



Wpływ szumu i jakości sygnału na pomiar czasu relaksacji podłużnej T1

Effect of noise and signal quality on the measurement of longitudinal relaxation time T1

Adrian Truszkiewicz², David Aebisher², Dorota Bartusik-Aebisher¹

¹Zakład Biochemii i Chemii Ogólnej, Instytut Nauk Medycznych, Kolegium Nauk Medycznych, Uniwersytet Rzeszowski, ul. Warzywna 1A, 35-310 Rzeszów, tel. +48 17 872 10 00, e-mail: atruszkiewicz@gmail.com

²Zakład Fotomedycyny i Chemii Fizycznej, Kolegium Nauk Medycznych, Uniwersytet Rzeszowski, al. mjr. W. Kopisto 2a, 35-959 Rzeszów

Streszczenie

Abstract

Rezonans magnetyczny należy do najbardziej dynamicznie rozwijających się modalności w diagnostyce obrazowej. Nowe sekwencje, jak i nowe algorytmy rekonstrukcji danych znacznie zmieniają tę diagnostykę, dając jej nowe możliwości. Mimo iż MR pozwala na uzyskanie odpowiedzi na znakomitą większość pytań stawianych dzisiejszej diagnostyce, nie jest wolny od wad i artefaktów. Niniejsza praca skupia się na wpływie szumu i jakości sygnału na wyniki określania czasu relaksacji podłużnej. Zakłócenia są nieodłącznym czynnikiem występującym w każdej metodzie pomiarowej. Ich wpływ nierzadko potrafi postawić pod znakiem zapytania uzyskane wyniki. Pomijanie czynnika, jakim jest szeroko pojęte zjawisko szumu, powoduje narażenie eksperymentu badawczego na niepowodzenie lub też na poważne błędy. Z punktu widzenia prowadzenia pomiarów rezonans magnetyczny jest bardzo skomplikowanym i podatnym systemem pomiarowym na występowanie różnorodnych czynników zakłócających. Począwszy od niemożliwych do redukcji czynników związanych z konstrukcją aż po czynniki wynikłe ze stosowanych przez technika lub lekarza protokołów i sekwencji wszystkie one wpływają na uzyskany obraz. W pracy skupiono się na jednym z wielu czynników, jakim są zakłócenia, które mają swoje podłoże zarówno w samej metodzie, sprzęcie, jak również w protokołach badawczych. Analizowano wpływ jakości sygnału w kontekście stosunku sygnał-szum (SNR), opierając się na dedykowanym fantomie.

Słowa kluczowe: czas relaksacji T1, rezonans magnetyczny, szum, jakość obrazowania

Magnetic resonance imaging is one of the most dynamically developing modalities in diagnostic imaging. New sequences as well as new data reconstruction algorithms significantly change this diagnostic, giving it new possibilities. Although MR allows you to get answers to the vast majority of questions posed in today's diagnostics, it is not free from defects and artifacts. This paper focuses on the effect of noise and signal quality on the results of determining the longitudinal relaxation time. Noise is an inherent factor in any measurement method. Their influence can often call into question the obtained results. The omission of the factor which is the broadly understood noise phenomenon exposes the research experiment to failure or serious errors. From the point of view of conducting measurements, MRI is a very complicated and susceptible measurement system to the occurrence of various disturbing factors. From the non-reducible factors related to the design to the factors resulting from the protocols and sequences used by the technician or physician, they all influence the obtained image. The work focuses on one of the many factors, which are disturbances, which have their basis both in the method itself, in the equipment as well as in research protocols. The effect of signal quality in the context of the signal-to-noise ratio (SNR) was analyzed based on a dedicated phantom.

