

doi:10.15199/48.2020.10.21

Pomiary czasów relaksacji podłużnej i poprzecznej wybranych cieczy z wykorzystaniem skanera EFNMR

Streszczenie. Rezonans magnetyczny (NMR) jest nieinwazyjną i jedną z najbardziej dokładnych technik obrazowania we współczesnej medycynie. W niniejszej pracy przedstawiamy wyniki badań czasu relaksacji podłużnej i poprzecznej wybranych cieczy, uzyskane z wykorzystaniem stanowiska naukowo dydaktycznego EFNMR, wykorzystującego ziemskie pole magnetyczne i jego jednorodność do obrazowania, spektroskopii i pomiarów z wykorzystaniem NMR.

Abstract. Nuclear magnetic resonance (NMR) is one of the most non-invasive and most accurate imaging techniques in modern medicine. In this paper we present the results of measurements of longitudinal and transverse relaxation of selected liquids, obtained using the EFNMR scanner, using the Earth's magnetic field and its homogeneity for imaging, spectroscopy and NMR measurements. (*Measurements of longitudinal and transverse relaxation times of selected liquids using the EFNMR scanner*)

Słowa kluczowe: NMR, rezonans magnetyczny, pomiary, relaksacja spinowa.

Keywords: NMR, magnetic resonance, measurements, spin relaxation.

Wstęp

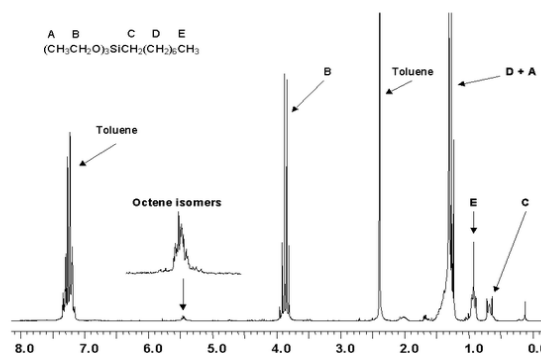
Zjawisko magnetycznego rezonansu jądrowego NMR (ang. Nuclear Magnetic Resonance) zostało odkryte ponad 60 lat temu. Powszechne wykorzystanie rezonansu magnetycznego w medycznej technice obrazowania MRI (ang. Magnetic Resonance Imaging), to jedna z młodszych technik badania ludzkiego ciała. Możliwość technik skanowania NMR to również spektroskopia i badanie widma przesunięć chemicznych, umożliwiające precyzyjne pomiary i wnioskowanie w zakresie badań materiałowych. Dydaktyka na kierunkach związanych z medycyną wymaga poruszenia tej tematyki i praktycznej prezentacji tej metody badawczej. Niestety posiadanie profesjonalnego skanera NMR jest poza zasięgiem większości placówek edukacyjnych, głównie ze względu na koszty zakupu i utrzymania dużych instalacji kriogenicznych utrzymujących stałe i jednorodne pole magnetyczne. Spektroskopia magnetycznego rezonansu jądrowego, to jedna z częściej stosowanych technik analitycznych we współczesnej medycynie i chemii. Demonstracja zjawiska NMR wydaje się być istotnym elementem dydaktyki na kierunkach związanych z medycyną.

Celem niniejszej publikacji jest pokazanie zastosowania zestawu naukowo dydaktycznego Terranova firmy Magritec, w pomiarach czasu relaksacji spinowej wybranych materiałów płynnych i możliwości jego wykorzystania w dydaktyce NMR. Opisany system EFNMR (Earth Field Nuclear Magnetic Resonance) nie posiada generatora stałego pola magnetycznego. Wykorzystuje ziemskie pole magnetyczne, które jest wysoce jednorodne, jednak bardzo słabe (około 0,049 mT). Niewątpliwą zaletą takiego rozwiązania są minimalne koszty zakupu i utrzymania instalacji. Wykorzystane w niniejszej pracy urządzenie, będące w posiadaniu Katedry Fizyki i Inżynierii Medycznej Politechniki Rzeszowskiej, jest modelem naukowo-dydaktycznym, służącym do poznania zasad działania tomografu NMR i wykonywania prostych pomiarów i skanów 2D i 3D.

