



# Termometria rezonansu magnetycznego

## Thermometry of magnetic resonance

Adrian Truszkiewicz, Dorota Bartusik-Aebisher

Uniwersytet Rzeszowski, Wydział Medyczny, ul. Warszawska 26A, 35-205 Rzeszów, tel. +48 17 872 10 00, e-mail: atruszkiewicz@gmail.com

### Wprowadzenie

Rezonans magnetyczny – zjawisko odkryte w połowie XX wieku – jest ciągle poznawane i w pewnym sensie odkrywane na nowo. Należy do najbardziej dynamicznie rozwijającej się dziedziny obrazowania w medycynie, jak również w innych naukach biologiczno-chemicznych. Podstawą zjawiska jest oddziaływanie silnego pola magnetycznego i fali elektromagnetycznej na jądra atomów wodoru – protony. Sygnał rezonansu magnetycznego

zależy od bardzo dużej liczby czynników, z których przeważająca część jest mniej lub bardziej uzależniona od temperatury. Podstawowy mierzony parametr, jakim jest czas relaksacji podłużnej T1, jest silnie uzależniony od zmian termicznych przestrzeni badanej.

Już w pierwszych latach wykorzystywania zjawiska rezonansu magnetycznego jako metody badawczej znane były zależności czasu relaksacji podłużnej (T1) od temperatury [1, 2].

???

### Streszczenie

Odkryte w połowie XX wieku zjawisko rezonansu magnetycznego stanowi do dnia dzisiejszego potężne narzędzie w rękach badaczy. Znajduje zastosowanie zarówno w naukach biologicznych, jak i technicznych. Sztandarowym zastosowaniem metody obrazowania wykorzystującego zjawisko rezonansu magnetycznego jest medycyna. Ta w pełni nieinwazyjna metoda pozwala na badanie ludzkiego ciała w sposób dotąd niespotykany.

Niniejsza praca prezentuje jeden z aspektów zastosowania tej metody, a mianowicie termometrię rezonansu magnetycznego (MRT). W pracy dokonano przeglądu metod pozwalających na monitorowanie temperatury metodą MRI. Pokazano źródła błędów, jak również wybrane metody ich redukcji.

Cel pracy. Celem pracy jest przedstawienie metod pomiaru temperatury wnętrza ludzkiego ciała metodami MRI. Termometria MRI (MRT) to ważna funkcjonalność pozwalająca na nieinwazyjne mierzenie temperatury w miejscach o ograniczonym dostępie. Funkcjonalność ta jest nieodzowna w prowadzeniu niektórych rodzajów terapii nowotworów. Znajomość rozkładu temperatur nie tylko w punkcie, ale w całej objętości jest kluczowa do tego rodzaju zastosowań.

**Słowa kluczowe:** czasy relaksacji, rezonans magnetyczny, pomiar temperatury, termometria MRI, termoterapia, PFR

The phenomenon of magnetic resonance imaging discovered in the mid-20th century is a powerful tool to this day in the hands of researchers. It finds application in both sciences biological and technical. The main application field of the resonance phenomenon is medicine. The method is completely non-invasive and allows the examination of the human body in a manner so far unparalleled.

This work presents one aspect of the application of this methods, called magnetic resonance imaging thermometry (MRIT). The paper reviews methods allowing for temperature monitoring. Error sources as well as selected methods of their reduction is presented.

Objective of the work. The purpose of the work is to present methods for the measurements of internal body temperature by MRI. Thermometry MRI (MRIT) is an important field that allows non-invasive temperature measurement. This functionality is indispensable in driving certain types of cancer therapy. Knowledge of the temperature is crucial for this application.

