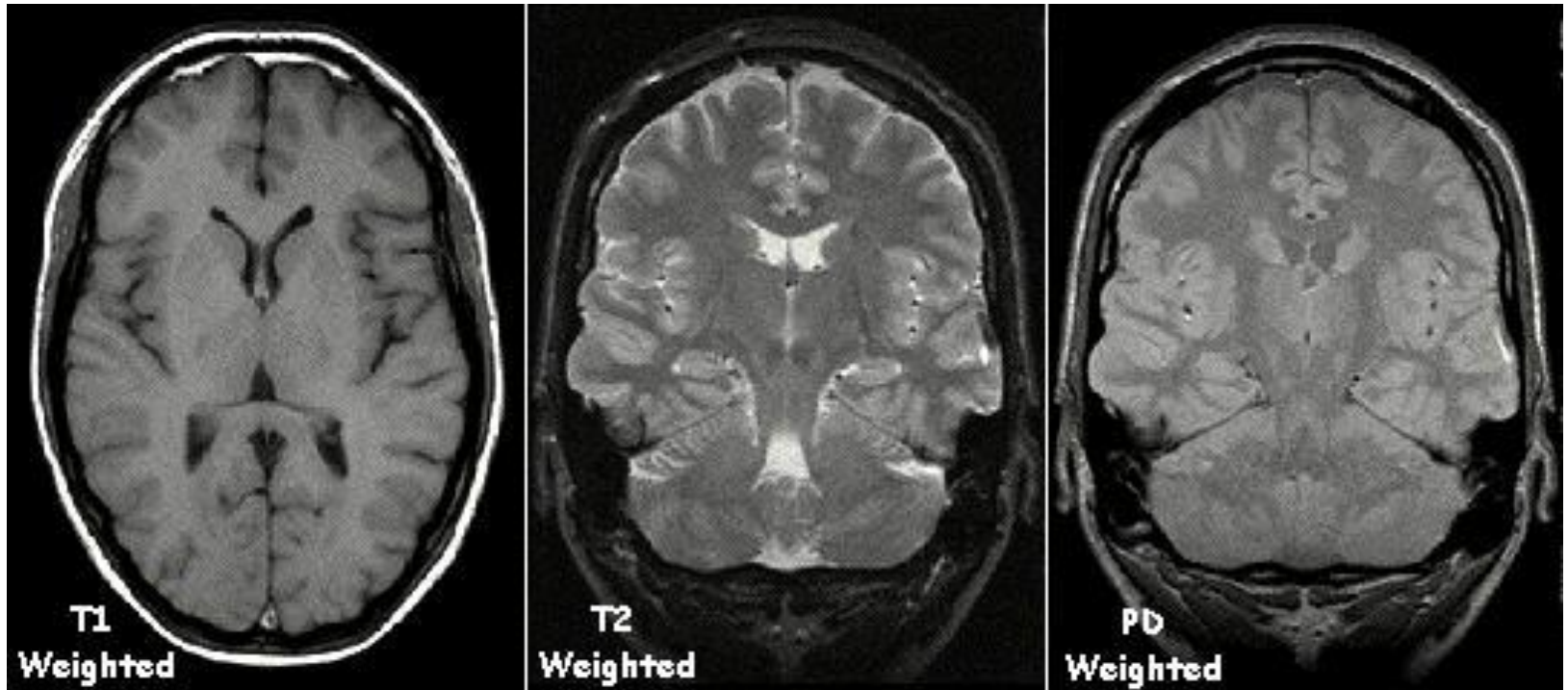


Schemat ideowy tomografu MR



T_x - Transmitter
 R_x - Receiver

Obrazy NMR



Kontrast: Różne jasności dla szarych komórek i płynu mózgowo-rdzeniowego

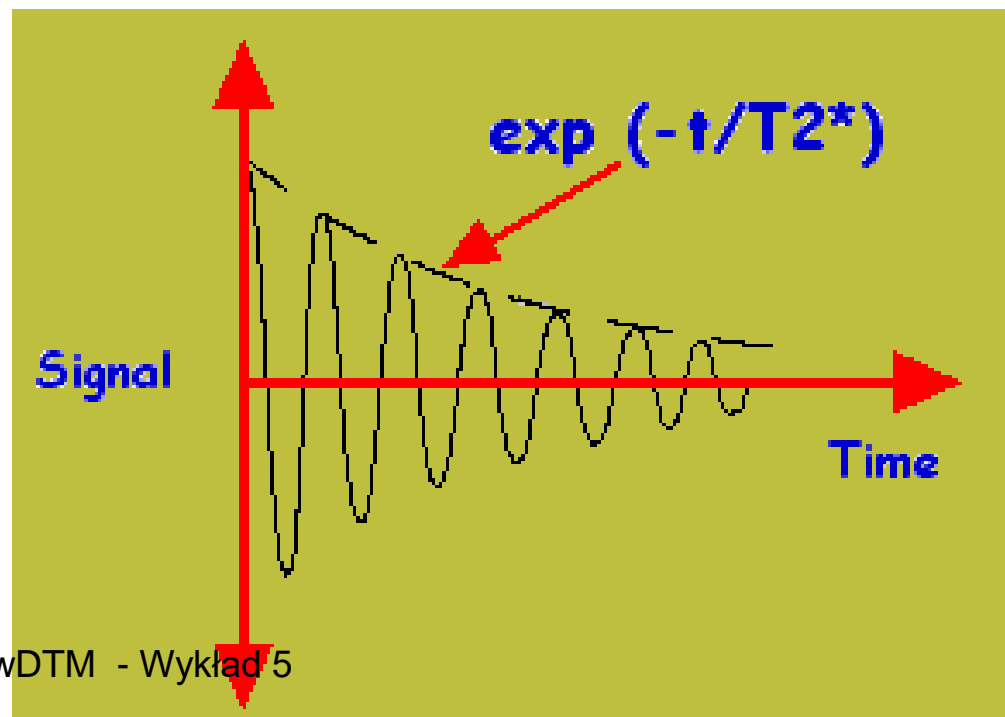
Wzbudzenie i emisja promieniowania

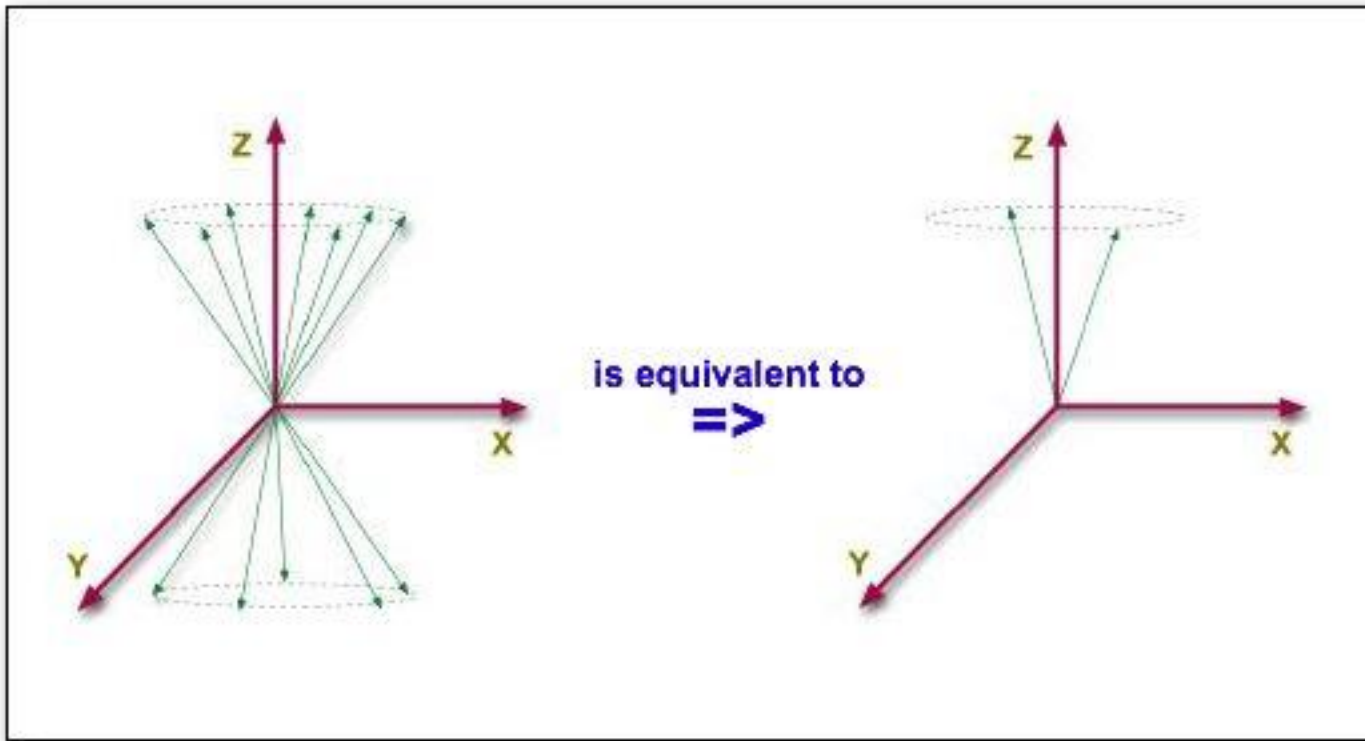
Dla tkanki w polu magnetycznym 1 T i elektromagnetycznym o częstotliwości radiowej 42.58 MHz, oczekujemy wzbudzeń protonów ze stanu równoległego do antyrównoległego. To rezonansowe pochłanianie fali NMR.

