



# Magnetyczne własności jąder atomowych, podstawy obrazowania rezonansu magnetycznego

**Obrazowanie medyczne  
Inżynieria Biomedyczna**





# Magnetyczne własności jąder atomowych

## Zawartość wykładu:

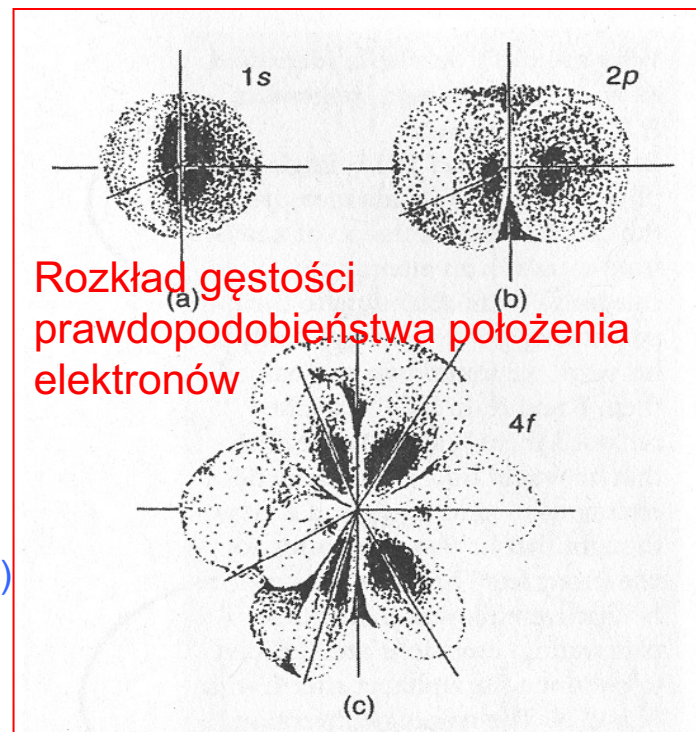
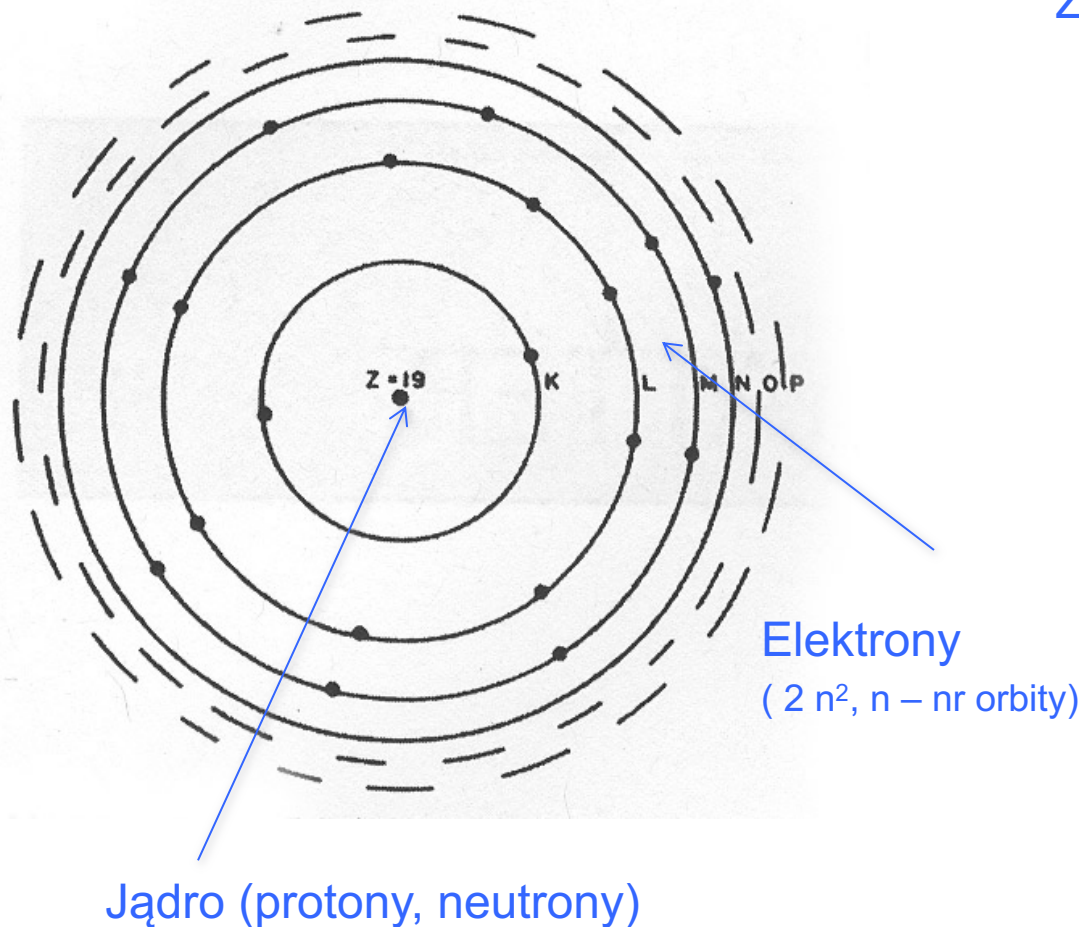
- oddziaływanie statycznego pola magnetycznego na jądra atomowe
- rotacja and precesja
- wpływ elektromagnetycznych impulsów wielkoczęstotliwościowych
- zjawisko jądrowego rezonansu magnetycznego
- stałe czasowe relaksacji T1 i T2\*





## model atomu Bohra

$Z : \# \text{ protonów} = \# \text{ elektronów}$



# Właściwości jąder atomowych

jądro atomu wodoru, 1 proton

mechanika klasyczna

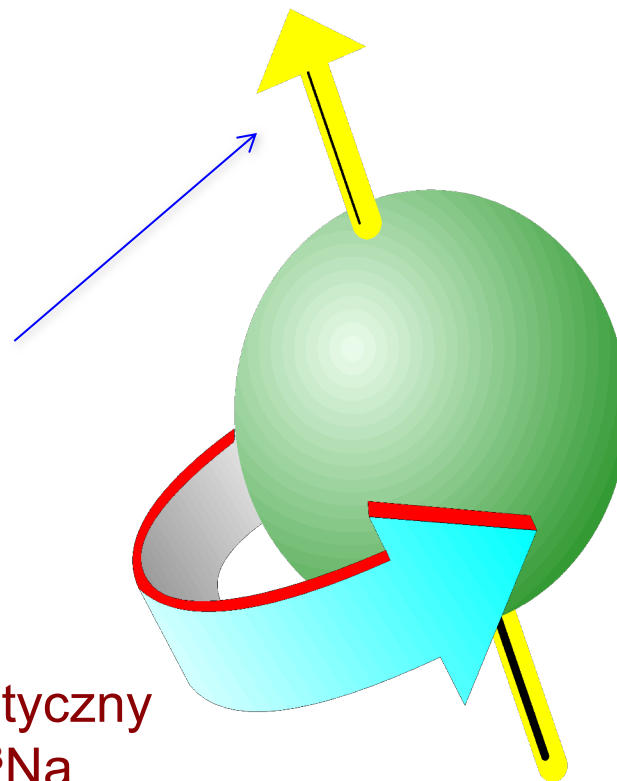
proton – cząstka naładowana dodatnio, wiruje generując pole magnetyczne.