**Key words:** magnetic resonance imaging, temperature measurement, MRI thermometry, thermotherapy, PFR

### Abstract

otrzymano / received:

30.09.2019

poprawiono / corrected:

03.10.2019

zaakceptowano / accepted:

10.10.2019



Jak już wspomniano, na sygnał rezonansu magnetycznego ma wpływ wiele czynników związanych z temperaturą. Wyniki są uzależnione od częstotliwości rezonansu protonowego (PRF), współczynnika dyfuzji (D), czasów relaksacji T1 i T2, transferu magnetyzacji, gęstości protonowej, jak również wrażliwych na temperaturę środki kontrastowe.

## Metoda przesunięcia częstotliwości rezonansowej (PFR)

Prace [6, 7] wskazują metodę pozwalającą określać temperaturę w oparciu o przesunięcie częstotliwości rezonansu protonowego (PRF). Nie jest to metoda pozwalająca na określenie wartości bezwzględnej temperatury, ale do wyznaczenia zmian w stosunku do rozkładu referencyjnego. Ten rozkład referencyjny jest punktem odniesienia i w stosunku do niego obliczane są zmiany faz częstotliwości rezonansowej. W dzisiejszej dobie metoda ta jest uważana za „złoty standard” termometrii MRI [8]. Charakteryzuje się ona bardzo dobrą liniowością, wysoką rozdzielczością przestrzenną i bardzo niewielką zależnością tkankową. Dodatkowo silny związek z temperaturą czyni ją metodą z wyboru dla zastosowań *in vivo*. Do wad metody należy niemożność zastosowania jej w tkankach tłuszczowych. W takich tkankach znajdują zastosowanie metody powiązane z czasami T1 lub T2. Metoda PFR stosowana jest w monitoringu terapii polegających na deponowaniu energii czy to fal radiowych, ultradźwiękowych lub światła laserowego w celu zabijania komórek rakowych. Zastosowania hipertermiczne wymagają podgrzewania tkanek do temperatur na poziomie 41-45°C. Tkanki są utrzymywane w tych warunkach kilkadziesiąt minut. Ablacje wymagają stosowania wyższych temperatur najczęściej w zakresie od 60 do 90°C. Dlatego też tak ważne jest dokładne monitorowanie zmian termicznych w tkankach.

Działanie tej metody związane jest bezpośrednio z zależnościami termicznymi wiązań wodorowych.

W niższej temperaturze między cząsteczkami wody występują silne wiązania wodorowe. W miarę zwiększania temperatury ruchy molekuł rosną. Zwiększa się ekranowanie protonów wodoru, w wyniku czego obniża się częstotliwość rezonansowa.

Zależność temperaturową jąder wodoru w cząsteczce wody zaobserwowano już w II połowie XX wieku [9]. Wiadomo, że częstotliwość rezonansowa jest wprost proporcjonalna do pola magnetycznego  $B_0$ . Rozpatrując próbkę w mikroskali, należy uściślić, iż częstotliwość Larmora jest zależna od lokalnego pola magnetycznego  $B_{lok}$ :

$$\omega_0 = \gamma B_{lok}$$

Przyjmując

$$B_{lok} = B_0 (1 - \sigma(T))$$

otrzymamy, iż

$$\omega_0 = \gamma B_0 (1 - \sigma(T)).$$

Ponieważ wyrażenie

$$\sigma(T) = \alpha T,$$

czyli po podstawieniu otrzymujemy

$$\omega_0 = \gamma B_0 (1 - \alpha T),$$

gdzie  $\gamma$  jest współczynnikiem żyromagnetycznym, którego wartość jest właściwa danemu pierwiastkowi,  $B_0$  – wartość stałego pola magnetycznego,  $T$  – temperatura wyrażana w °C. Dokładniejsze rozpatrzenie należy się współczynniki  $\alpha$  – jest to tzw. współczynnik PRF (*Proton Resonance Frequency*). Jest on podawany w wartościach ppm/°C. Współczynnik ten waha się od -0,007 do -0,011 ppm/°C [8]. Badacze [14] podają wartość tego współczynnika na poziomie od -0,009 do -0,01 ppm/°C. Zakładając badanie w systemie rezonansu magnetycznego 1,5 T, zmiana 0,01 ppm/°C odpowiada zmianie częstotliwości na poziomie 0,64 Hz/°C. Dodatkową zaletą współczynnika  $\alpha$  jest jego stałość dla tkanki. Pewną wadą jest możliwość stosowania tej metody w tkankach zawierających wodę. Technika ta nie daje wyniku w przypadku protonów znajdujących się w cząsteczkach tłuszczu. W tym przypadku zmiana wartości współczynnika  $\alpha$  jest na poziomie -0,00018 ppm/°C. W praktyce eliminuje to zastosowanie tej metody w pomiarach dla tkanek tłuszczowych.

