



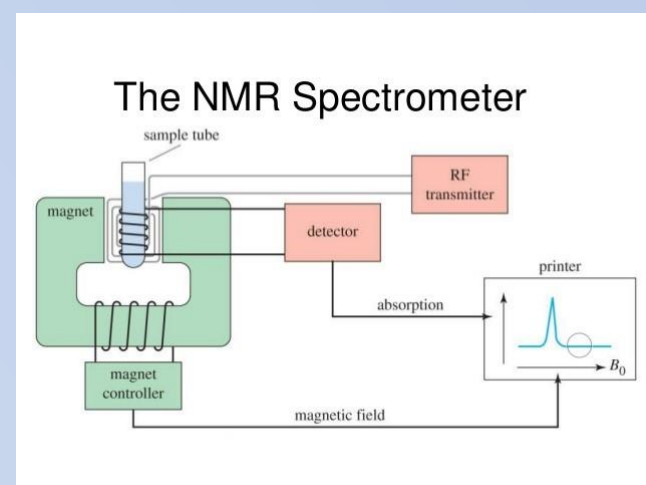
AUTOR:
Aleksandra Pacura

OPIEKUN:
dr Tadeusz Pałasz

18

Od czasu relaksacji spinowej Do diagnostyki nowotworowej

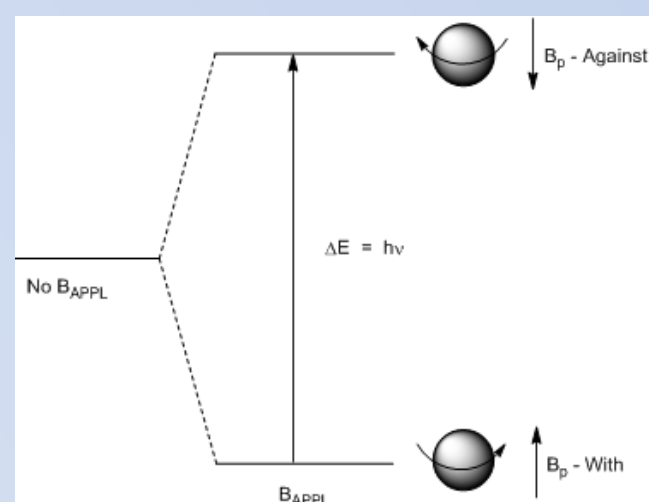
Magnetyczny Rezonans Jądrowy



Magnetyczny rezonans jądrowy (NMR) jest zjawiskiem absorpcji rezonansowej energii zewnętrznego pola elektromagnetycznego (RF) przez jądra atomowe - w tym doświadczeniu protony (jądra ^1H). [1]

W nieobecności zewnętrznego pola magnetycznego stany spinowe protonu są zdegenerowane. Przyłożenie zewnętrznego pola magnetycznego powoduje wystąpienie jądrowego efektu Zeemana. Można wówczas wyróżnić 2 stany energetyczne:

- Stan o zgodnym spinie – niższa energia
- Stan o spinie przeciwnym – wyższa energia



Czasy relaksacji spin-sieć (T_1) oraz spin-spin (T_2) badane są najczęściej metodą impulsową. Wykorzystuje ona krótkie impulsy pola magnetycznego B_1 prostopadłego do stałego B_0 (impuls nadawczy) i obserwuje zanik magnetyzacji poprzecznej od nich pochodzącej (FID).

Różnica energetyczna między Zeemanowskimi poziomami energetycznymi protonu odpowiada częstotliwości rezonansowej

$$f = \gamma B_0$$

Gdzie γ jest czynnikiem giromagnetycznym protonu wynoszącym $2,675 \cdot 10^8 \text{ T}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$