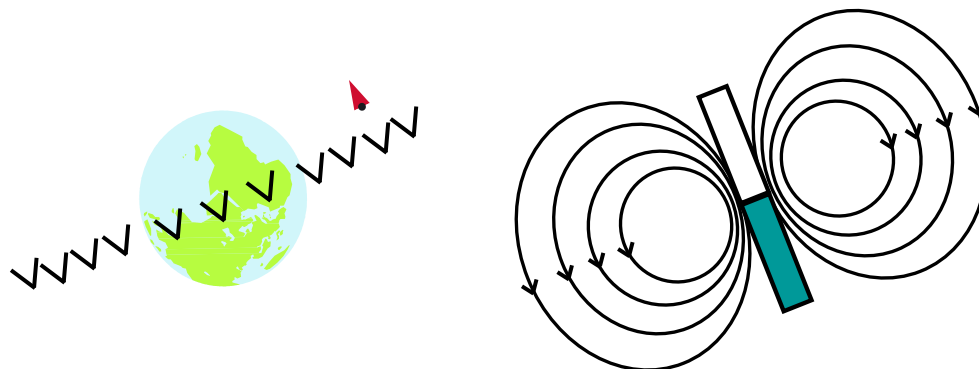
Taki “mały magnes” ma swój **moment magnetyczny**.

wirujący proton  $\Leftrightarrow$  spin

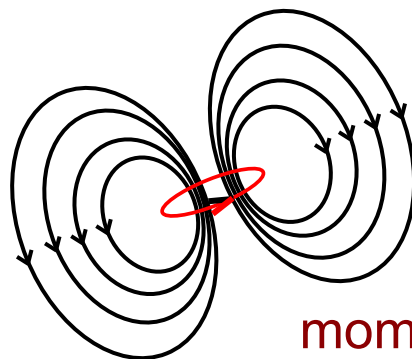
Inne jądra posiadające moment magnetyczny (# protonów  $\neq$  # neutronów):  $^{15}\text{N}$ ,  $^{31}\text{P}$ ,  $^{23}\text{Na}$

$^{12}\text{C}$  i  $^{16}\text{O}$  nie posiadają momentu magnetycznego

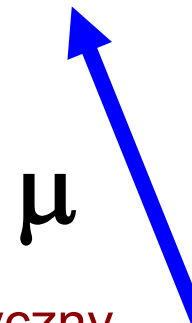




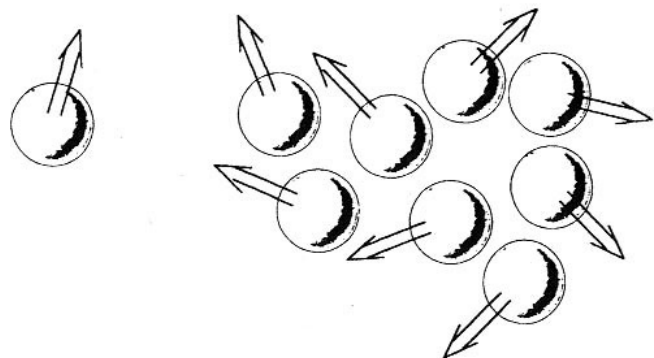
Pole magnetyczne  
ziemi, magnes, pętla  
prądowa