Przytoczone wartości są małe, ale możliwe do pomiaru metodami opartymi o zmianę fazy sygnału MRI. Metodą pomiaru przesunięcia fazowego sygnału MRI można osiągnąć dokładność na poziomie 1-2°C. Mylnym jest stwierdzenie, że przesunięcie fazowe zależy tylko od temperatury. Parametr ten uzależniony jest od wielu innych czynników. Do najważniejszych źródeł zaburzeń należą: zmiany podatności magnetycznej (zależne od temperatury i zmian samego sprzętu), zmiany przewodności elektrycznej.

Parametry głównego pola magnetycznego – jego jednorodność, jak i stabilność wpływają bezpośrednio na pomiary temperatury. Generalnie zmiany te powodują zwiększanie się błędów wszystkich badań, w których monitorowana jest faza sygnału. Jednorodność i stabilność pola ma zasadniczy wpływ na stosunek sygnału do szumu (SNR), jak również rozdzielczości w spektroskopii MRI [10]. Jeśli założymy stałość temperatury w obszarze badanym, to dryft wartości pola magnetycznego wynoszący 0,02 ppm/h generowałby błąd na poziomie  $\pm 2^\circ\text{C}/\text{h}$  [14]. Tak duże zmiany należy korygować, gdyż prowadzą do nadmiernych błędów oszacowań zmian temperaturowych. Charakterystyka czasowa tego zakłócenia wskazuje na jego wolne zmiany w czasie. Umożliwia to korygowanie błędów za pomocą punktów odniesienia. Punktami mogą być np. tkanki tłuszczowe, dla których zmiany PRF mimo wzrostu temperatury są niewielkie [15, 16]. W przypadku odnośników zewnętrznych stosuje się wodę, jak również lipidy [17].

W pracy [11] autorzy zamieścili wyniki pokazujące, iż zmiany przewodności elektrycznej tkanek powstałe w wyniku zmian temperatury odpowiadają za przesunięcie fazowe. Otrzymane wyniki jednoznacznie mówią o braku znaczącej różnicy współczynnika termicznego PRF pomiędzy różnymi tkankami, jak również próbką żelu kontrolnego. Zmierzone przesunięcie fazowe związane z temperaturą charakteryzuje się bardzo dobrą liniowością w zakresie 20-80°C. Autorzy tej pracy pokazali również



## Metody związane z czasami T1 i T2

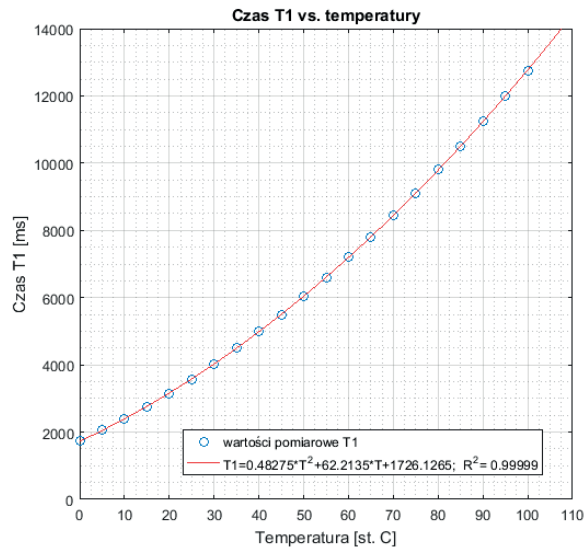
wpływ zmiany czasu echa TE na wartość przesunięcia fazy. Wzrost temperatury zmniejsza względną przenikalność o około  $0,5\%/^{\circ}\text{C}$  dla wody i zwiększa przewodność elektryczną o około  $1,7\%/^{\circ}\text{C}$  (wynik uzyskany dla mięśnia psa) [14].