Co się dzieje po wzbudzeniu?

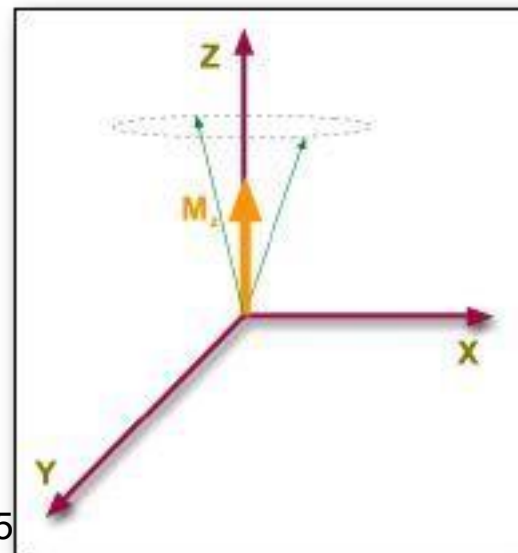
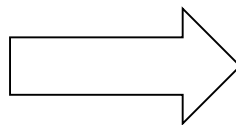
Spontaniczny powrót do stanu podstawowego w czasie charakterystycznym dla tkanki (ew. jej postaci patologicznej).

Stałą czasową T_2 można wyznaczyć w procesie badania NMR

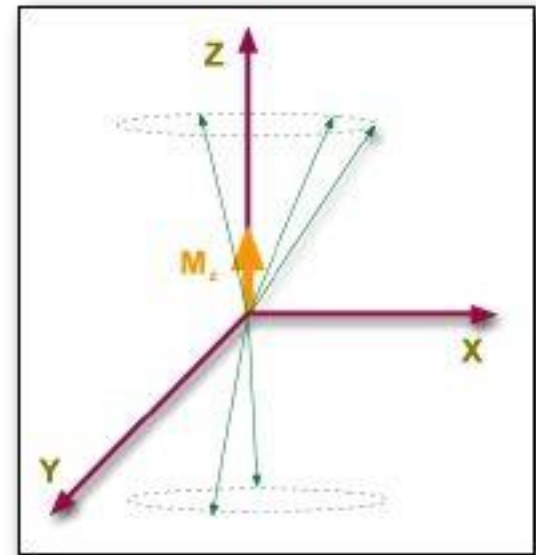
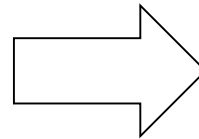
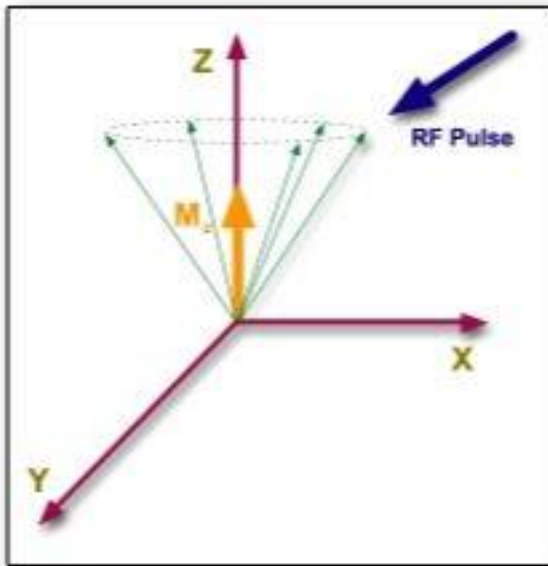