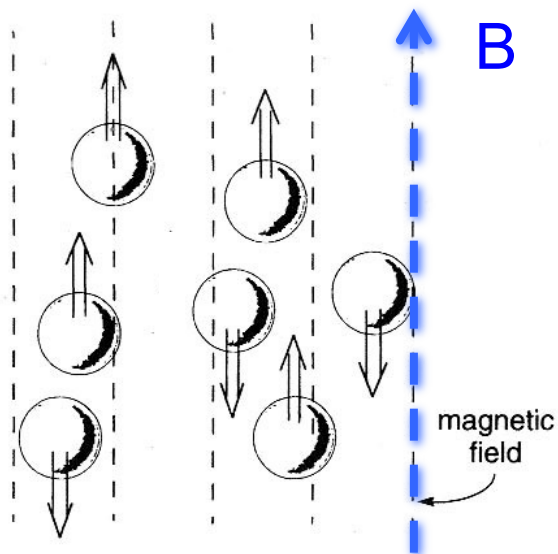
moment magnetyczny



# Protony w polu magnetycznym



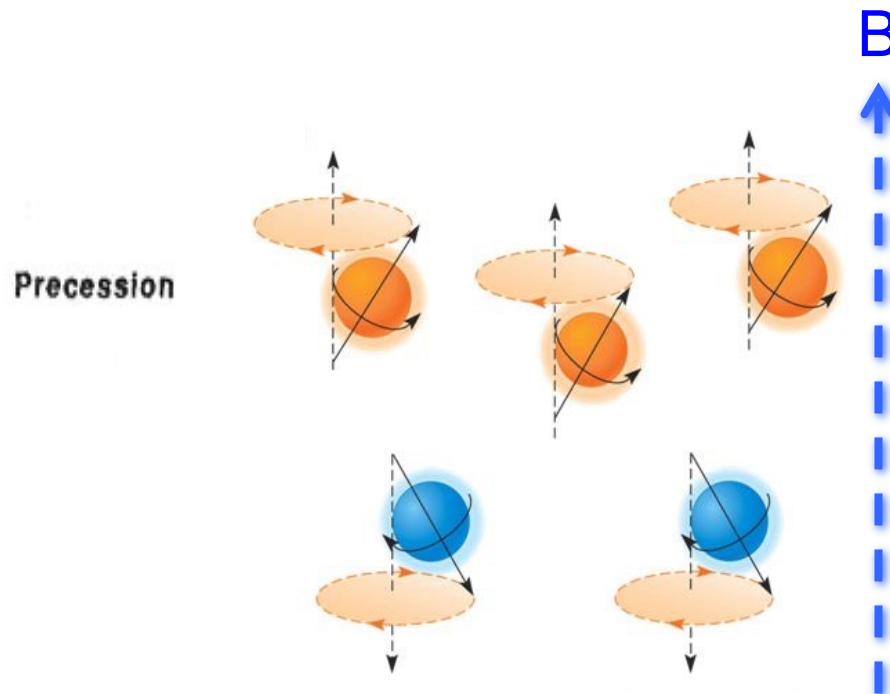
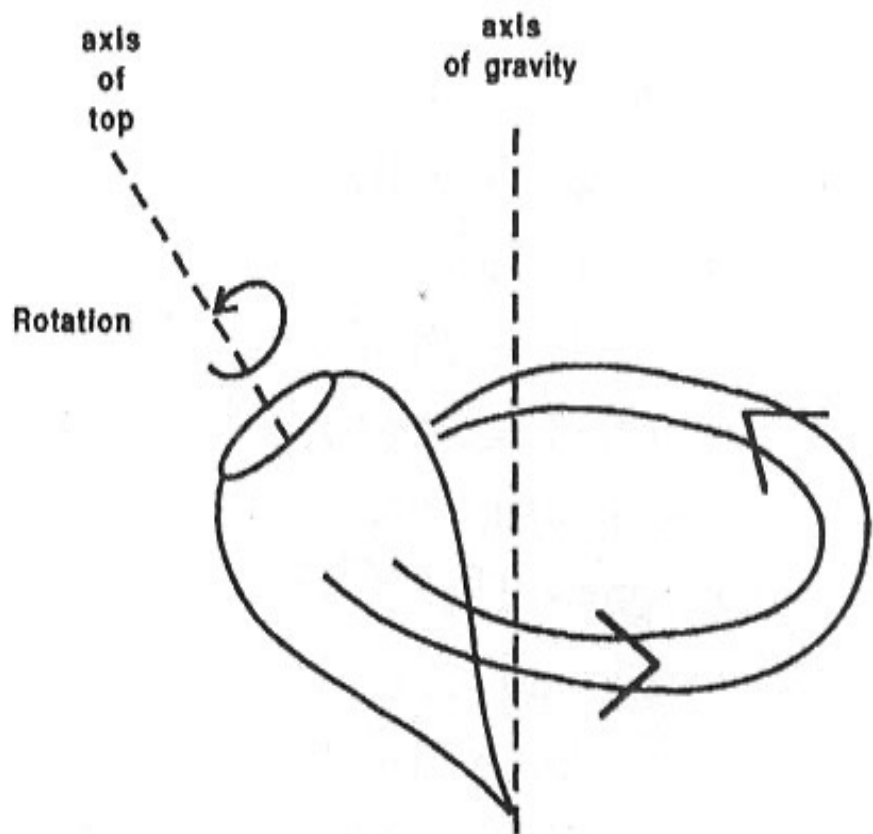
W stanie swobodnym, momenty magnetyczne jąder atomowych są ukierunkowane chaotycznie



W obecności stałego pola magnetycznego momenty magnetyczne ustawiają się wzdłuż linii pola: równoległe (tych jest trochę więcej) lub antyrównoległe

# Protony w polu magnetycznym

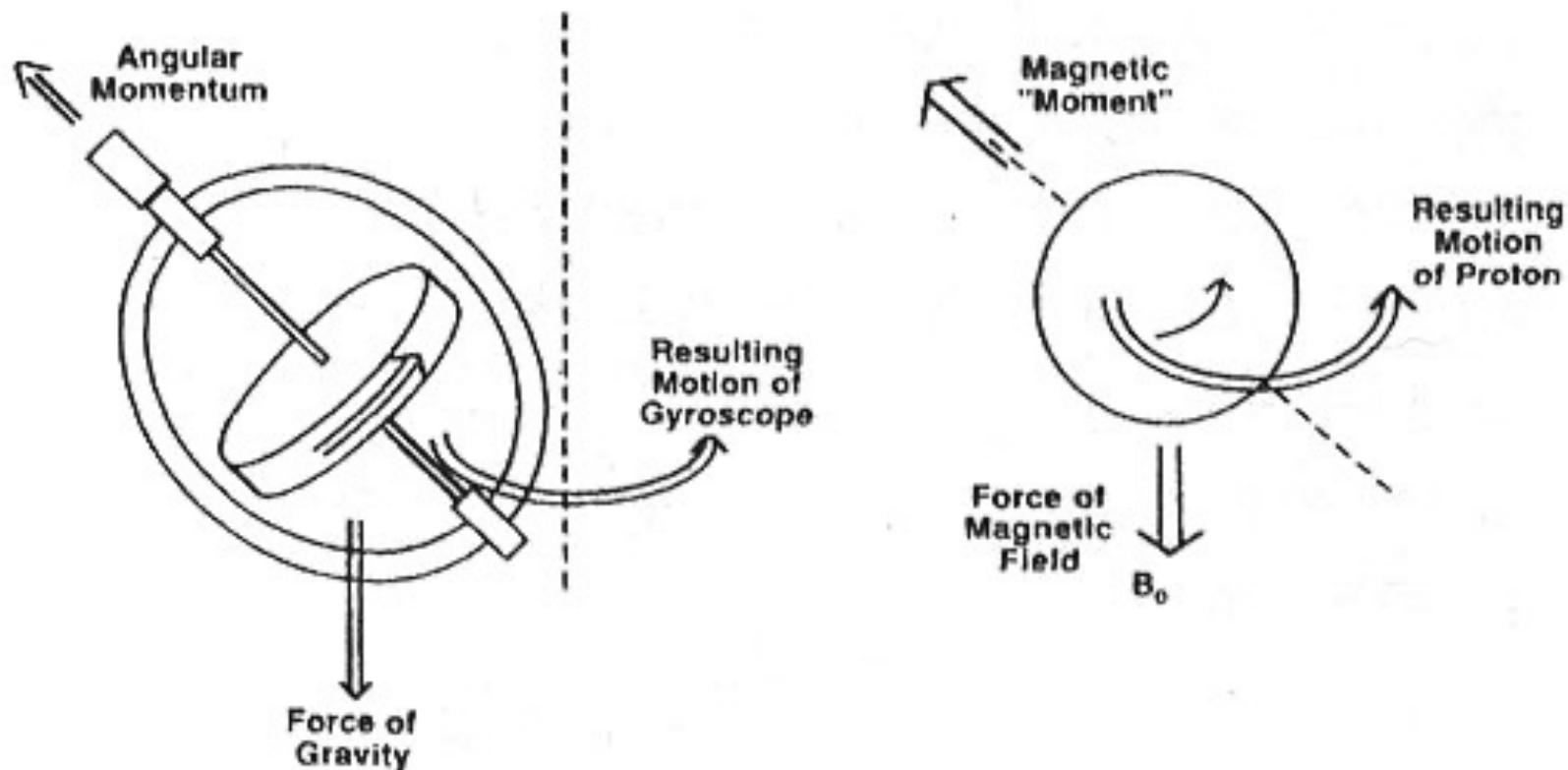
Oprócz wyrównania wzdłuż linii sił pola magnetycznego, momenty magnetyczne protonów wykonują ruchy precesyjne wzdłuż linii pola



Analogia z wirującym bączkiem



# Protony w polu magnetycznym



Precesja wynika z oddziaływania sił na wirujący obiekt. Moment pędu i grawitacja powodują precesję żyroskopu; moment magnetyczny i zewnętrzne pole magnetyczne powodują precesję protonu.