Techniki NMR umożliwiają obrazowanie o bardzo wysokiej rozdzielczości (zależnej od indukcji wykorzystywanego pola magnetycznego) [1]. Inną ważną dziedziną stosowania tych technik jest spektroskopia NMR. Na Rys. 1 przedstawiono spektrogram umożliwiający analizę widma tak zwanych przesunięć chemicznych, wynikających z zakłóceń precesji spinów jąder wodoru związanych z zjawiskami ekranowania i obecność innych atomów [2].

Są to podstawowe techniki wykorzystywane w medycynie i w analizie materiałowej z wykorzystaniem

NMR. Zestaw EFNMR Terranova umożliwia przeprowadzenie prostych eksperymentów i prezentacji w zakresie podstaw zjawiska NMR, spektrometrii i obrazowania MRI, przez co wydaje się być bardzo przydatny w dydaktyce na kierunku Inżynieria Medyczna prowadzonym na WMiFS PRZ.



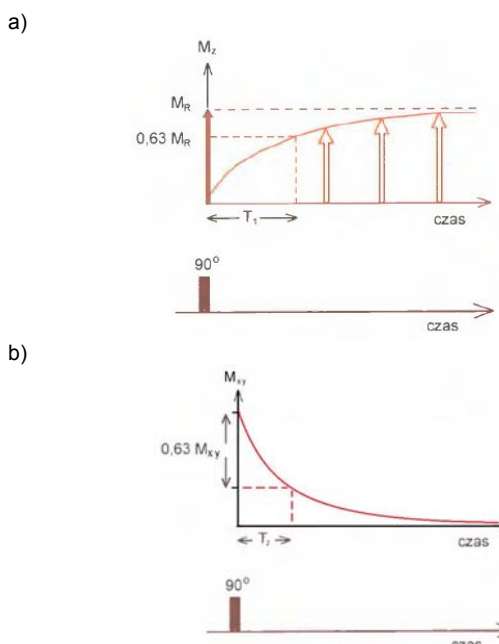
Rys. 1. Przykład widma ^1H NMR, wykonanego z użyciem aparatu Bruker DRX500, w CBMiM PAN, w cieczy (trietoksy-1-oktylosilan zanieczyszczony toluenem i izomerami oktenu) - WIKIPEDIA

Czasy relaksacji T1 i T2

Każdy układ ciał fizycznych posiada określoną temperaturę. Temperatura jest miarą energii kinetycznej zawartej w ruchach translacyjnych i wirujących wszystkich cząsteczek tworzących układ. Czas relaksacji T1 (spin-sieć) to czas potrzebny na wyrównywanie temperatury spinów jąder pobudzonych z temperaturą spinów otoczenia. Pobudzenie jest impulsem elektromagnetycznym (RF), który zmienia położenie spinów. Krzywa relaksacji T1 posiada asymptotę, którą jest temperatura otoczenia. Formalnie więc czas wyrównania się temperatur dąży do nieskończoności. Aby było możliwe łatwe określenie szybkości czasu relaksacji, przyjmuje się, że czas relaksacji T1 to czas, po którym wektor magnetyzacji podłużnej osiągnie 63% magnetyzacji równowagowej. Szybkość relaksacji podłużnej zależy od temperatury, gęstości wzbudzonych jąder oraz rodzaju i lepkości środowiska. Kiedy w objętości środowiska znajdują się substancje paramagnetyczne, o niezerowym spinie czas T1 będzie się bardzo skracał. W ten sposób działają substancje kontrastujące w MRI.[3]