Magnetyzacja



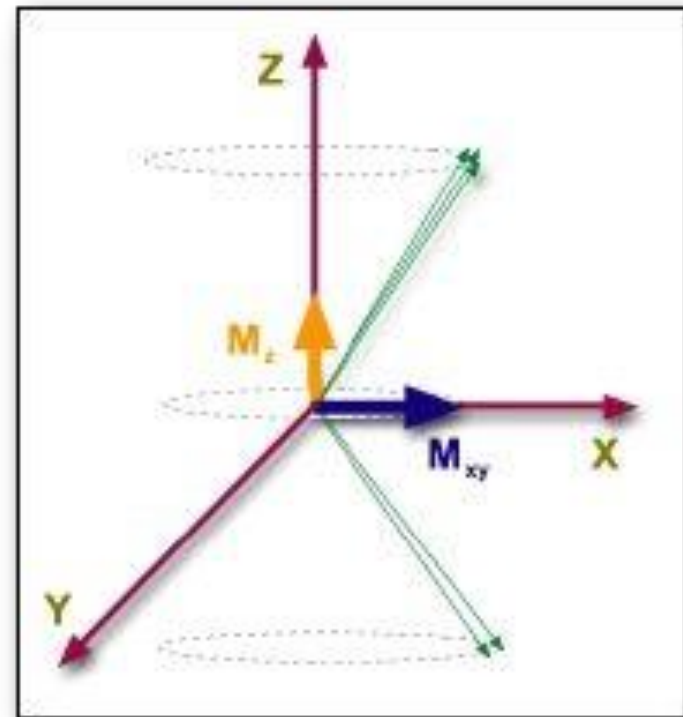
Redukcja magnetyzacji



Absorpcja promieniowania RF -> redukcja magnetyzacji

Uzgodnienie fazy (koherencja)

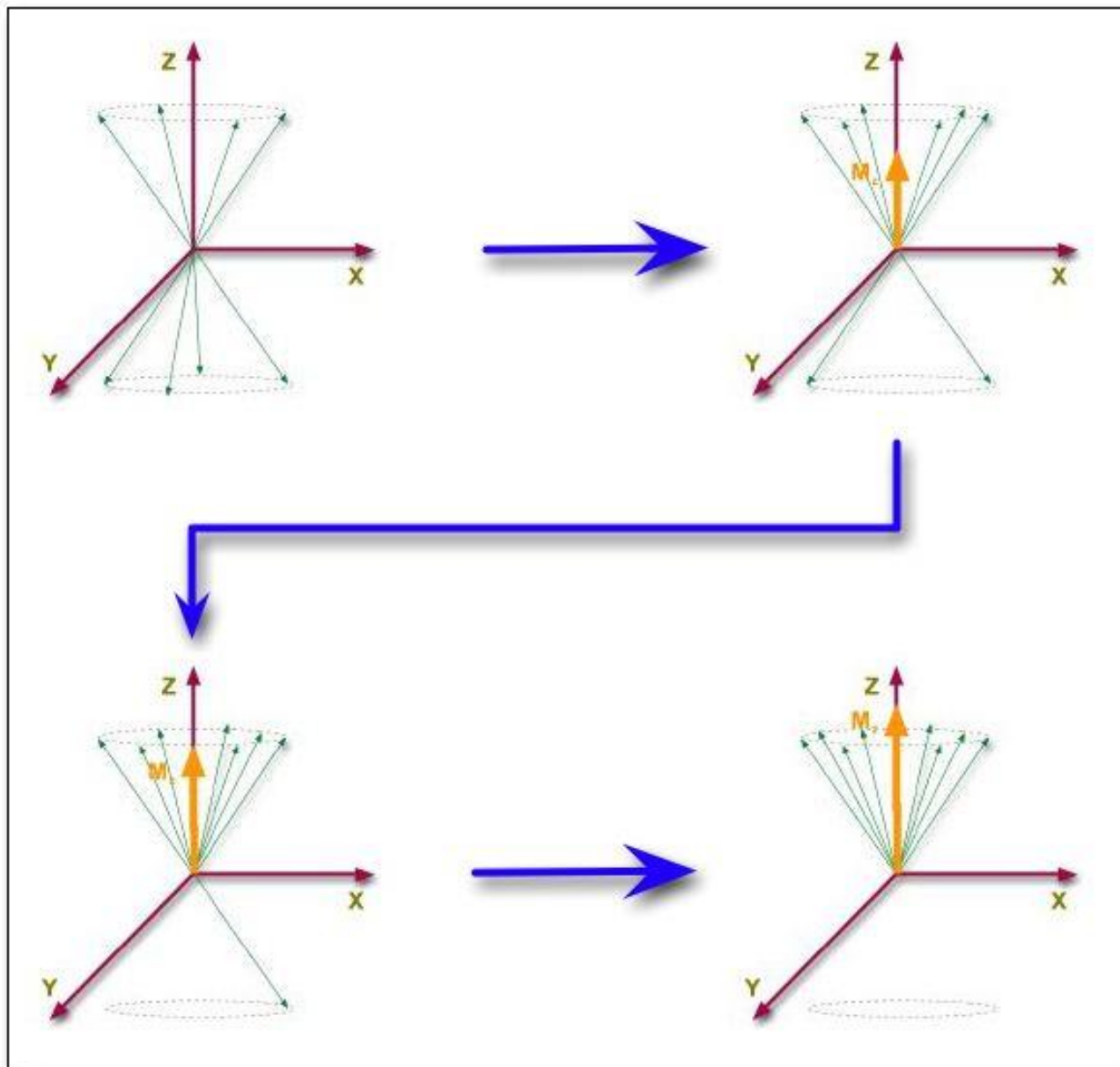
Jako skutek koherencji fazowej pojawia się magnetyzacja w płaszczyźnie XY