## Częstotliwość Larmora

Zależność pomiędzy wartością indukcji pola B [T]  
i częstotliwością precesji f [Hz]:

$$f = \gamma B$$

$\gamma$  – współczynnik giromagnetyczny

$\gamma$  (H) = 42.58 MHz/T, zatem dla typowego skanera 1.5T  $f \approx 64$  MHz

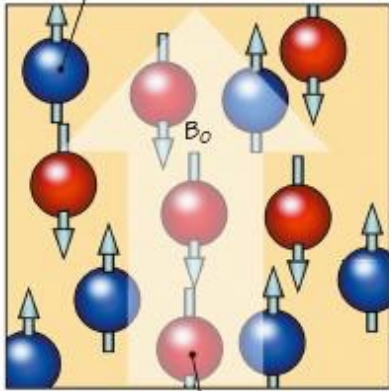
**Częstotliwość precesji to częstotliwość Larmora**





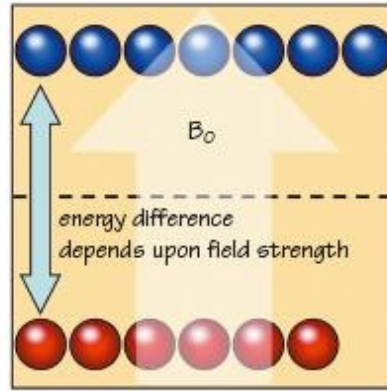
# Rozkład pola magnetycznego dla wszystkich protonów