Key words: T1 relaxation time, magnetic resonance imaging, noise, imaging quality

otrzymano / received:

15.06.2021

poprawiono / corrected:

19.06.2021

zaakceptowano / accepted:

28.06.2021



Wprowadzenie

Badania z użyciem zjawiska rezonansu magnetycznego stały się obecnie standardem w diagnostyce medycznej. Ciągłe poprawiająca się dostępność do tego rodzaju wysokospecjalistycznej, dającej odpowiedzi na szereg pytań, metody diagnostycznej spowodowała, iż badanie to stanowi jedno z najbardziej podstawowych i wszechstronnych.

Na jakość badania MR ma wpływ szereg czynników zarówno związanych z pacjentem (np.: artefakty ruchowe, implanty), jak również czynniki związane z wykorzystywaną aparaturą diagnostyczną (np.: wielkość pola magnetycznego, parametry magnesu oraz systemu gradientowego, parametry sekwencji). Do tych parametrów systemowych nie sposób nie wliczyć systemu cewek nadawczo-odbiorczych, które to w bardzo dużej mierze decydują o jakości obrazowania. Te wbrew pozorom zaawansowane, elektroniczne, nowoczesne konstrukcje, zawierające w swej budowie układy odpowiadające za przetwarzanie niskonapięciowych sygnałów pochodzących od elementów odbiorczych, w decydujący sposób wpływają na jakość obrazów oraz stosunek sygnału do szumu obrazu (SNR). Oprócz czynnika szumowego na jakość obrazu mają wpływ rozdzielczość przestrzenna i czasowa [4]. Wprawdzie wzrost wartości pola pociąga za sobą korzystny wzrost SNR, ale nie jest on w pełni proporcjonalny do zmiany indukcji magnetycznej ze względu na szereg zjawisk niejako powiązanych powodujących jego ograniczenie.

W niniejszej pracy autorzy pokazują wpływ natężenia sygnału rejestrowanego przez cewkę oraz szumu w obrazie na wartość określanego czasu T1.

Analiza obrazu to w dzisiejszej dobie bardzo rozwinięta dziedzina wykorzystująca informatykę do celów poszukiwania pożądaných cech obrazów. Nawet zarys w niewielkim zakresie tego zagadnienia wykracza znacznie poza obszar niniejszej pracy. Jednym z zagadnień szeroko pojętej analizy obrazów jest określanie poziomu ich zaszumienia. W dostępnej literaturze można znaleźć wiele prac z tego zakresu – również związanych z medycyną. Tutaj przywołane zostaną tylko wybrane prace poruszające to zagadnienie. W pracy [1] zaprezentowano metodę szacowania stosunku sygnału do szumu obrazów rezonansu magnetycznego, opartą na sekwencji podwójnego echa, umożliwiającą nieskomplikowane dokładne określenie SNR. We wnioskach autorzy pracy wskazali jej zastosowanie do obrazowania równoległego. W pracy [2] autorzy zaproponowali określenia współczynnika szumu jako stosunek średniego sygnału tkanki do odchylenia standardowego szumu tła. Badanie to umożliwiło badaczom określenie, czy stosowanie inkubatora neonatologicznego w badaniu MR pozwoli na poprawę jakości uzyskanego obrazu. Zastosowanie zestawu noworodkowego znacznie zmniejszyło artefakty ruchowe, a jakość diagnostyczna uległa znacznemu wzrostowi. Dodatkowo, zastosowanie protokołów badania dostosowanych do noworodków pozwoliło na podwyższenie SNR w tych badaniach z 70 do 213 ($p = 0,001$) [3].

W kontekście SNR i obrazu MR na uwagę zasługują szereg dostępnych publikacji m.in.: [3, 7-14].