Do znacznych błędów w określaniu temperatury metodą zmiany częstotliwości rezonansowej protonów prowadzi wpływ temperatury na podatność magnetyczną. Autorzy pracy [12] wykazali to w sposób zarówno teoretyczny, jak również metodą eksperymentalną. Wyniki otrzymane metodą PRF wykazywały zmiany temperatury fantomu dużo wyższe niż były one w rzeczywistości, a różnice sięgały kilku stopni Celsjusza.

Kolejnym czynnikiem zakłócającym określanie poziomu termicznego tkanek jest perfuzja. Może ona prowadzić zarówno do przeszacowania, jak i niedoszacowania badanej temperatury. Podstawą zaburzeń jest sam tlen. Pierwiastek ten w czystej postaci jest paramagnetyczny, natomiast po związaniu się z hemoglobina tworzy oksyhemoglobina, która wykazuje własności diamagnetyczne, wpływając na lokalne pola magnetyczne. Zakłócenie to ma miejscowo trudny do przewidzenia charakter, gdyż na zmianę lokalnych pól ma wpływ kierunek perfuzji. Zwiększony przepływ krwi spowoduje zmniejszenie lokalnego pola magnetycznego. Pociągnie to za sobą zmniejszenie częstotliwości rezonansowej, która to jest proporcjonalna do pola. Taki stan rzeczy zostanie zinterpretowany przez aplikację jako zmiana temperatury w tym rejonie. Według piśmiennictwa błąd od tego rodzaju zakłóceń powinien być względnie mały [8]. Konieczne są zapewne dalsze badania nad wpływem perfuzji na termometrię MRI.

Jak w każdych badaniach obrazowych, tak i w rezonansie magnetycznym mimo szeregu zabiegów inżynierów-konstruktorów źródłem znacznych artefaktów jest ruch. Tak jest i w metodzie PFR. Doskonałym przykładem obrazującym zjawisko jest termoablacja guzów obejmująca skoncentrowane ultradźwięki o wysokiej intensywności – HIFU. Jest to doskonały przykład rzeczywistego układu pomiarowego wykorzystującego tę metodę pomiarową. Błędy będą wynikać zarówno z ruchu samych tkanek i narządów pacjenta, jak i turbulencji wody, ale również dodatkowym źródłem błędów jest sam ruch aplikatora fal ultradźwiękowych. W celu minimalizacji błędów spowodowanych ruchem pacjenta konieczne jest pozyskiwanie obrazów referencyjnych po stwierdzeniu ruchu. Błędy spowodowane ruchem tkanek nawet bez zmian temperaturowych mogą dochodzić do  $\pm 10^{\circ}\text{C}$ . Autorzy pracy [13] dokonali analizy wpływu samego aplikatora na pole magnetyczne. Stwierdzili oni, iż pole to może się zmieniać w zakresie od  $-0,01$  ppm do  $0,4$  ppm. Taka zmiana może powodować błędne określanie map termicznych w bliskim sąsiedztwie głowy. W celu ograniczenia artefaktów ruchowych wskazane jest minimalizowanie czasu akwizycji. Nawiasem mówiąc, skracanie czasu badania czy też ekspozycji to koronna zasada wszelkich badań obrazowych. Zastosowanie mają tutaj szybkie sekwencje, jak również obrazowanie równoległe. Minimalizacja efektów ruchowych jest możliwa również w różnych od tradycyjnego – kar-tezjańskiego – podejścia do wypełnianie przestrzeni  $k$  [18, 19].