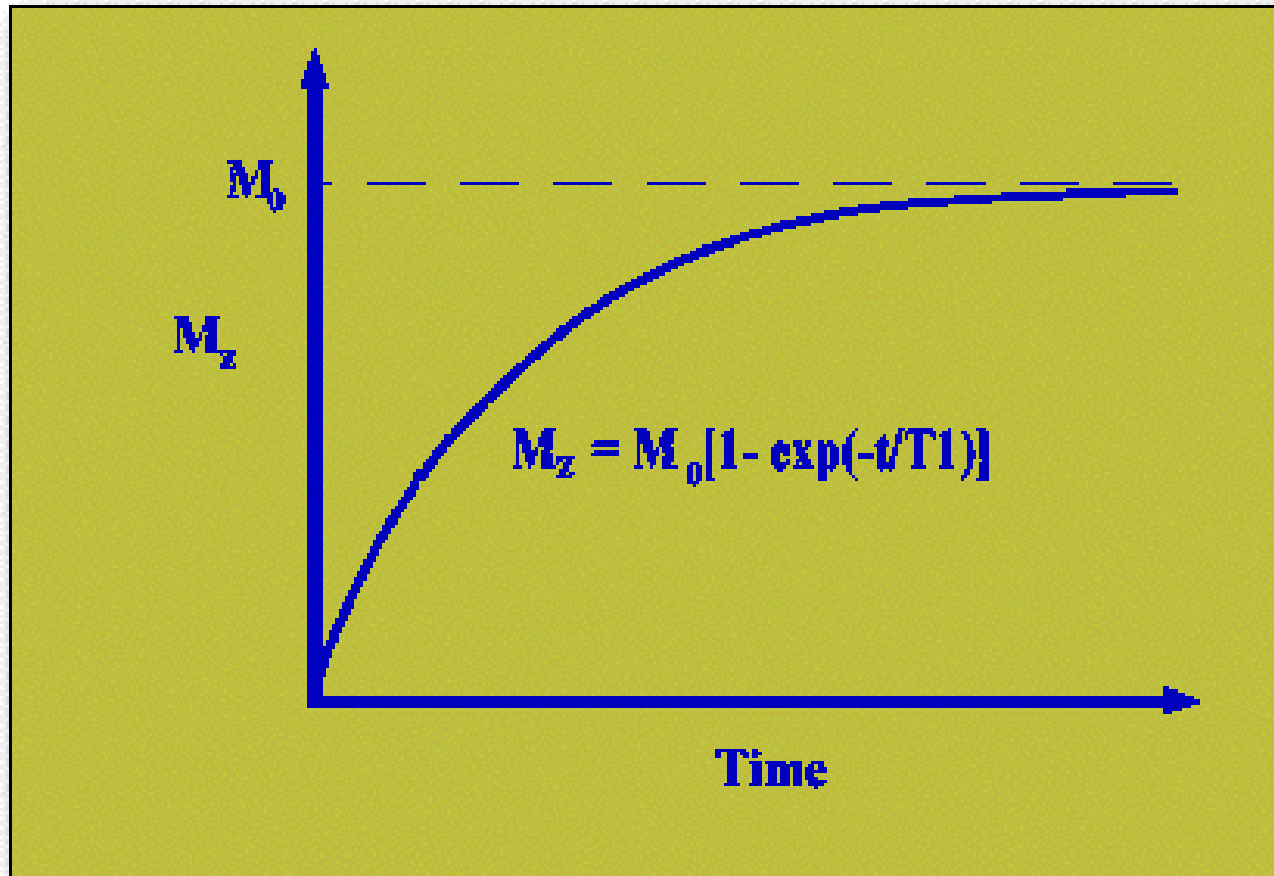
Efekty absorpcji RF:

1. Redukcja magnetyzacji M_z
2. Pojawienie się magnetyzacji M_{xy}

Relaksacja magnetyzacji podłużnej



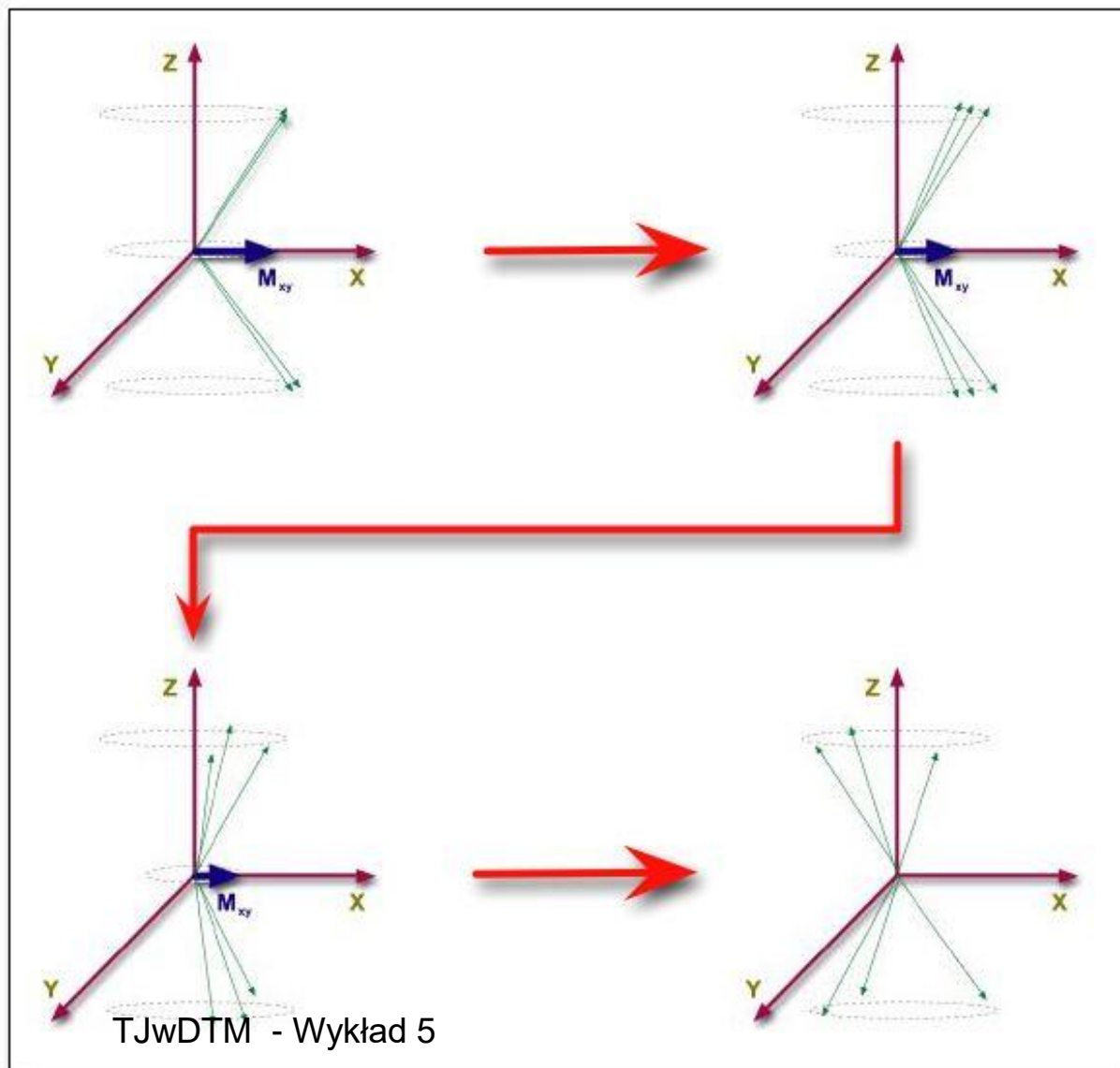
Relaksacja magnetyzacji podłużnej



Wzrost magnetyzacji podłużnej

Relaksacja magnetyzacji poprzecznej

Redukcja
magnetyzacji
poprzecznej

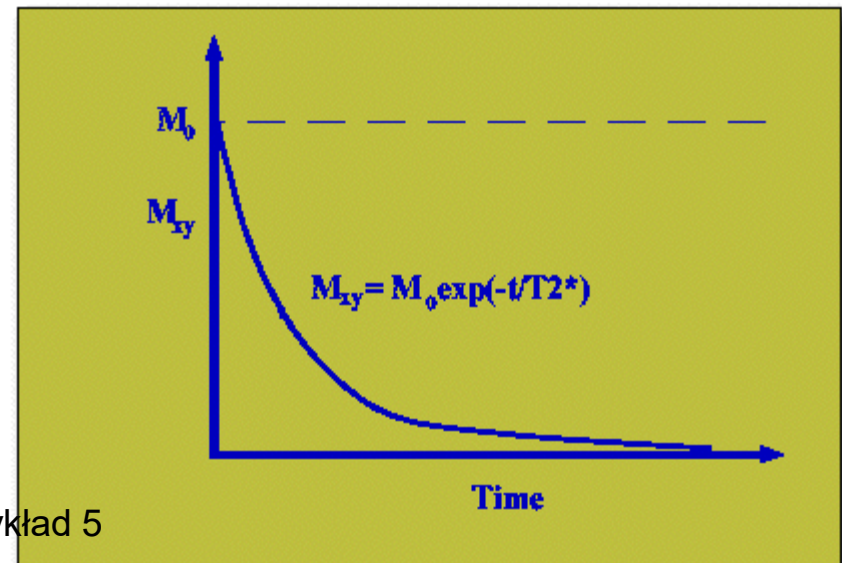


Relaksacja magnetyzacji poprzecznej (T2)

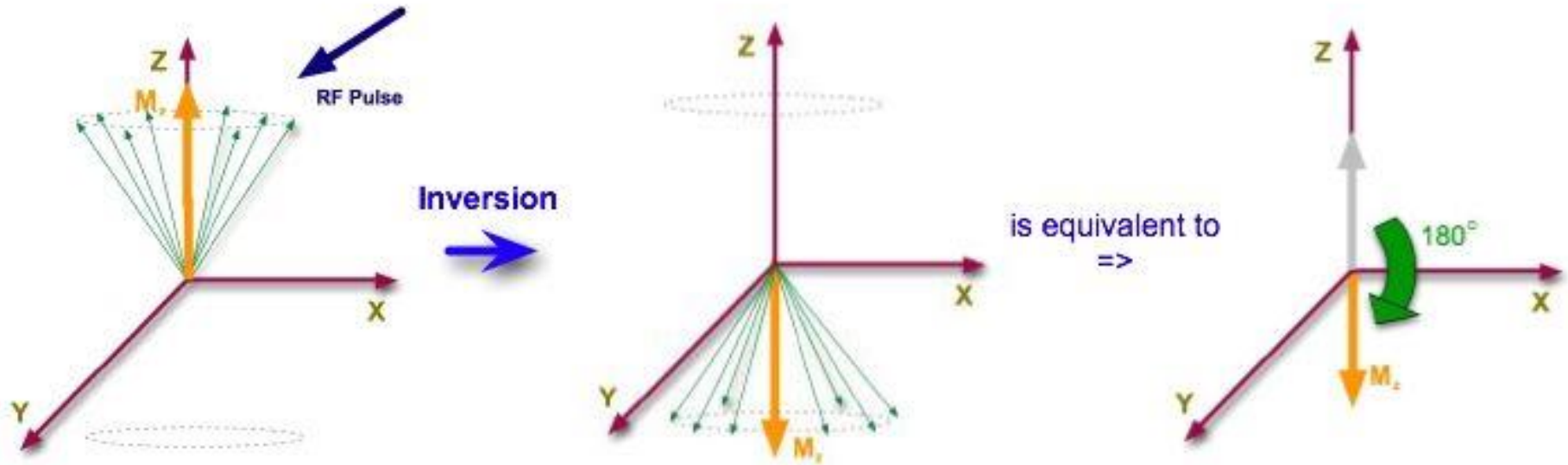
Tissue	T1 (ms)	T2 (ms)
Muscle	870	47
Liver	490	43
Kidney	650	58
Grey Matter	920	100
White Matter	790	92
Lung	830	80
CSF	2,400	160

CSF -
CerebroSpinal
Fluid

T2 - wzrasta dla
sąsiadujących protonów
(makromolekuły)