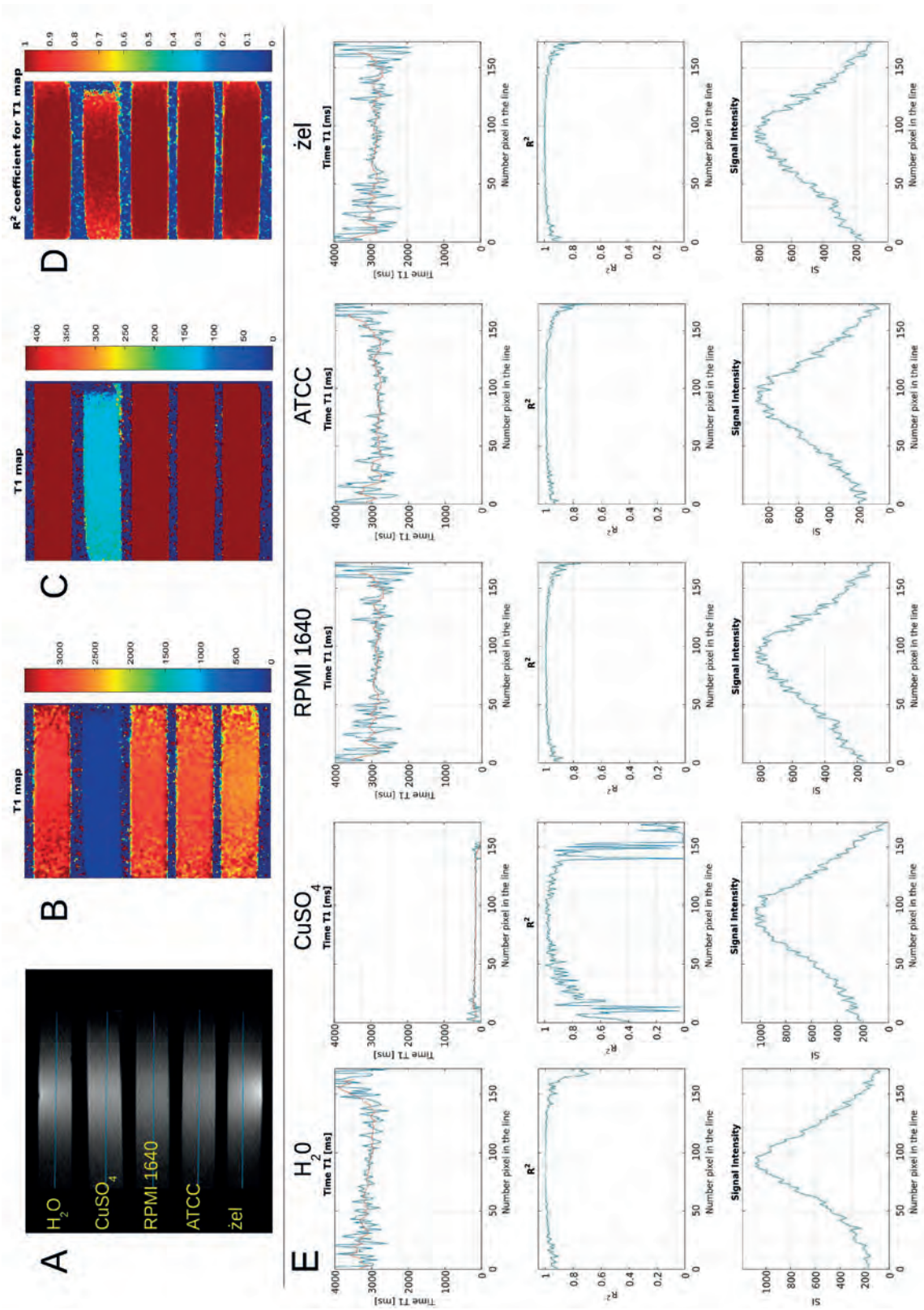
Materiał i metoda

W celu przeprowadzenia analizy skonstruowany został fantom płynowo-żelowy pozwalający na zobrazowanie wpływu szumu w rejestrowanym obrazie na wartość czasu T1. Fantom ten składał się z 5 próbek z tworzywa sztucznego o pojemności 7 ml. Cztery z nich zawierały płyn, natomiast w skład jednej wchodził żel. Na Ryc. 1 przedstawiono skan w płaszczyźnie strzałkowej poddanych badaniu próbek ustawionych w osi Z magnesu. Probówka A zawierała wodę o przewodności $<8\mu\text{S}$ przeznaczoną do zastosowań laboratoryjnych, probówka B to roztwór wodny o objętości 6 ml, w którym rozpuszczono 21,6 mg CuSO_4 . Został on wprowadzony do badania z uwagi na potrzebę zobrazowania krótkich czasów T1. Probówki C i D zawierały płyny do hodowli komórkowych – odpowiednio RPMI-1640 opracowane w Roswell Park Memorial Institute, oraz ATCC Hybri-Care Medium, nr katalogowy 46-X (Igsstandards), które to zostały uzupełnione dodatkowymi składnikami do uzyskania medium hodowlanego, stosownie do zaleceń ich producenta. Ostatnia z próbek zawiera żel. Do objętości 7 ml wody dodano ok. 1 g żelatyny i pozostawiono do zastygnięcia. Do badania wykorzystano cewkę o nieznacznie zmodyfikowanej konstrukcji, a przedstawionej w pracy [5]. Została ona ponownie zestrojona. Jej