Drugim rodzajem relaksacji, jest relaksacja poprzeczna (spin-spin). Można ją zobrazować następująco: po podaniu sygnału RF wzbudzone jądra na początku precesują w zgodnej fazie. Następnie wzbudzone jądra stopniowo tracą zgodność fazową. Dzieje się to z dwóch powodów. Pierwszym jest to, że w badanej objętości pole magnetyczne może być minimalnie niejednorodne. Powoduje to, że na poszczególne jądra działa pole o innej indukcji, przez co mogą one mieć minimalnie różniącą się częstotliwość precesji. W wyniku tego, z czasem obserwowana będzie zwiększająca się różnica faz. Drugim powodem utraty zgodności w fazie ruchy termiczne środowiska. W danym momencie precesujące jądro wytwarza pole magnetyczne, które wpływa na sumaryczne pole lokalne, przez co wpływa na chwilową częstość precesji Larmora otaczających jąder. Dwie powyższe przyczyny, mimo że tylko nieznacznie wpływają na szybkość precesji, powodują rozfazowanie wzbudzonych jąder. Mimo, że jądra ciągle precesują ich wektory magnetyzacji stopniowo przyjmują losowy rozkład, a wypadkowy wektor magnetyzacji (oraz sygnał odbierany) całej próbki spada do zera. Czas po jakim wypadkowy wektor magnetyzacji spadnie o 63% określa czas relaksacji T₂ [4].

Znajomość czasów relaksacji różnych związków chemicznych, stanowi bardzo ważny element w badaniach MRI. Dzięki podanym w odpowiednim czasie impulsom RF można wygasić niepożądane sygnały, a wzmocnić inne. Wynikowe obrazy, które nie są odzwierciedleniem gęstości wzbudzonych protonów, ale zależą od czasów relaksacji nazywane są obrazami T₁-zależnymi lub T₂-zależnymi. Obrazy T₁-zależne tworzy się zmniejszając czas repetycji i czas echa. Odwrotnie jest dla obrazów T₂-zależnych, gdzie wydłuża się czas repetycji i czas echa. Wykorzystując wiedzę o czasach relaksacji można na przykład wyeliminować wpływ tłuszczu na obraz. Przed właściwym impulsem RF wysyła się poprzedzający go impuls 180° (prepuls), który obraca magnetyzację wszystkich protonów w próbce. Po impulsie wszystkie powracają do stanu wyjściowego z właściwą dla siebie szybkością (którą określa czas relaksacji). Kiedy magnetyzacja protonów w tłuszczach przechodzi przez zero, podaje się już właściwy impuls 90°. Powoduje to, że protony w tłuszczach w tym momencie są niewrażliwe na działanie impulsu, przez co na wynikowym obrazie nie będą widoczne [5].



Rys. 2. Relaksacja T₁ (a) i T₂ (b) po podaniu impulsu RF 90°

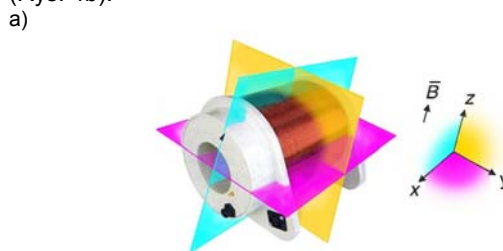
Krótki opis skanera EFNMR Terranova

Zestaw Terranova składa z trzech zasadniczych elementów. (1) Głowicy pomiarowej zawierającej zestaw elementów indukcyjnych: cewkę polaryzującą, trzy cewki gradientowe (do wyboru warstwy, do oznaczenia częstotliwości i do określenia fazy), oraz tak zwane cewki shimujące (do zmniejszenia niejednorodności pola magnetycznego wykorzystywanego jako pole główne skanera). (2) Modułu wykonawczego zawierającego elektronikę zasilającą i sterującą głowicą pomiarową, oprogramowanie systemowe wraz implementacją algorytmu FFT. (3) Komputera PC z zainstalowanym oprogramowaniem PROSPA umożliwiającym kalibrację skanera, określenie parametrów prowadzonych eksperymentów z wykorzystaniem EFNMR, wykonanie skanów oraz wizualizację prowadzonych badań. Na Rys. 3 przedstawiono zdjęcie modułu wykonawczego i głowicy pomiarowej.