low-energy spin-up nucleus

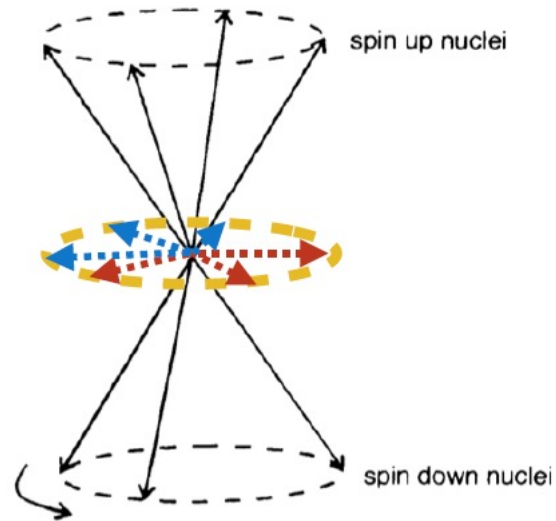


high-energy spin-down nucleus

low-energy spin-up population

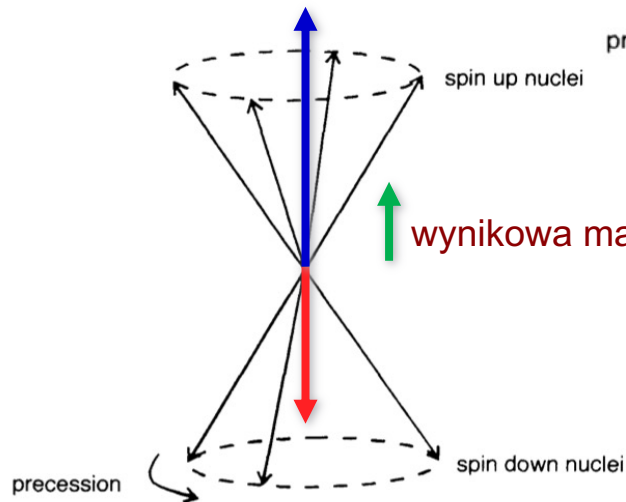


high-energy spin-down population

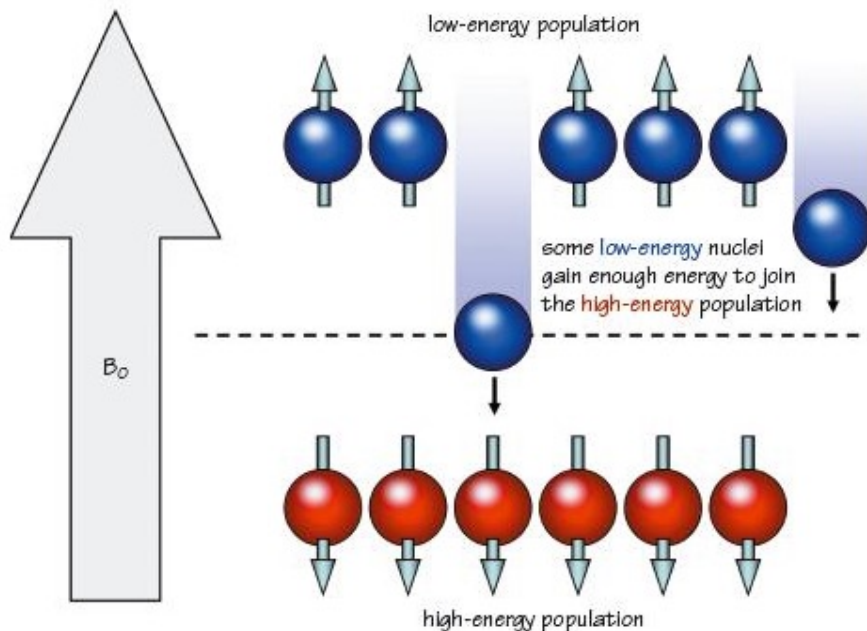


magnetyzacja porzeczna = 0

wynikowa magnetyzacja podłużna



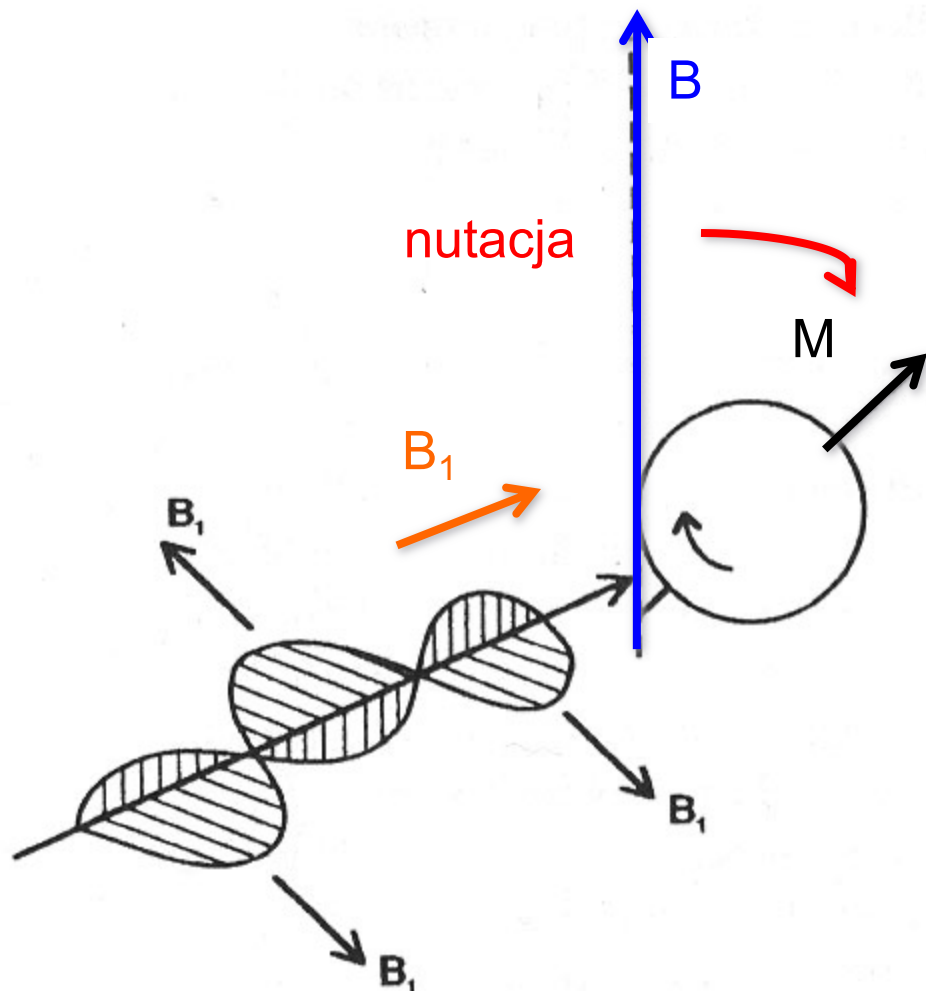
# Efekt dodatkowego impulsu elektromagnetycznego



podanie impulsu RF (zmienne pole magnetyczne) o częstotliwości Larmora spowoduje wywołanie zjawiska **rezonansu**

-> energia impulsu zostanie pochłonięta przez jądra atomowe powodując, że część z nich zmieni orientację momentów magnetycznych na antyrównoległą

# Efekt dodatkowego impulsu elektromagnetycznego

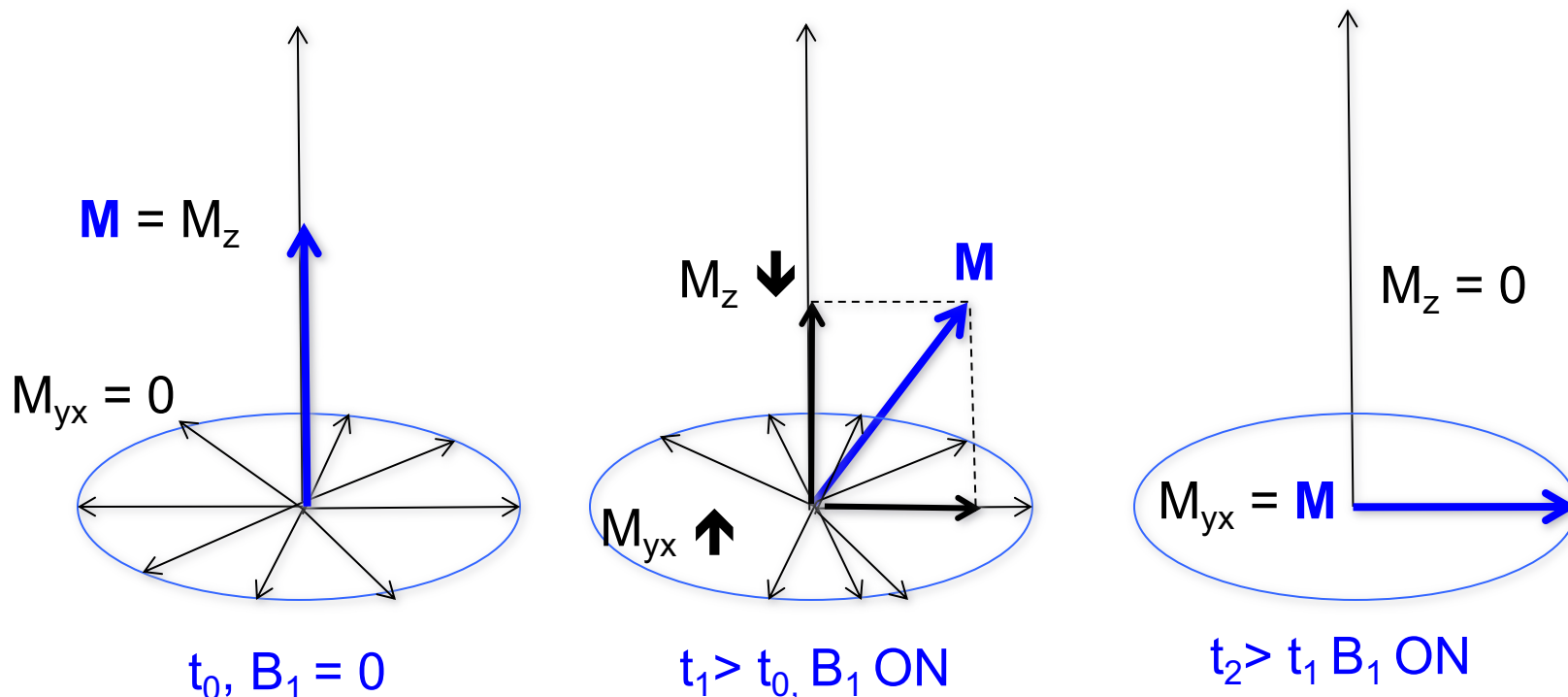


Zastosowanie takiego impulsu (zmienne pole magnetyczne  $B_1$ ) spowoduje odchylenie wynikowego wektora magnetyzacji od kierunku linii pola  $B$