charakterystyka przetwarzania pozwoliła na zobrazowanie zmiany natężenia sygnału w funkcji odległości od płaszczyzny obrazowania. Wybór cewki podyktowany został potrzebą uzyskania możliwie najlepszego sygnału w środkowej części badanego fantomu. Cewka ta zapewnia realizację tego wymogu z uwagi na swoje odmienne w tym zakresie właściwości od wysokiej klasy cewek dostarczanych fabrycznie, a służących badaniu pacjentów. Lepsze „wypełnienie” cewki, będące konsekwencją lepszego dopasowania wielkości i kształtu, a tym samym jej geometrii do badanego obszaru, skutkuje poprawą parametru, jakim jest SNR.

Badanie wykonano systemem OPTIMA 360 prod. GEHC, metodą SR przy parametrach sekwencji SE: T1 = 21 ms, NEX = 1, TR = 50, 100, 200, 300, 400, 500, 700, 900, 1000, 1500, 2000, 3000, 5000, 10000, 15000 ms. Matryca obrazowania 256 x 256, grubość warstwy: 3 mm.

Wyniki

Wyniki badania zostały zaprezentowane na Ryc. 1. A – obraz ten prezentuje skan warstwy poddawanej analizie (TR = 1500 ms). Rysunki oznaczone literami B i C to obrazy rozkładu czasu T1 w badanej warstwie. Z uwagi na bardzo krótki czas T1 dla wodnego roztworu CuSO_4 autorzy niniejszego opracowania zdecydowali się na oddzielne ukazanie tej próbki ze zmienioną skalą barwną. Pozwoliło to na uwydatnienie różnic w tej próbce.