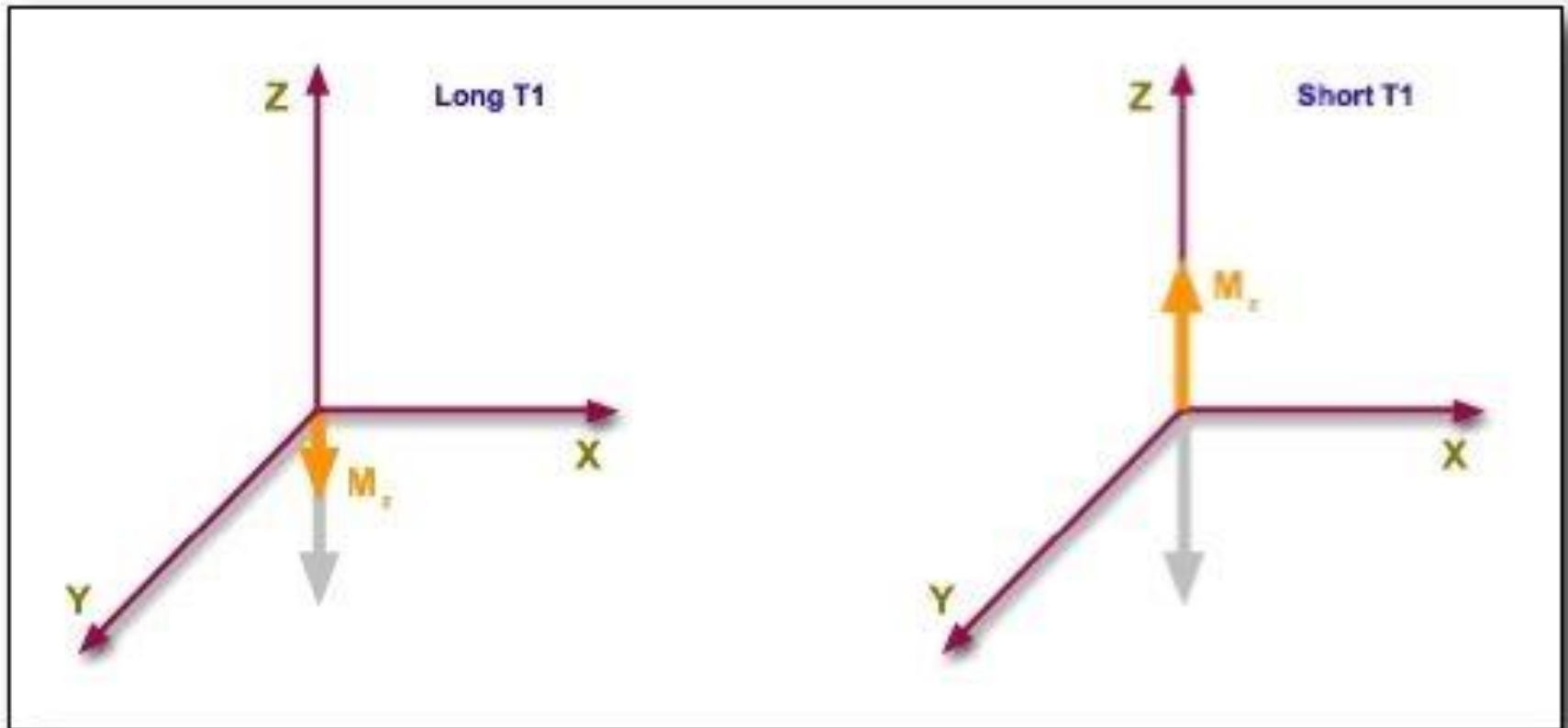


Inwersja magnetyzacji



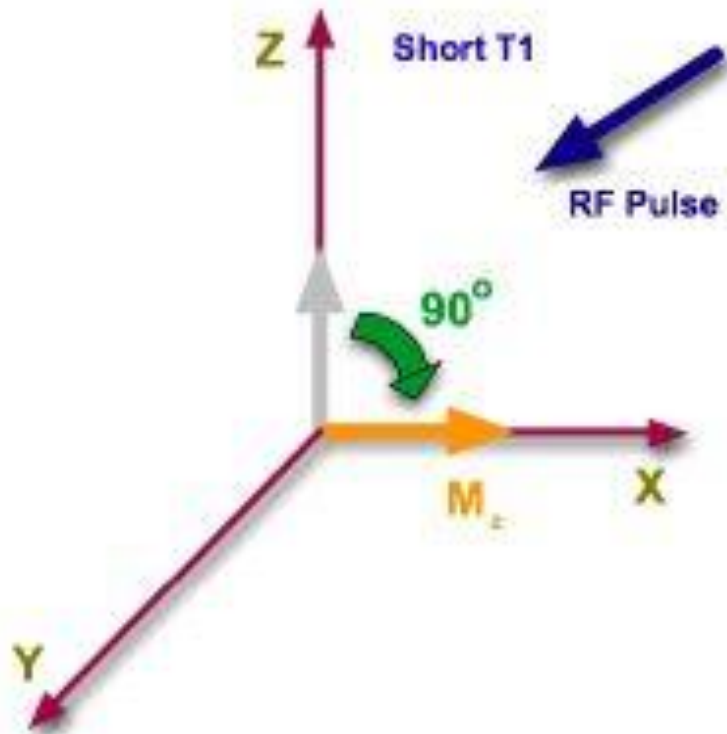
I etap - wzbudzenie (długi impuls 180° RF, aby osiągnąć inwersję magnetyzacji)

Czas relaksacji T1 ($M_{\text{podł}}$)



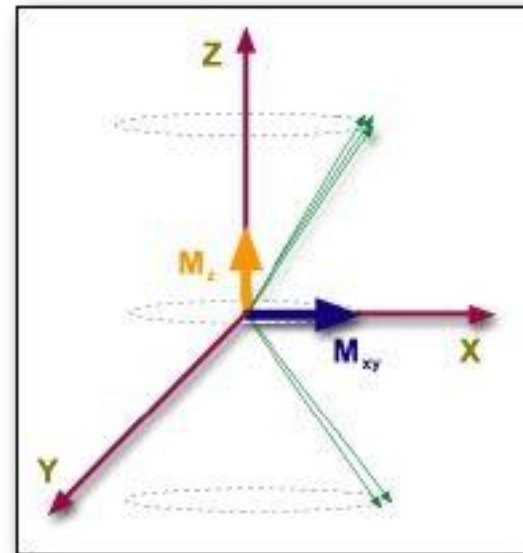
II etap - relaksacja magnetyzacji podłużnej
(T_1 - długie lewy panel, T_1 - krótkie prawy panel)

Obrót magnetyzacji o 90°



Absorpcja RF

1. Redukcja magnetyzacji M_z
2. Pojawienie się magnetyzacji M_{xy}



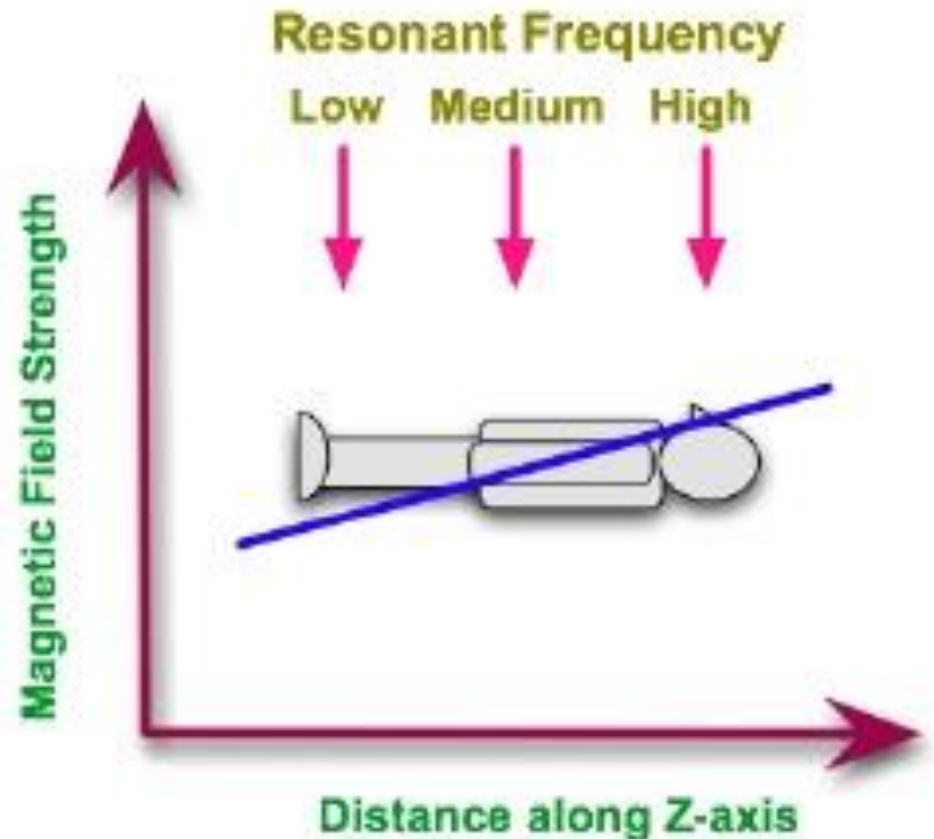
Rola gradientu pola B

Częstotliwości rezonansowe zmieniają się na kolejnych płaszczyznach prostopadłych do osi z.