# Efekt dodatkowego impulsu elektromagnetycznego

## odchylenie wynikowego wektora magnetyzacji:

- maleje składowa podłużna magnetyzacji (wyrównywanie się liczby spinów w obydwu stanach energetycznych)  $M_z$
- rośnie składowa poprzeczna magnetyzacji (fazowanie się spinów)  $M_{xy}$

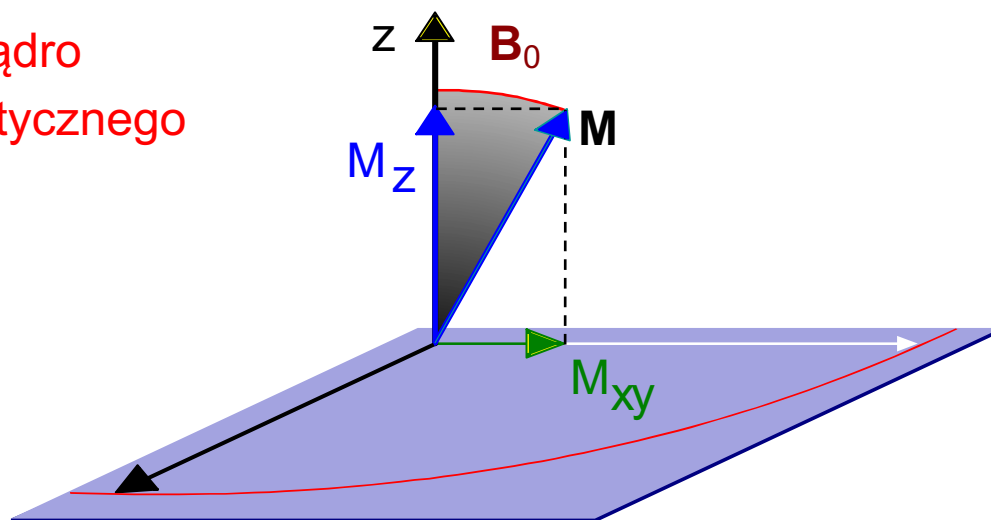


Kiedy impuls zanika ( $B_1=0$ ) następuje powrót do stanu ustalonego

- wzdłużna magnetyzacja  $M_z$  odtwarza swoją wartość
- poprzeczna magnetyzacja  $M_{xy}$  znika
- obydwoóm procesom przypisane są różne stałe czasowe  $T_1$  i  $T_2$