Diagnostyka Medyczna

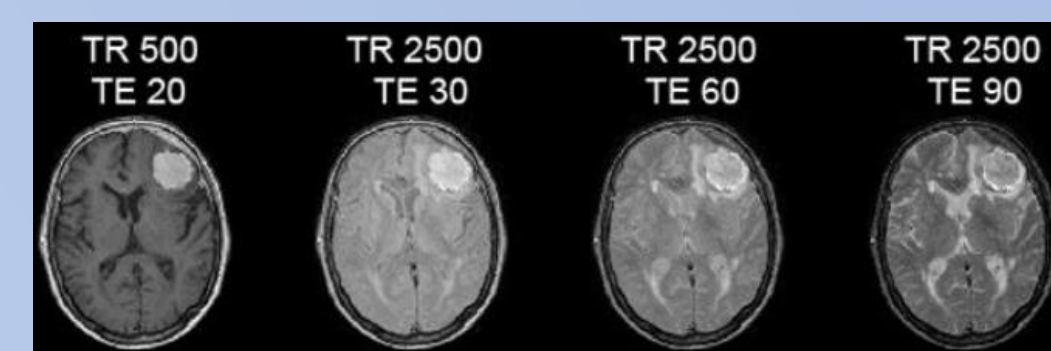


Magnetyczny rezonans jądrowy jest szeroko stosowaną nieinwazyjną metodą diagnostyczną. Najczęściej obrazowanymi jądrami atomowymi w żywych organizmach są jądra wodoru, związane przede wszystkim w cząsteczkach wody. Obrazy są mapami gęstości protonów ważonymi czasami relaksacji. [2]

Przydatną własnością czasu relaksacji T_1 jest jego wydłużanie się w tkankach posiadających zmiany patologiczne (tu - nowotworowe).

Narząd	T_1 narządu zdrowego	T_1 narządu chorego
Płuca	788 ms	1000 ms
Wątroba	570 ms	832 ms
Śledziona	701 ms	1113 ms

Czasy echa spinowego oraz repetycji mają również wpływ na informację zawartą w obrazie



Zdjęcia przedstawiają guz mózgu (oponiak) z widoczną zmianą kontrastowania w zależności od czasu repetycji (TR) i czasu echa (TE).

Echo (TE) - Czas, pomiędzy impulsem $\pi/2$, a impulsem π . Pozwala ona ważyć obraz ze względu na czas relaksacji spin - spin (T_2).

Czas repetycji (TR) - Czas pomiędzy powtórzeniami eksperymentu. Akumulacja sygnału kolejnych powtórzeń pozwala zarejestrować wyraźniejsze widmo.

Cel i technika badania

Eksperyment miał na celu zbadanie czasów relaksacji spin-sieć (T_1) oraz spin-spin (T_2) w próbkach ciekłych, a w szczególności wpływu temperatury na czas relaksacji protonów.

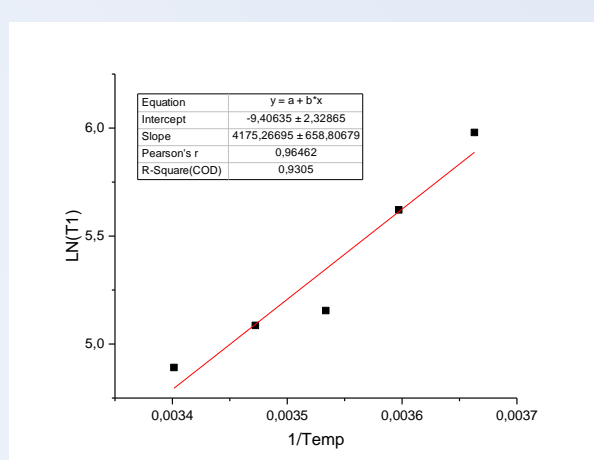
W doświadczeniu wykorzystano metodę echa spinowego Hahna. Wykorzystuje ona dwa kolejne impulsy - $\pi/2$ oraz π , prowadzące do powstania jednodobnego sygnału wyjściowego – tak zwanego echa.



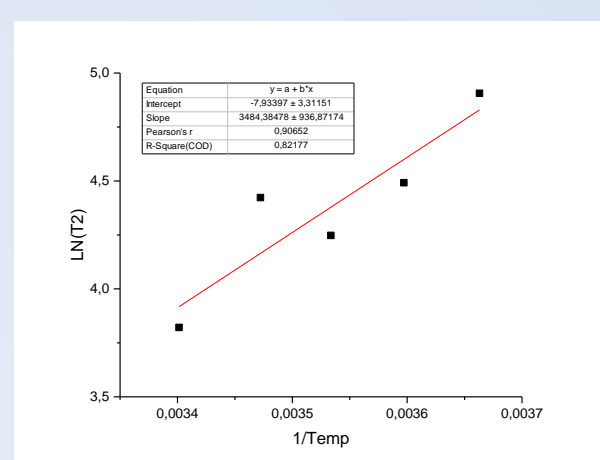
Badania przeprowadzono na spektrometrze PS15 z zewnętrznym elektromagnesem ($B_0 = 624\text{mT}$) oraz stabilizatorem pola magnetycznego JTM83. Stabilizację temperatury badanej próbki zapewniono przy pomocy par ciekłego azotu.

Wykonano pomiary na wodnym roztworze CuSO_4 o stężeniu 0,03% kolejno dla temperatur 21, 15, 10, 5 oraz 0 stopni Celsjusza.