Na rysunku 1 przedstawiono wykres zależności czasu T1 od temperatury. Pomiar przeprowadzono dla częstotliwości 28 MHz. Wartości uzyskane w wyniku pomiarów są dla wody odgazowanej [1]. Trzeba mieć na uwadze, iż w rzeczywistych pomiarach wartości czasu T1 będą się różnić od tych, które zostaną obliczone ze wzoru zamieszczonego na wykresie. Różnica ta będzie wynikiem obecności tlenu w próbce. Szczegółowe omówienie spadkowej zależności czasu T1 w funkcji stężenia tlenu zamieszczono w pracy [5].



Rys. 1 Zależność czasu relaksacji podłużnej T1 od temperatury dla wody odgazowanej  
Źródło: Opracowanie własne.

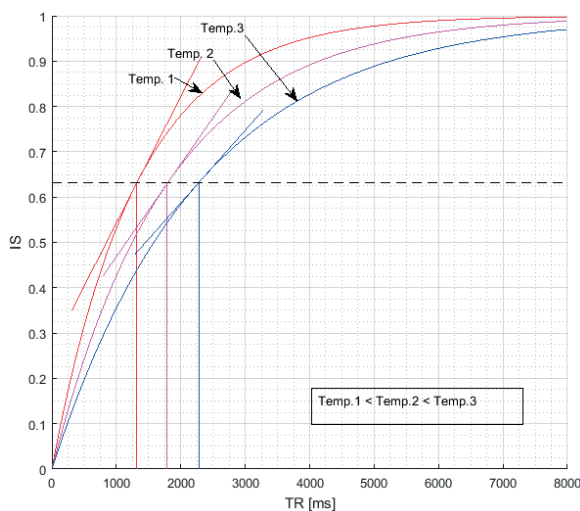
W latach osiemdziesiątych XX wieku pojawiły się pierwsze opracowania mówiące o możliwości obrazowania zmian termicznych w próbkach biologicznych. W pracy [3] omówione zostały wyniki wstępnych badań na fantomie zawierającym próbki krwi i wody. Autorzy pracy zakładali, co później również zostało potwierdzone, iż zmiany termiczne w obrazie T1 pozwolą na określenie obszarów o różnej temperaturze. Praca ta położyła podwaliny do obrazowania organizmów w hipotermii. Autor pracy [4] rok później dowiódł, iż T1 będzie bardziej czułym wskaźnikiem zmiany temperatury tkanki niż czas relaksacji poprzecznej T2.

W czasie T1 wraz ze wzrostem temperatury wzrasta również szybkość wymiany energii w cząsteczkach wody. W przypadku T2 od temperatury zależy utrata koherentności spinów. Obie metody są stosunkowo łatwe do zastosowania i mogą być wykorzystywane zarówno w tkankach tłuszczowych, jak i innych. Charakteryzują się one kilkuprocentową czułością temperaturową, a więc stosunkowo wysoką. Zależność temperaturowa jest wyższa dla tkanek tłuszczowych niż wodnych, dlatego też jest to metoda preferowana dla termometrii tychże tkanek. Wyznaczanie temperatury metodą T1 było jednym z pierwszych sposobów wykorzystywania rezonansu magnetycznego do śledzenia zmian termicznych.



Wzrost wartości temperatury prowadzi do wydłużenia czasu T1, to z kolei manifestuje się w obrazach spadkiem intensywności sygnału przy skanowaniu T1-zależnym. Dobrze to widać w metodzie odzyskiwania nasycenia (SR) przy wyznaczaniu czasu T1, gdyż jego zwiększanie prowadzi do zmniejszenia nachylenia prostej stycznej do charakterystyki intensywności sygnału w punkcie, który odpowiada czasowi repetycji TR. Zależność ta pokazana jest na rysunku 2. Przedstawione różnice w czasach T1 dla poszczególnych wykresów są znaczne w celu lepszego zobrazowania zależności. W naturze jednakże zmiany czasów relaksacji podłużnej T1 są znacznie mniejsze.