Dla wzbudzeń w wybranej płaszczyźnie potrzebujemy częstotliwości opisanej równaniem:

$$f = \gamma B_0.$$

Nazywamy takie podejście: „slice selective excitation”



Lokalizacja przestrzenna sygnałów NMR

Rejestracja : amplitudy, częstotliwości i fazy sygnału

Analogia z pianinem:

Rejestracja częstotliwości wskazuje na miejsce generacji rejestrowanego sygnału.

Dyskryminacja częstotliwości → lokalizacja przestrzenna sygnału.

3D przypadek jest bardziej skomplikowany.

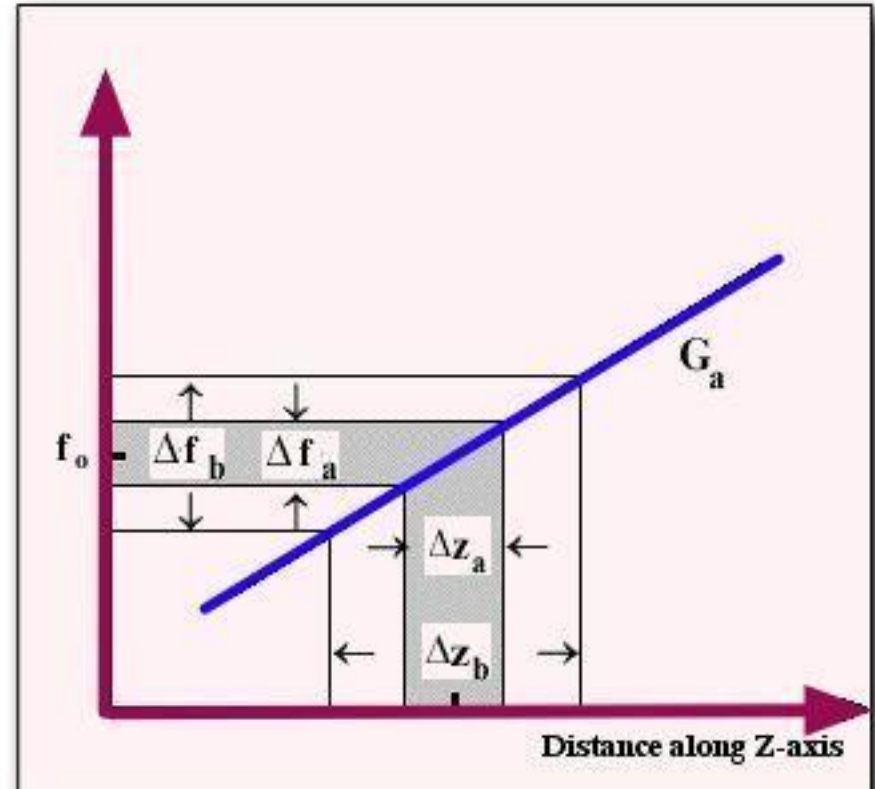
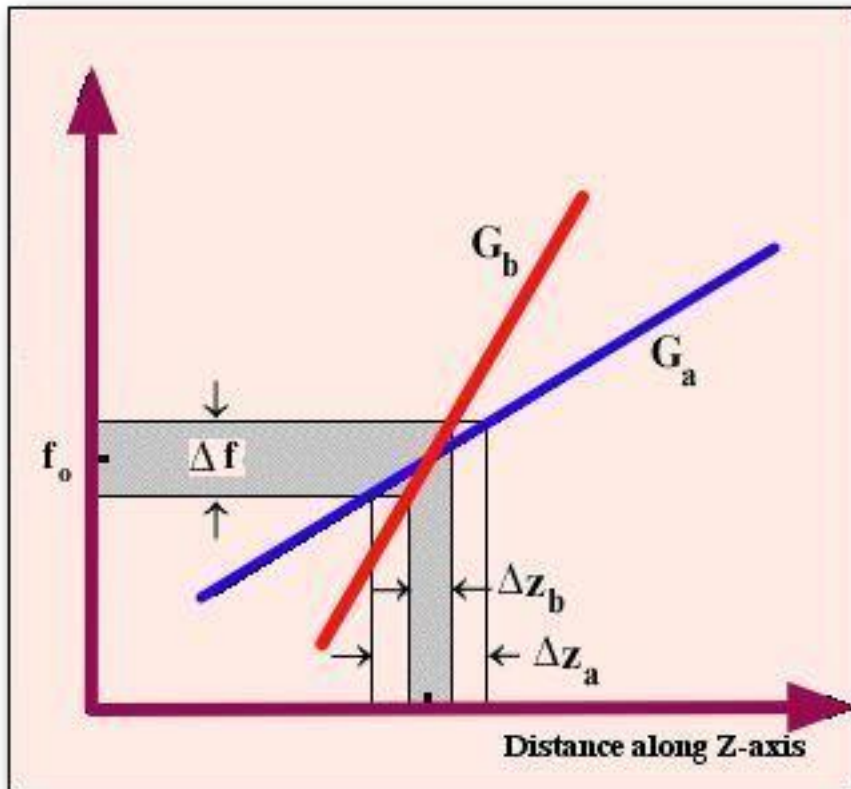
Częstotliwości RF mogą zależeć od pozycji dzięki gradientowi pola magnetycznego (cewki gradientowe).

Faza sygnału również zależy od miejsca emisji.