Wyniki eksperymentu



Relaksacja spin-sieć

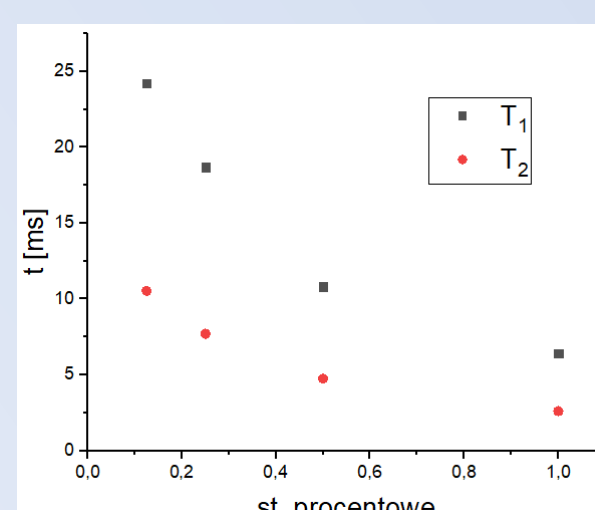


Relaksacja spin-spin

Powyższe wykresy przedstawiają zależność logarytmu czasu relaksacji od odwrotności temperatury. Współczynnik kierunkowy dopasowanej prostej pozwala w prosty sposób wyznaczyć energię aktywacji procesów relaksacji spin-sieć oraz spin-spin.

Relaksacja	Energia aktywacji [kJ/mol]	Czas relaksacji dla $\text{H}_2\text{O}_{\text{dest}}$ [ms]	Czas relaksacji dla 1% CuSO_4 [ms]
Spin-sieć	34,7(55)	3000	6,4
Spin-spin	29,0(78)	3000	2,6

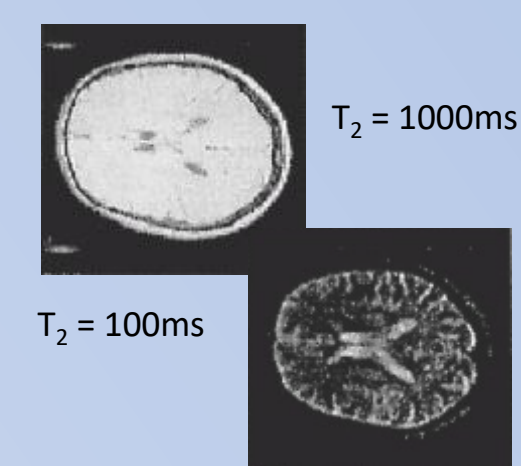
Już dla tak małych jak 1% CuSO_4 czasy relaksacji mają wartości rzędu pojedynczych milisekund. Dla porównania – czas relaksacji spin-sieć w wodzie destylowanej wynosi 3000 ms. [3]



Podsumowanie

W praktyce klinicznej pomiar NMR wykorzystuje środki kontrastowe. W zależności od wpływu na obrazowanie wyróżnia się kontrast pozytywny – wzmacniający sygnał poprzez skrócenie czasu T_1 oraz negatywny – osłabiający sygnał poprzez skrócenie czasu T_2 . Przykładem kontrastu pozytywnego jest gadolin (w doświadczeniu zastąpiony jonami miedzi), natomiast negatywnego - magnetyt (Fe_3O_4)

Wyznaczona w doświadczeniu zależność temperaturowej dla czasów T_1 oraz T_2 pozwala podjąć decyzję o uwzględnieniu lub nie poprawki na temperaturę przy obrazowaniu, dla pacjentów z hipo - lub hipertermią. [4]



Powyżej obrazowanie NMR dla mózgu ludzkiego przy różnych czasach T_2

Mierzone w eksperymencie wielkości są wykorzystywane zarówno w praktyce badawczej jak i klinicznej. Unaocznia to wagę zjawiska rezonansu magnetycznego oraz wykonanych pomiarów.

Literatura

- Stankowski J., Hilczar W. *Pierwszy krok ku radiospektroskopii*
- Byk K. *Obrazowanie stanu czynnościowego układu sercowo-naczyniowego in vivo z wykorzystaniem metod obrazowania rezonansem magnetycznym*, Rozprawa doktorska IFJ PAN, Kraków 2016
- Orzechowski M., Kołszewski Ł. *Podstawy fizyczne obrazowania MRI*, Warszawa 2009
- Liu J. et al. *NMR metabolomic evaluation of immediate and delayed mild hypothermia in cerebrocortical slices after oxygen-glucose deprivation*. „Anesthesiology” 2013 nr 119(5), s. 1120-1136