W piśmiennictwie światowym można znaleźć informacje dotyczące zależności zmienności dla poszczególnych tkanek od temperatury. Przykładowo dla istoty białej zależność ta wynosi 0,5%/°C, natomiast dla kory 1,8%/°C, w przypadku wzgórza wartość ta jest na poziomie 1,2%/°C [8].



**Rys. 2** Nachylenie stycznych do wykresów  $IS(TR)$  w punkcie  $(T1, 1 - e^{-1})$ . Przedstawione różnice w czasach T1 dla poszczególnych wykresów są znaczne w celu lepszego zobrazowania zależności  
Źródło: Opracowanie własne.

Kolejną z metod, która w niewielki sposób zależy od rodzaju tkanki, jest metoda oparta o gęstość protonową. Magnetyzacja  $M_0$  jest opisywana rozkładem Boltzmanna, a ten z kolei jest uzależniony od temperatury:

$$M_0 = \left( \frac{\gamma h}{2\pi} \right)^2 \left( \frac{nB_0}{4kT} \right),$$

gdzie  $\gamma$  to współczynnik żyromagnetyczny,  $h$  – stała Plancka,  $n$  – liczba cząstek,  $B_0$  – wartość indukcji pola magnetycznego,  $k$  – stała Boltzmanna,  $T$  – temperatura. Zmiana magnetyzacji jest niewielka i wynosi około 0,3%/°C  $M_0$ . Intensywność sygnału w rezonansie magnetycznym jest zależna od kilku czynników i można ją opisać zależnością:

$$IS \approx PD \left( 1 - e^{-\frac{TR}{T1}} \right) e^{-\frac{TE}{T2}},$$

gdzie: IS – intensywność sygnału, PD – gęstość protonowa, TR – czas repetycji, TE – czas echa, T1 – czas relaksacji podłużnej, T2

– czas relaksacji poprzecznej. W celu dokonania pomiaru uzależnionego od PD należy wybrać możliwie długi czas TR i najkrótszy czas TE. Wtedy to składnik  $e^{-\frac{TR}{T1}}$  będzie dążył do 0, natomiast  $e^{-\frac{TE}{T2}}$  będzie dążył do jedności. Rzeczywista gęstość protonowa w tkance nie zmienia się, ale to, co jest obserwowane to raczej podatność magnetyczna. Obrazuje ona stosunek kierunków spinów, co jest zależne od temperatury. Ponadto PD jest proporcjonalna do  $M_0$  [8].

$$PD \sim M_0 = \frac{N\gamma^2 h^2 I(I+1)H_0}{3kT},$$

gdzie: N jest liczbą spinów jądrowych na jednostkę objętości,  $H_0$  – natężeniem pola magnetycznego [20], I – kwantową liczbą spinową, która dla protonu wynosi ½.

Dostępne piśmiennictwo podaje, iż w zwierzęcej tkance tłuszczowej gęstość protonowa, a w zasadzie pozorna gęstość protonowa zmienia się liniowo o 0,29%/°C w stosunkowo wąskim zakresie temperatur 30-70°C. Tkanka mięśniowa wykazywała liniowość jak tkanka tłuszczowa, ale nie posiadała cechy odwracalności, tzn. przy ogrzewaniu współczynnik wynosił 0,4%/°C, a przy chłodzeniu 0,28%/°C.

Podobnie niską czułością, trudnościami pomiarowymi, jak również zależnością tkankową wykazuje się metoda oparta o zmiany transferu magnetyzacji, co w połączeniu z zależnością tkankową czyni ją w bardzo niewielkim stopniu wykorzystywaną. Autorzy pracy [21] opisali badania, których prezentowane wyniki mówią o braku zmian w sygnale ważnym dla tkanek takich jak tłuszcz, wątroba i istota biała. Zmiany zostały natomiast zarejestrowane dla serca, prostaty i mięśni dla temperatury powyżej 50°C.