Rys. 3. Moduł wykonawczy i głowica pomiarowa systemu EFNMR Terranova

Na Rys. 4a. przedstawiono głowicę pomiarową zorientowaną względem ziemskiego pola magnetycznego. Główną płaszczyznę XZ tworzy oś główna urządzenia x i linie ziemskiego pola magnetycznego. Pozostałe dwie płaszczyzny są do siebie odpowiednio prostopadłe. Należy zwrócić uwagę, że płaszczyzna XY nie jest pozioma. Głowica pomiarowa przed każdym eksperymentem musi zostać prawidłowo zorientowana względem pola ziemskiego i skalibrowana według procedur określonych przez producenta. W celu eliminacji zakłóceń elektromagnetycznych i podniesienia dynamiki rejestrowanych sygnałów zaleca się, po umieszczeniu wewnątrz badanej próbki, ekranowanie głowicy. W naszych eksperymentach głowica była owijana folią aluminiową (Rys. 4b).



Rys. 4. Głowica pomiarowa: orientacja względem pola magnetycznego Ziemi (a), ekranowanie głowicy (b)

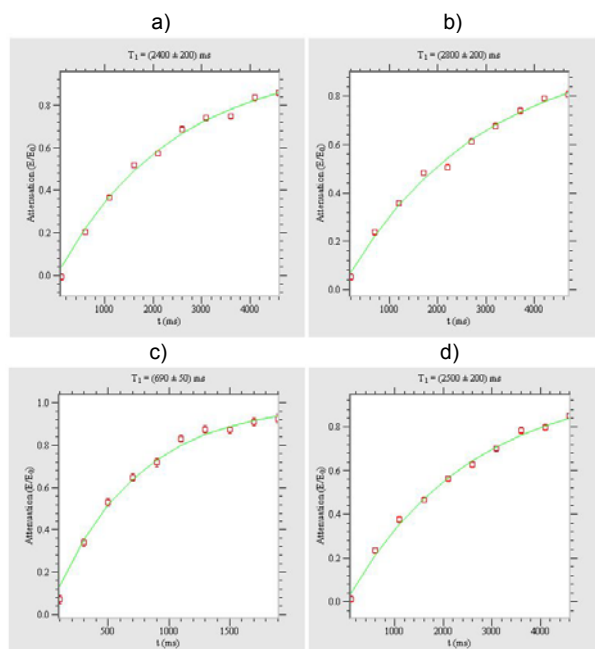
Przygotowanie próbek do pomiarów

Jako pojemniki na ciecze służyły plastikowe butelki 500 ml po wodzie mineralnej, odpowiednio wysuszone i wypełnione wybranymi cieczami. Wybrano cztery ciecze różniące się spodziewanymi czasami relaksacji: wodę destylowaną, benzynę, jogurt owocowy i roztwór soli kuchennej. Butelki wypełniono cieczami i pozbyto się pęcherzyków powietrza.

Przed przystąpieniem do właściwych pomiarów, dla każdej próbki określono pięć parametrów. Te parametry to częstotliwość impulsów pobudzających RF i zakres całkowania, czyli szerokość podstawy najwyższego piksu (w Hz, dobierana na podstawie procedury AutoShimmingSE), pojemność odpowiednia dla cewek nadawczo-odbiorczych (w wyniku pomiaru AutoTune), czas trwania impulsu 90° oraz czas trwania impulsu 180° (obie wartości dobierane są na podstawie wyników pomiaru B1Duration). Opisy procedur kalibracyjnych znajdują się w materiałach producenta skanera [6].