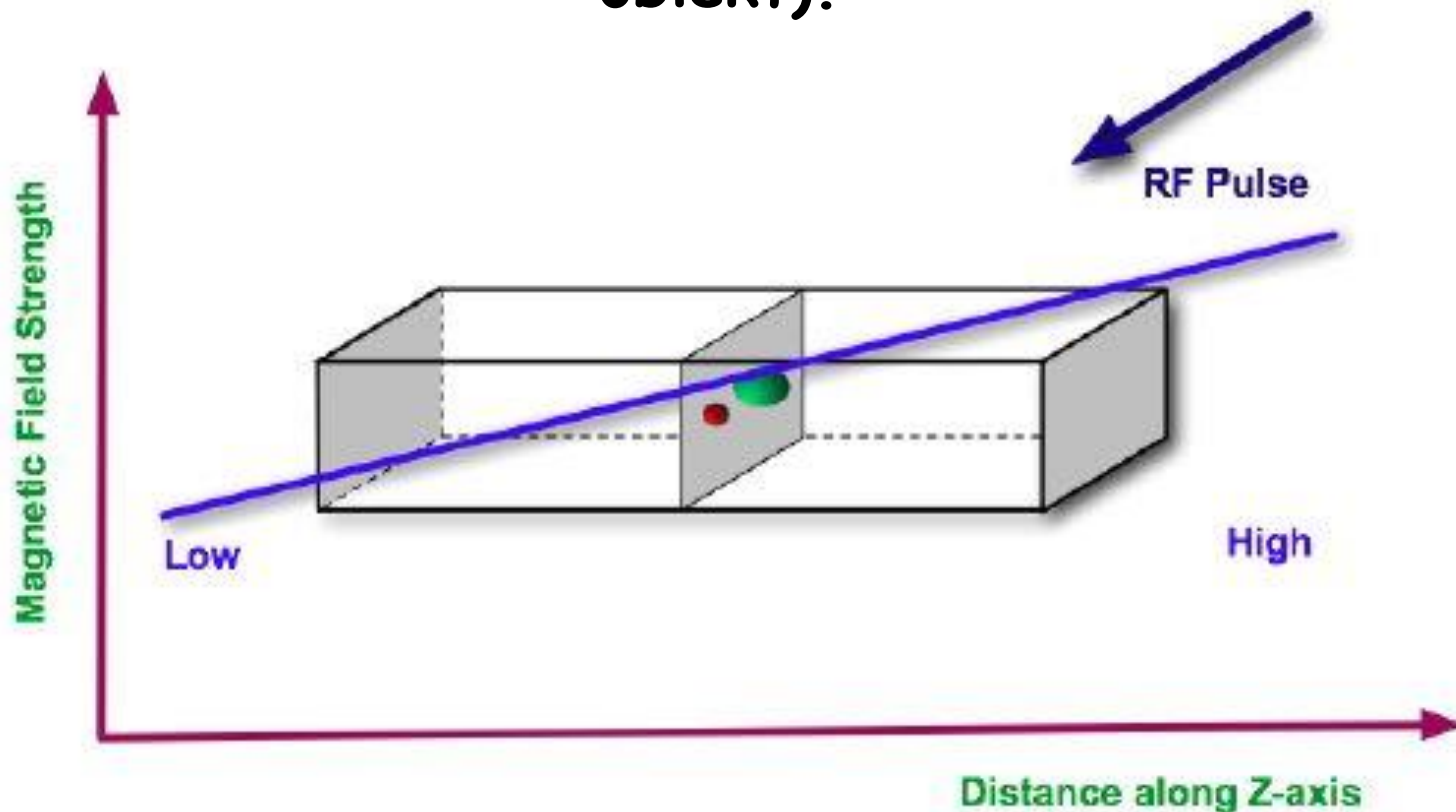
Precyzja wyboru warstwy

Natężenie pola gradientowego i pasmo częstotliwości decydują o grubości wybranej warstwy.



Jak zeskanować wybraną płaszczyznę

Co się dzieje, gdy wybrana warstwa zawiera dwa obiekty o różnych właściwościach (czerwony i zielony obiekt).

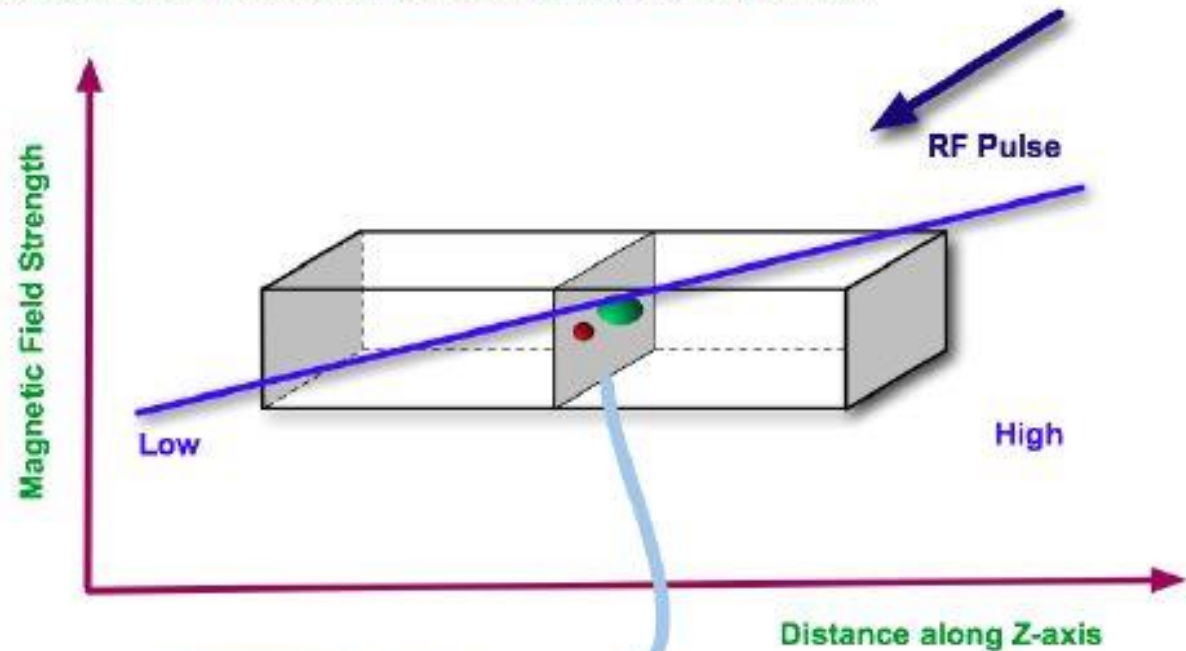


Jak zeskanować wybraną płaszczyznę

Włączenie gradientu poprzecznego w fazie emisji, zmieni częstotliwości precesji i emisji sygnału.

Emitowany sygnał zawiera widmo częstotliwości odpowiadające położeniom obiektów wzdłuż osi X prostopadłej do Z.

1. Select slice during excitation phase using a longitudinal gradient:



2. Apply a transverse gradient during the emission phase to acquire one projection:



Inne jadra w NMR

Istnieją trzy typy jąder dla których spin można rozważać:

1. Nieparzysta liczba masowa, tj. jądra z jednym niesparowanym nukleonem;
2. Parzysta liczba masowa & parzysta liczba atomowa, tj. jądra bez niesparowanych nukleonów;
3. Parzysta liczba masowa & nieparzysta liczba atomowa, , tj. jądra z dwoma niesparowanymi nukleonami;

Nucleus	Gyromagnetic Ratio, γ (10^6rad/s/T)	f_0 at 1 Tesla (MHz)
<u>^1H</u>	268	42.58
<u>^2H</u>	41	6.53
<u>^{13}C</u>	67	10.66
<u>^{14}N</u>	19	3.02
<u>^{19}F</u>	253	40.27
<u>^{23}Na</u>	71	11.3
<u>^{31}P</u>	108	17.19

Varian 4T fMRI, part of the Brain Imaging Center, [Helen Wills Neuroscience Institute](#) at the [University of California, Berkeley](#).



26.IV.2022

TJwDTM - Wykład 5