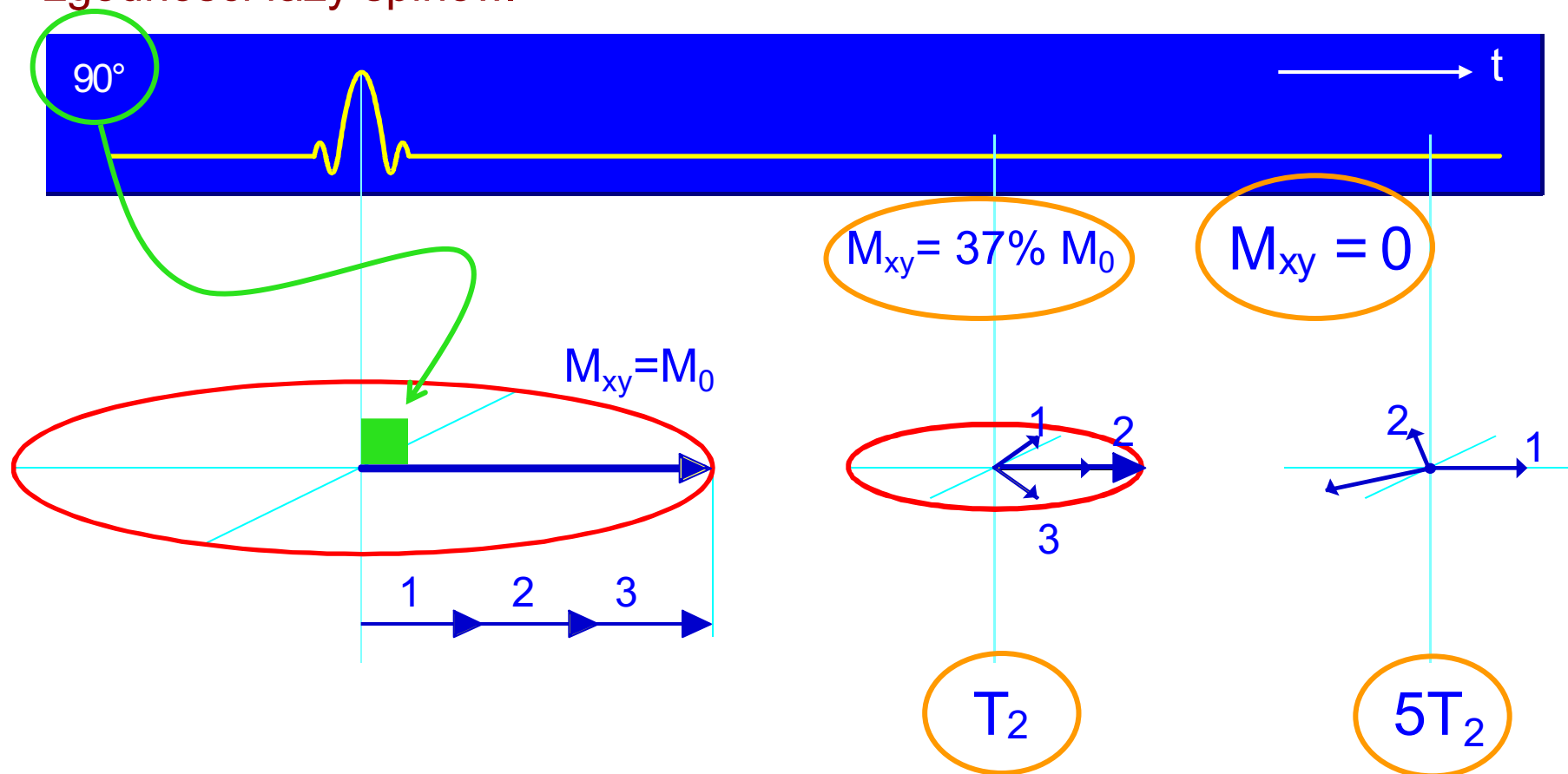
energia jest oddawana przez jądro

-> generacja impulsu elektromagnetycznego



## Relaksacja spin – spin (poprzeczna): $T_2$

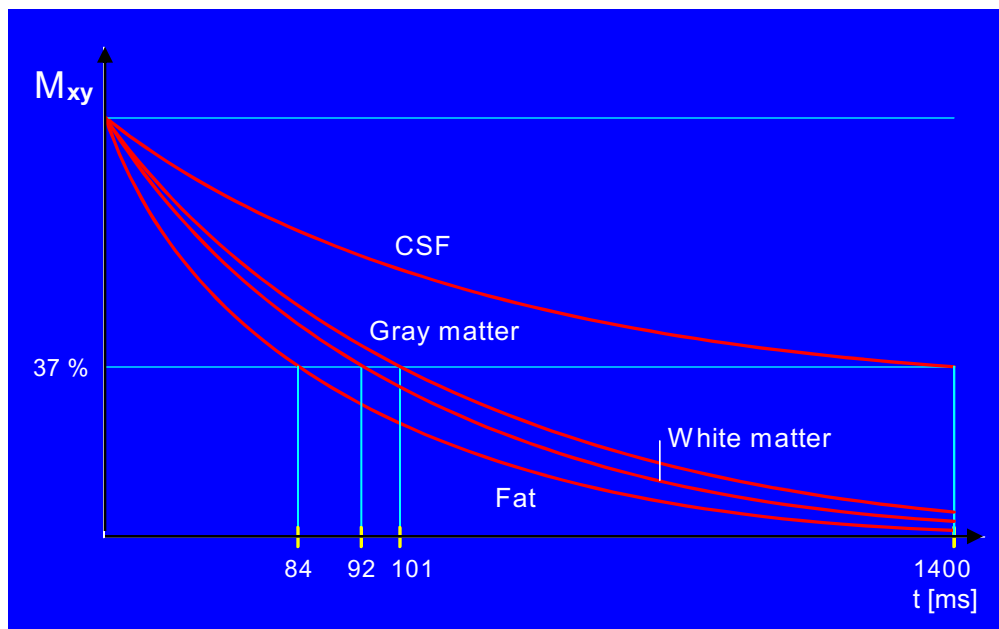
Jest spowodowana przez wymianę energii pomiędzy sąsiednimi jądrami (jądra posiadają swoje pola magnetyczne). Skutkuje zanikiem zgodności fazy spinów.





## Relaksacja spin – spin (poprzeczna): $T_2$

Wartość  $T_2$  zależy od właściwości biofizycznych tkanek, ruchliwości cząstek, gęstości “upakowania” cząstek



$T_2$  [ms] dla pola 1 T

mięśnie	45
tłuszcz	84
istota biała	92
istota szara	101
płyn R-M (CSF)	1400

## Drobny szczegół dotyczący $T_2$

Zanik spójności fazy spinów zależy tak naprawdę od dwóch czynników:

- niejednorodności zewnętrznego pola magnetycznego ( $T_2'$ )
- procesów wymiany energii pomiędzy sąsiednimi spinami zależnymi od ich liczby i częstotliwości oscylacji ( $T_2$ )

Obydwa procesy mają charakter wykładniczy określony przez wynikową stałą czasową

\* oznacza stałą obejmującą obydwa procesy

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}$$

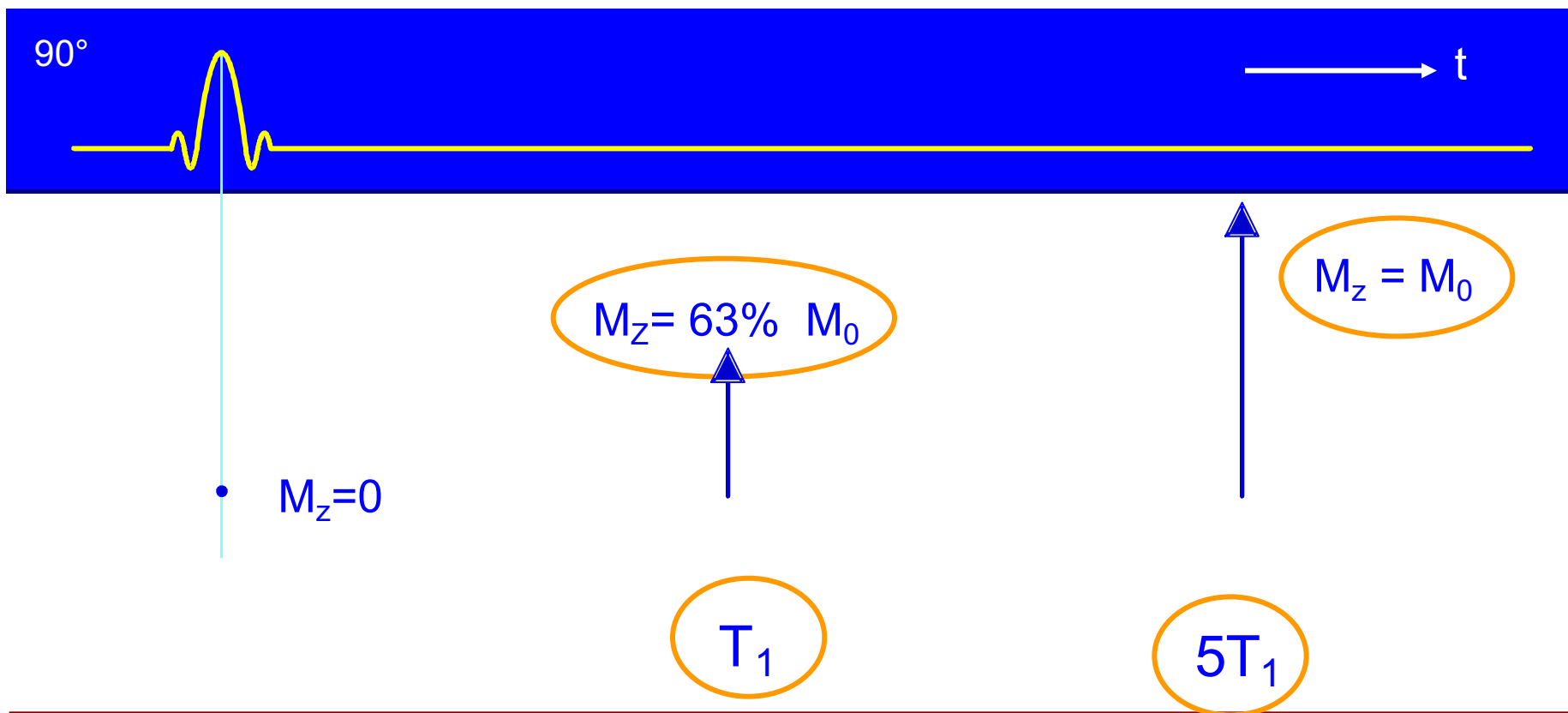
Ta wartość koduje zanik  $M_{xy}$

Tę wartość chcemy mierzyć

Ta wartość zależy od jakości pola magnetycznego skanera (zależy od  $x, y, z, t$ )