Pomiar czasów relaksacji T1 w polu polaryzacyjnym

Parametry impulsu polaryzującego dobierano tak aby nie dopuścić do przegrzania się cewki polaryzacyjnej. Producent nie zaleca przekraczania obciążenia cewki polaryzacyjnej powyżej 50%, rozumiane jako czas pracy do czasu przerwy. Spodziewany czas relaksacji przygotowanych próbek wynosił od 200 ms do 4000 ms. Dla każdej badanej próbki wprowadzono właściwe dla niej parametry. Nie znając dokładnego czasu relaksacji danej próbki pierwszy pomiar wykonywano zawsze tak, aby maksymalny przewidywany czas relaksacji spróbkować minimum dziesięć razy. Wynikiem każdego eksperymentu są punkty pomiarowe, składające się na wykres względnego osłabienia sygnału w zależności od opóźnienia czasu impulsu pobudzającego. Wyniki pomiarów czasów relaksacji T1 przedstawiono na Rys. 5. W przypadku gdy czas relaksacji był krótszy od przewidywanego, zmniejszano krok pomiarowy, kiedy był dłuższy zwiększano liczbę kroków.



Rys. 5. Wyniki pomiarów czasów relaksacji podłużnej T1 dla wody destylowanej (a), benzyny (b), jogurtu owocowego (c) i roztworu soli kuchennej (d)

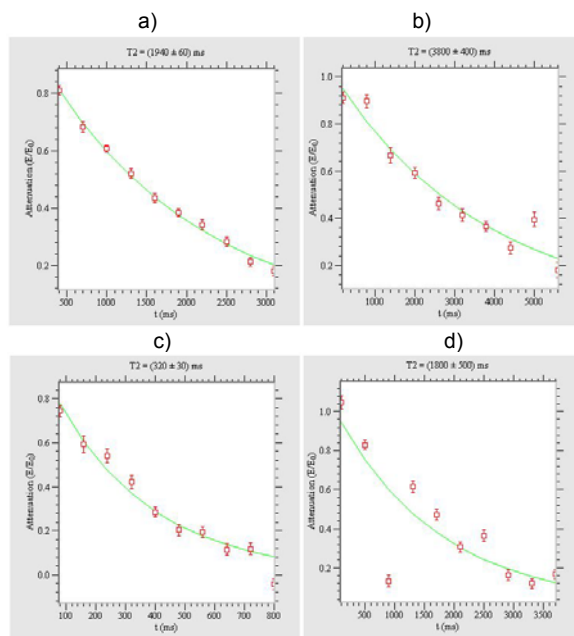
Wyniki pomiarów czasów relaksacji podłużnej dla cieczy przedstawiają się następująco: woda destylowana - (2400±200) ms, benzyna - (2800±200) ms, jogurt owocowy - (690±50) ms, roztwór soli kuchennej - (2500±200) ms.

Pomiar czasów relaksacji T2

Czas relaksacji T2 jest zazwyczaj krótszy od czasu T1. Spodziewane czasy relaksacji T2 to od 20 do 2500 ms. W tym badaniu w kolejnych krokach pomiarowych zwiększano czas opóźnienia akwizycji sygnału. Parametry impulsu polaryzującego ustawiano tak, aby nie przegrzać cewki, a wzmocnienie sygnału tak, aby cała amplituda mieściła się na wykresie.