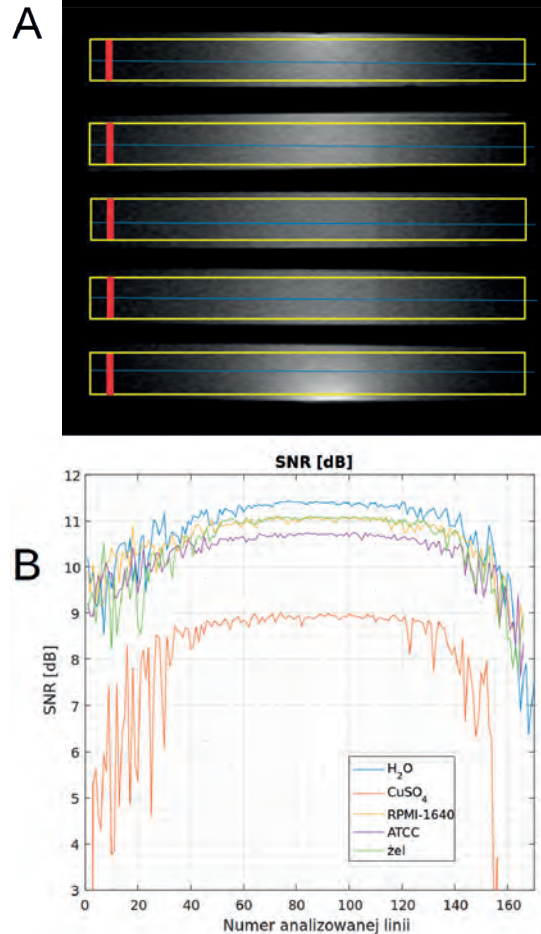


Ryc. 1. A – obraz MR próbek; B-C – rozkład czasów T1 w próbkach; D – rozkład wsp. R² informujący o dokładności dopasowania funkcji aproksymującej do danych pomiarowych; E – wykresy dla poszczególnych próbek
 Źródło: Opracowanie własne.

Ryc. 1 D obrazuje rozkład współczynnika R^2 mówiącego o dokładności dopasowania funkcji aproksymującej do danych uzyskanych w trakcie pomiarów. Analizując dane rozkładu R^2 , widać, iż współczynnik ten jest w zdecydowanej większości bliski jedności. To oznacza, iż dopasowanie krzywej, której użyto do określenia wartości T1, było bardzo dobre. Wyjątek stanowi obszar odpowiadający wodnemu roztworowi CuSO_4 , w którym to można zaobserwować znaczne zmniejszenie jakości dopasowania. W części Ryc. 1 E zaprezentowano wyniki analizy czasu relaksacji podłużnej dla wszystkich próbek. Analizę przeprowadzono dla każdego profilu zaznaczonego linią niebieską w części A. Wykresy uwidaczniają w jednoznaczny sposób, iż najlepsze wyniki uzyskano dla środkowej części próbek – tj. dla miejsca, w którym znajdowała się cewka. Oddalając się od środka fantomu, zauważyć można zwiększanie się poziomu szumu. Fakt ten znajduje również swoje odzwierciedlenie na wykresach R^2 , gdzie w skrajnych jego częściach uwidacznia się gorszy współczynnik dopasowania krzywej aproksymującej. Na wykresach czasu T1 wprowadzono dodatkową linię będącą obrazem średniej bieżącej czasu T1. Pokazuje ona wartości uśrednione z dziesięciu sąsiednich próbek. Wyraźnie widać, iż trend tej linii jest narastający przy zwiększaniu odległości od środka fantomu. Pokazuje to w jednoznaczny sposób, iż przy niskiej jakości sygnału może nastąpić znaczne zafaszowanie czasu T1 w badanym obszarze. Wszystkie wykresy posiadają jednakową skalę zarówno w osi pionowej, jak również w osi poziomej dla lepszego uwidocznienia różnic pomiędzy nimi. W przypadku wykresu sporządzonego dla próbki zawierającej CuSO_4 uwidoczniono bardzo krótki czas T1 oraz wykres R^2 obrazujący dużo gorsze dopasowania krzywej aproksymującej. Ostatnie z wykresów obrazują intensywność sygnału. Wyraźnie widać, iż w środkowej części fantomu, gdzie znajdowała się część odbiorcza cewki, sygnał jest najsilniejszy i szybko maleje w miarę oddalania się od środka.

Pomiar czasów T1 dla próbek realizowany był w środkowej części fantomu w miejscu, w którym sygnał był najsilniejszy z najmniejszym możliwym szumem. Pomiar odbywał się z powierzchni obrazu (średnia \pm SD) – rejonu zainteresowań (ROI), będącej kwadratem o boku 10 pikseli. Dla wody czas jej wynosił – 3047 ± 84 ms, dla wodnego roztworu CuSO_4 – $143 \pm 6,5$ ms, dla obydwu płynów hodowlanych czas ten był podobny i na poziomie RPMI-1640 – 2845 ± 129 ms oraz ATCC – 2829 ± 107 ms. Ostatnia próbka zawierająca żel charakteryzowała się czasem na poziomie 2548 ± 79 ms.