Wszystkie wcześniej opisane sposoby określania zmian temperatury nie mogą określać w żaden sposób temperatury bezwzględnej. Jedynie trzy metody niżej wymienione posiadają tę właściwość. Pierwszą z nich jest spektroskopia (MRS). Jest mało wrażliwa na ruch, ale posiada także niską rozdzielczość przestrzenną. Obrazowanie niektórych środków kontrastowych może wykazywać zależność od temperatury. Mogą one niekiedy również określać wynik temperatury w sposób bezwzględny. Wadą jest fakt, iż środki kontrastowe z zasady swojego działania mogą być w nierówny sposób deponowane w różnych tkankach, co może prowadzić do dużych odchyłek. Trzecią metodą z tej grupy jest sposób oparty o wrażliwość na temperaturę różnicę częstotliwości rezonansowych spinów. Jest to metoda o niskiej rozdzielczości przestrzennej.

## Inne czynniki wpływające na wynik termometrii MRI


Oddzielną grupę będącą źródłem silnych zakłóceń i artefaktów stanowią implanty. Wprawdzie są one w obecnej dobie wykonane z materiałów dopuszczonych do stosowania i obrazowania w silnych polach magnetycznych, ale silnie zakłócają sygnał MR.



Trzeba mieć na uwadze względy bezpieczeństwa, gdyż metale implanty, nawet jeśli znajdują się względnie daleko od miejsca badania, mogą znacznie zmieniać – podwyższać temperaturę. Zjawisko to jest związane z indukcją elektromagnetyczną i generowaniem prądów wirowych w materiałach.

Badanie metodą rezonansu magnetycznego pozwala uzyskać doskonałe obrazy pokazujące budowę badanych narządów. Analizując obrazy MRI, trzeba mieć na uwadze sposób ich powstawania, jak i to, że każdy z pikseli obrazu tak naprawdę obrazuje wartości uśrednione z określonego woksela przestrzeni. W tym zakresie ta, wydawać by się mogło doskonała skądinąd metoda diagnostyczna, jest obciążona błędem niemożliwym do eliminacji. Próba zwiększenia rozdzielczości okupiona jest wydłużeniem czasu badania.

## Podsumowanie

To krótkie przedstawienie rezonansu magnetycznego jako narzędzia do określania temperatury wnętrza badanego obiektu pozwala na ukazanie ogromnego potencjału, jaki drzemie w możliwościach obrazowania i właściwościach tego, skądinąd fascynującego, zjawiska. 

Dorota Bartusik-Aebisher otrzymała grant New drug delivery systems-MRIstudy, Grant OPUS-13 number 2017/25/B/ST4/02481