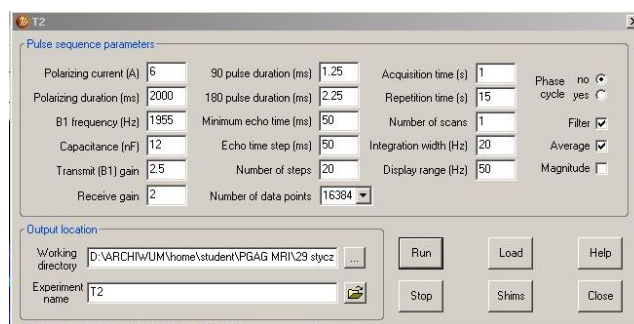
Wynikiem pomiaru są punkty pokazujące względne osłabienie sygnału, w zależności od opóźnienia czasu akwizycji sygnału echa. Podobnie jak przy pomiarze czasu T1, dostosowywano długość i liczbę kroków do każdej próbki. Wyniki pomiarów czasów relaksacji T2 przedstawiono na Rys 6.

Czasy relaksacji poprzecznej dla badanych cieczy wyniosły: woda destylowana - (1940±60) ms, benzyna - (3800±400) ms, jogurt owocowy - (320±50) ms, roztwór soli kuchennej - (1800±500) ms.



Rys. 6. Wyniki pomiarów czasów relaksacji poprzecznej T2 dla wody destylowanej (a), benzyny (b), jogurtu owocowego (c) i roztworu soli kuchennej (d)

Na Rys. 7 przedstawiono panel kontrolny programu PROSPA do określenia parametrów pomiaru dla badanej próbki.



Rys. 7. Panel kontrolny pomiaru czasu relaksacji T2 wraz z przykładowymi wartościami parametrów

Podsumowanie i wnioski

Pomiary czasów relaksacji T1 i T2 są elementarnymi pomiarami z zakresu NMR. Różne wartości czasów relaksacji podłużnej i poprzecznej umożliwiają rozróżnienie tkanek ewentualnie ich patologii w obrazowaniu NMRI. W obrazach T1-zależnych tkanki o długim czasie relaksacji T1, np. płyny, są ciemne, zaś tkanki o krótkim czasie relaksacji T1 są jasne. W obrazach T2-zależnych tkanki o długim czasie T2 są jasne. Tkanki o krótkim czasie T2 są ciemne.

Eksperyment przedstawiony w niniejszej publikacji dowodzi, iż z wykorzystaniem skanera EFNMR możliwe jest skuteczne rozróżnianie substancji płynnych dzięki analizie czasu relaksacji podłużnej i poprzecznej. Substancje gęstsze (jogurt) wykazują krótszy czas relaksacji T1 i T2. Jest to dokładnie taki sam efekt jaki obserwowany jest w przypadku obrazowania np. tłuszczu (krótkie T1 i T2) i tkanki mózgowej (długie T1 i T2). Dzięki wykorzystaniu relatywnie taniego skanera EFNMR możliwe jest prowadzenie eksperymentów i demonstracji z zakresu podstaw fizycznych i dydaktyki NMR oraz wykorzystania tego zjawiska w diagnostyce medycznej.

Autor: dr inż. Mariusz Trybus, Politechnika Rzeszowska, Katedra Fizyki i Inżynierii Medycznej, Wydział Matematyki i Fizyki Stosowanej, Politechnika Rzeszowska im. Ignacego Łukasiewicza al. Powstańców Warszawy 12, 35-959 Rzeszów.
E-mail: m_trybus@prz.edu.pl.

LITERATURA

- [1] T. L. James: Fundamentals of NMR. Academic Press of University of California, San Francisco 1998
- [2] NMR Spectroscopy, Skrypt General Electric 2016
- [3] B. Gonet: Obrazowanie magnetyczno – rezonansowe. Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa 2016
- [4] C.G. Roth, S. Deshmukh: Rezonans magnetyczny. Edra Urban & Partner, Warszawa 2018
- [5] J. Tritt-Goc: Tomografia magnetyczno-rezonansowa. *Foton*, nr 96, 2007
- [6] M. Mucha: Spektroskopia NMR w ultrasłabym polu magnetycznym z wykorzystaniem elektromagnetycznej polaryzacji próbek. Praca inżynierska, Politechnika Rzeszowska 2018.