W celu zobrazowania wpływu szumu na wynik autorzy dokonali analizy stosunku SNR dla badanych obrazów. Analiza obejmowała każdą z próbek oddzielnie, co zostało zaznaczone na Ryc. 2 w postaci prostokąta o kolorze żółtym. Obliczenia zostały wykonane w programie MATLAB, a określany był współczynnik SNR wyrażony w dB. Rozkład czasów relaksacji podłużnej można zaprezentować jako dwuwymiarową tablicę liczb. Jako dane wejściowe do procedury obliczeniowej pobierane były wyniki określania czasu T1 z tejże tablicy będące kolumnami macierzy



Ryc. 2. Wykres SNR dla badanych próbek
Źródło: Opracowanie własne.

tworzącej badany prostokąt. Każdy z punktów wykresu (Ryc. 2 B) prezentuje wynik obliczeń SNR dla właściwej sobie linii oznaczonej kolorem czerwonym. Należy zaznaczyć, iż na rysunku linia ta jest znacznie poszerzona w stosunku do stanu faktycznego z powodu konieczności lepszej wizualizacji. W rzeczywistej analizie dane te to wektor liczb odpowiadający obliczonym wartościom czasów T1.

Komentarza wymaga fakt, iż obliczenia nie obejmowały całej próbki, a tylko jej wewnętrzną, jednorodną część z uwagi na konieczność wyeliminowania wpływu objętości cząstkowej. Zjawisko to zostało szerzej omówione w pracy [6], gdzie autorzy dokonali pomiarów i analizy zjawiska. Objętość cząstkowa może znacznie zaktualizować wyniki analizy czasów relaksacji, jest to szczególnie widoczne w przypadku, w którym różnice w czasach są znaczne. Sytuacja taka ma miejsce w tym przypadku na granicy płyn lub żel – materiał próbki.


Badanie i analiza odbywały się z udziałem obrazu uzyskanego z systemu MR. Nie stosowano filtrów dolnoprzepustowych pozwalających na uśrednienie sygnału. Matryca obrazowania nie była równa macierzy akwizycji, co w wielu przypadkach może być źródłem dodatkowego błędu wynikającego z interpolacji.



Ujednoczenie matrycy akwizycji i prezentacji zostało w sposób celowy pominięte, gdyż taki stan rzeczy występuje bardzo często w diagnostyce.

Analizując wykres, widać wyraźnie, iż w miarę oddalania się od środka fantomu w kierunku jego zewnętrznej części, a więc od miejsca, w którym umiejscowiona była cewka odbiorcza, pojawiają się znaczne wahania SNR. Pokazuje w dobitny sposób negatywny wpływ niskiej jakości pozyskiwanego szeroko rozumianego sygnału będącego sygnałem wejściowym dla określenia czasów relaksacji.

Wnioski

Analizując dane pomiarowe, jednoznacznie widać, iż ogólnie przyjęta jakość sygnału ma zasadniczy wpływ na pomiar czasu relaksacji. W miarę zwiększania się odległości od cewki obiektu badanego wzrasta poziom szumu, a tym samym gwałtownie maleje stosunek SNR. Podwyższony poziom szumu może skutkować błędną oceną wartości czasu relaksacji podłużnej, a w skrajnym przypadku może mieć wpływ na wynik diagnozy. 