## Literatura

1. K. Krynicki, *Proton spin-lattice relaxation in pure water between 0°C and 100°C*, Physica, Volume 32, 1966, 167-178.
2. F. Franks: *Water a comprehensive treatise*, The Physics and Physical Chemistry of Water, Plenum Press New York- London, 1, 1972, 235-261.
3. D.L. Parker, V. Smith, P. Sheldon, L.E. Crooks, L. Fussell: *Temperature distribution measurements in two dimensional NMR imaging*, Medical Physics 10(3), 1983, 321-325.
4. D.L. Parker: *Applications of NMR Imaging in Hyperthermia: An Evaluation of the Potential for Localized Tissue Heating and Noninvasive Temperature Monitoring*, IEEE Transactions on Biomedical Engineering BME-31, 1, 1984, 161-167.
5. B. Janne d'Othée, G. Rachmuth, J. Munasinghe, E.V. Lang: *The effect of hyperoxygenation on T1 relaxation time in vitro*, Acad Radiol., 10(8), 2003, 854-860.
6. S. Hey, M. de Smet, C. Stehning, H. Gröll, J. Keupp, C.T. Moonen, M. Ries: *Simultaneous T1 measurements and proton resonance frequency shift based thermometry using variable flip angles*, Magn Reson Med., 67(2), 2012, 457-463.
7. V. Rieke, K. Butts Pauly: *Thermometry MR*, J Magn Reson Imaging, 27(2), 2008, 376-390.
8. H. Odéen, D.L. Parker: *Magnetic resonance thermometry and its biological applications – Physical principles and practical considerations*, Prog Nucl Magn Reson Spectrosc., 110, 2019, 34-61.
9. N. Muller: *Concerning structural models for water and chemical-shift data*, The Journal of Chemical Physics, 43(7), 1965, 2555-2556.
10. A.M. El-Sharkawy, M. Schär, P.A. Bottomley, E. Atalar: *Monitoring and correcting spatio-temporal variations of the MR scanner's static magnetic field*, MAGMA, 19(5), 2006, 223-236.
11. R.D. Peters, R.M. Henkelman: *Proton-resonance frequency shift MR thermometry is affected by changes in the electrical conductivity of tissue*, Magn Reson Med., 43(1), 2000, 62-71.
12. S.M. Sprinkhuizen, M.K. Konings, M.J. van der Bom, M.A. Viergever, C.J. Bakker, L.W. Bartels: *Temperature-induced tissue susceptibility changes lead to significant temperature errors in PRFS-based MR thermometry during thermal interventions*, Magn Reson Med., 64(5), 2010, 1360-1372.
13. X. Zhou, Q. He, A. Zhang, M. Beckmann, C. Ni: *Temperature measurement error reduction for MRI-guided HIFU treatment*, Int J Hyperthermia, 26(4), 2010, 347-358.
14. L. Winter, E. Oberacker, K. Paul, Y. Ji, C. Oezerdem, P. Ghadjar, A. Thieme, V. Budach, P. Wust, T. Niendorf: *Magnetic resonance thermometry: Methodology, pitfalls and practical solutions*, Int J Hyperthermia, 32(1), 2016, 63-75.
15. A.V. Shmatukha, P.R. Harvey, C.J. Bakker: *Correction of proton resonance frequency shift temperature maps for magnetic field disturbances using fat signal.*, J Magn Reson Imaging, 25(3), 2007, 579-587.
16. P. Baron, R. Deckers, J.G. Bouwman, C.J. Bakker, M. de Greef, M.A. Viergever, C.T. Moonen, L.W. Bartels: *Influence of water and fat heterogeneity on fat-referenced MR thermometry*, Magn Reson Med., 75(3), 2016, 1187-1197.
17. K. Kuroda, K. Oshio, A.H. Chung, K. Hynynen, F.A. Jolesz: *Temperature mapping using the water proton chemical shift: a chemical shift selective phase mapping method*, Magn Reson Med., 38(5), 1997, 845-851.
18. R.J. Stafford, J.D. Hazle, G.H. Glover: *Monitoring of high-intensity focused ultrasound-induced temperature changes in vitro using an interleaved spiral acquisition*, Magn Reson Med., 43(6), 2000, 909-912.
19. B.T. Svedin, C.R. Dillon, D.L. Parker: *Effect of k-space-weighted image contrast and ultrasound focus size on the accuracy of proton resonance frequency thermometry*, Magn Reson Med., 81(1), 2019, 247-257.
20. J. Chen, B.L. Daniel, K.B. Pauly: *Investigation of proton density for measuring tissue temperature*, J Magn Reson Imaging., 23(3), 2006, 430-434.
21. S.J. Graham, G.J. Stanisz, A. Kecojevic, M.J. Bronskill, R.M. Henkelman: *Analysis of changes in MR properties of tissues after heat treatment*, Magn Reson Med., 42(6), 1999, 1061-1071.

reklama

# KONTROLA DAWEK



## LABORATORIUM DOZYMETRII INDYWIDUALNEJ I ŚRODOWISKOWEJ

ul. Radzikowskiego 152 tel.: 12 662 84 57  
31-342 Kraków fax: 12 662 81 58  
e-mail: ladis@ifj.edu.pl