## relaksacja spin – sieć (podłużna) – $T_1$

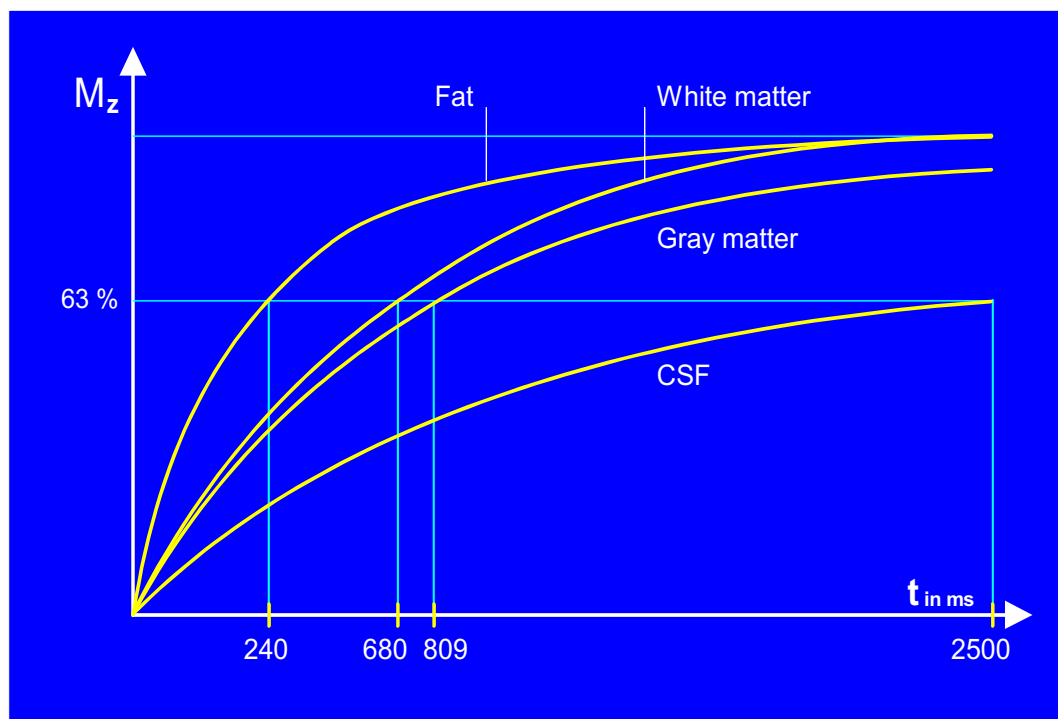
Przekazywanie energii do otoczenia (sieci). Następuje powrót jąder atomowych do stanu ustalonego (więcej jąder w położeniu równoległym do linii pola B)



# relaksacja spin – sieć (podłużna) – $T_1$

Wartość  $T_1$  zależy od częstotliwości oscylacji sąsiednich molekuł poruszających się bezładnym ruchem cieplnym

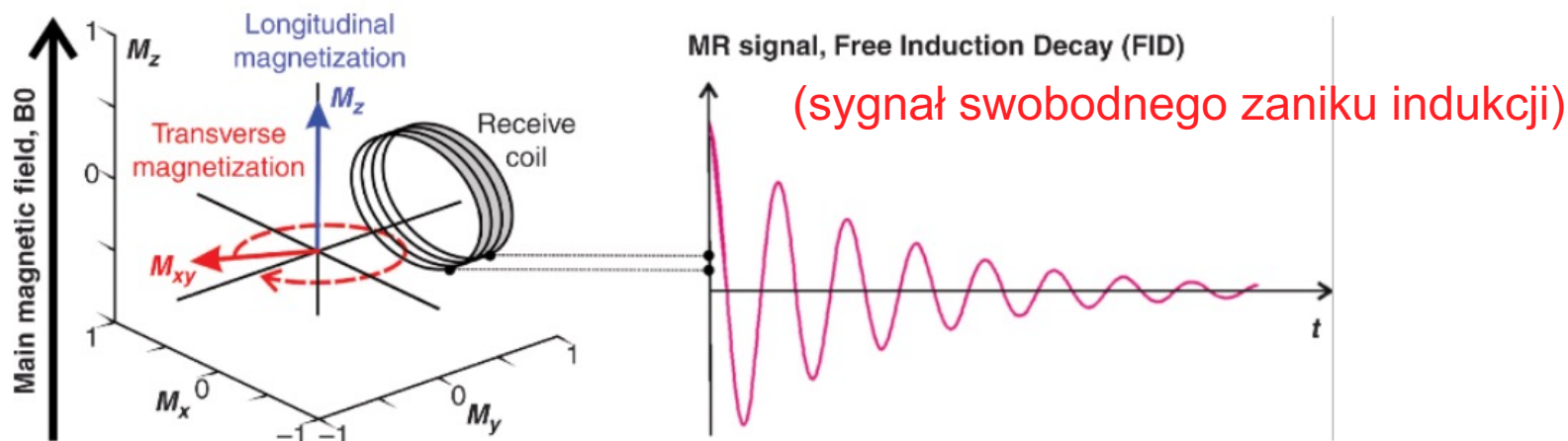
$T_1$  [ms] dla pola  $B = 1$  T



tłuszcz	240
mięśnie	730
istota biała.	680
istota szara	809
CSF	2500

$$T_1 > T_2^*$$

# Źródło sygnału RM



Zmieniające się pole magnetyczne indukuje prąd w pętli przewodzącego drutu (prawo Faradaya = zasada indukcji elektromagnetycznej). Proton ma moment magnetyczny, a zatem działa jak mały magnes. Precesujące protony, których pola magnetyczne przecinają płaszczyznę cewki indukują w niej prąd elektryczny. Prąd ten jest „sygnałem” FID rezonansu magnetycznego indukowanym w cewce odbiornika – pochodzi tylko od wektora magnetyzacji poprzecznej (!?!)



- W. R. Hendee, E.R. Ritenour, Medical Imaging Physics, Wiley-Liss, 2002
- C. Guy, D. ffytche, An Introduction to The Principles of Medical Imaging, Imperial College Press, 2008
- B. Ciesielski, W. Kuziemski, Obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego w medycynie, Tutor 1994
- C. Westbrook, C. Roth, J. Talbot, MRI in Practice, Blackwell Publishing, 2005
- H. Schild, MRI made easy (... well almost), Schering AG, 1990