Piśmiennictwo

1. N. Ohno, T. Miyati, Y. Niwa, H. Kan, S. Ishida, H. Kasai, Y. Shibamoto, T. Gabata: *Novel practical SNR determination method for MRI using double echo with longest second echo time (DELSET)*, The British journal of radiology, 91(1086), 2018, 20170652. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170652>.
2. K. O'Regan, P. Filan, N. Pandit, M. Maher, N. Fanning: *Image quality associated with the use of an MR-compatible incubator in neonatal neuroimaging*, Br J Radiol., 85(1012), 2012, 363-367, doi: 10.1259/bjr/66148265. PMID: 22457402; PMCID: PMC3486674.
3. M.C. Steckner: *A simple method for estimating the noise level in a signal region of an MR image*, Med Phys., 37(9), 2010, 5072-5079.
4. H.M. Klein: *Low-Field Magnetic Resonance Imaging*, Rofo, 2020, 192(6), 537-548, doi: 10.1055/a-1123-7944. Epub 2020 May 12. PMID: 32396945.
5. A. Truszkiewicz, B. Kwiatkowski, B. Bartusik-Aebisher: *Cewka odbiorcza do badania hodowli komórkowych w średniopolewym systemie rezonansu magnetycznego o indukcji pola 1.5T*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 9, 2020, 249-257.
6. A. Truszkiewicz, D. Aebisher, D. Bartusik-Aebisher: *Składowe ośrodka jako czynnik zakłócający wynik pomiaru czasu relaksacji T1*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 9, 2020, 391-395.
7. D.K. Sodickson, M.A. Griswold, P.M. Jakob, R.R. Edelman, W.J. Manning: *Signal-to-noise ratio and signal-to-noise efficiency in SMASH imaging*, Magn Reson Med., 41(5), 1999, 1009-1022, doi: 10.1002/(sici)1522-2594(199905)41:5<1009::aid-mrm21>3.0.co;2-4. PMID: 10332885.
8. P. Kellman, E.R. McVeigh: *Image reconstruction in SNR units: a general method for SNR measurement*, Magn Reson Med., 54(6), 2005, 1439-1447, doi: 10.1002/mrm.20713. Erratum [in:] Magn Reson Med., 58(1), 2007, 211-212. PMID: 16261576; PMCID: PMC2570032.
9. L. Kaufman, D.M. Kramer, L.E. Crooks, D.A. Ortendahl: *Measuring signal-to-noise ratios in MR imaging*, Radiology, 173(1), 1989, 265-267, doi: 10.1148/radiology.173.1.2781018. PMID: 2781018.
10. J. Yu, H. Agarwal, M. Stuber, M. Schär: *Practical signal-to-noise ratio quantification for sensitivity encoding: application to coronary MR angiography*, J Magn Reson Imaging, 33(6), 2011, 1330-1340, doi: 10.1002/jmri.22571. PMID: 21591001; PMCID: PMC3098458.
11. F.L. Goerner, G.D. Clarke: *Measuring signal-to-noise ratio in partially parallel imaging MRI*, Med Phys., 38(9), 2011, 5049-5057, doi: 10.1118/1.3618730. PMID: 21978049; PMCID: PMC3170395.
12. A. Ikeda, K. Yoshikawa: *Consideration on SNR in Synthetic MRI*, Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 75(2), 2019, 160-166, doi: 10.6009/jjrt.2019_JSRT_75.2.160. PMID: 30787222.
13. J.P. Marques, F.F.J. Simonis, A.G. Webb: *Low-field MRI: An MR physics perspective*, J Magn Reson Imaging., 49(6), 2019, 1528-1542, doi: 10.1002/jmri.26637, Epub 2019 Jan 13. PMID: 30637943; PMCID: PMC6590434.
14. F.T. Gassert, F.G. Gassert, G.J. Topping, E.J. Rummeny, M. Wildgruber, R. Meier, M.A. Kimm: *SNR analysis of contrast-enhanced MR imaging for early detection of rheumatoid arthritis*. PLoS One, 14(3), 2019, e0213082, doi: 10.1371/journal.pone.0213082. PMID: 30822342; PMCID: PMC6396898.