



Problemy w diagnostyce pacjentów otyłych za pomocą rezonansu magnetycznego

Jacek Trzcionka¹, Armand Cholewka², Krzysztof Ślosarek^{3,4}

¹ SP ZOZ ZDO Sosnowiec, Plac Medyków 2, 41-200 Sosnowiec

² Uniwersytet Śląski, Śląskie Międzyuczelniane Centrum Edukacji i Badań Interdyscyplinarnych, Instytut Fizyki, Zakład Fizyki Medycznej, ul. 75 Pułku Piechoty 1A, 41-500 Chorzów

³ Centrum Onkologii im. Marii Curie-Skłodowskiej w Gliwicach, Wybrzeże Armii Krajowej 15, 44-102 Gliwice, e-mail: dombrzezinska@gmail.com

⁴ Wyższa Szkoła Humanitas w Sosnowcu, Instytut Elektroradiologii, ul. Kilińskiego 43, 41-200 Sosnowiec

Wprowadzenie

W literaturze coraz częściej można znaleźć doniesienia zwracające uwagę na problemy w diagnostyce obrazowej wynikające z nadwagi pacjentów oraz związanych z tym faktem rozmiarami ciała.

2 listopada 2012 r. portal internetowy „gazeta.pl” w artykule: „Wielka Brytania: Brak skanerów MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) dla chorebieli otyłych. Będą badani sprzętem używanym w zoo?”, cytując za brytyjskim „The Telegraph” opublikował szokującą informację: „*Brytyjskie szpitale będą zmuszone używać skanerów MRI z ogrodów zoologicznych, ponieważ standardowe urządzenia nie są w stanie poradzić sobie z pacjentami z poważną nadwagą (...)*” [1].

Powstały przy współpracy z instytutem badawczym Millward-Brown, a prezentowany na stronie internetowej serwisu PotrafiszSchudnac.pl „Raport. Bieżące statystyki otyłości i nadwagi w Polsce na podstawie interaktywnej mapy otyłości Polski”, podając stan na drugie półrocze 2015 r. oszacował, że 49,55% Polaków ma nadwagę lub jest otyłych, w tym: 36,94% – to osoby z nadwagą, a 12,61% – z otyłością. Z raportu wynika, że niemal co drugi Polak ma nadwagę lub jest otyły, przy czym w województwach zachodnich jest więcej takich osób niż we wschodnich. Województwo śląskie znalazło się w tym rankingu na dziesiątym miejscu z odsetkiem 50,68% osób z nadwagą i otyłych [2, 3].

16 marca 2016 r. „Puls Medycyny” opublikował artykuł pt. „Polacy ważą coraz więcej”, którego autorka, powołując się na źródła danych Głównego Urzędu Statystycznego GUS i Urzędu Statystycznego Unii Europejskiej EUROSTAT, podała, że 46% kobiet i 64% mężczyzn w Polsce choruje na nadwagę i otyłość, informując jednocześnie, że stawia to nas w pierwszej dziesiątce najbardziej otyłych narodów Europy [4].

Znany jest fakt, iż nadmierna otyłość może utrudniać poprawną i dokładną diagnostykę pacjenta. Otrzymane wyniki badań pacjentów o dużych rozmiarach charakteryzują się obniżoną jakością otrzymywanych obrazów (mniejszy SNR – *Signal-to-Noise Ratio*). Niektórzy badacze zwracają także uwagę na problem

wpływu otyłości nie tylko w rezonansie magnetycznym, ale również w innych badaniach obrazowych: ultrasonografii, mammografii, radiografii i fluoroskopii, radiologii interwencyjnej, medycynie nuklearnej i pozytronowej emisyjnej tomografii komputerowej PET, oraz CT [4, 5, 6].

Ograniczenia

Z jakimi ograniczeniami mamy najczęściej do czynienia w przypadku badań pacjentów otyłych?

Do ograniczeń konstrukcyjnych można zaliczyć:

- limit wagi dla stołu,
- średnicę otworu tunelu magnesu i jego długość,
- możliwość zastosowania dedykowanych cewek w poszczególnych badaniach.

Z kolei do ograniczeń technicznych występujących w procesie obrazowania należy zaliczyć:

- możliwość uzyskania sygnału użytecznego oraz pojawiający się w obrazowaniu szum wynikający z dużej ilości tkanki tłuszczowej – można to ująć w parametrze SNR;
- pole widzenia FOV (*Field of View*) i rozdzielczość przestrzenna;
- czas skanowania.

Definicja otyłości określa chorobę o charakterze przewlekłym, która objawia się patologicznym gromadzeniem tkanki tłuszczowej w ilości:

- dla mężczyzn powyżej 25% masy ciała;
- dla kobiet powyżej 30% masy ciała.

Najczęściej stosowanym wskaźnikiem określającym nadwagę i stopień otyłości u osób dorosłych jest wskaźnik masy ciała BMI (*Body Mass Index*), który wyliczany jest ze wzoru:

$$BMI = \frac{\text{masa ciała [kg]}}{\text{wzrost}^2 [\text{m}^2]} \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^2} \right]$$

W tabeli 1 przedstawiono przedziały BMI określające stosunek parametrów [7].

**Tabela 1** Klasyfikacja BMI wg WHO

Stan odżywienia	BMI [kg/m ²]
Niedożyczenie	< 18,5
Norma (prawidłowa masa ciała)	18,5 ÷ 24,9
Nadwaga	25 ÷ 29,9
Otyłość	≥ 30
Otyłość klasa I	30 ÷ 34,9
Otyłość klasa II	35 ÷ 39,9
Otyłość (tzw. ołbrzymia) klasa III	≥ 40

W badaniach pacjentów otyłych można stosować różne typy systemów skanerów.

System otwarty, którego podstawowe cechy to:

- duża przestrzeń dla pacjenta z łatwym do niego dostępem i wykonywania zabiegów (np. biopsji) pod kontrolą MRI;
- możliwość badania stawów w izocentrum pola magnetycznego.

Jednakże w tego typu skanerach stosuje się z konieczności niskie pole (do 0,6 T) skutkujące małym stosunkiem sygnału do szumu SNR, obniżoną jakością obrazów, długimi czasami skanowania, trudnościami z saturacją tkanki tłuszczowej, brakiem możliwości zastosowania zaawansowanych technik obrazowania.

System zamknięty, którego podstawowe cechy to:

- duże wartości, jednorodność i stabilność pola magnetycznego, które umożliwia zastosowanie zaawansowanych technik obrazowania (dyfuzja, perfuzja, fibertracking, spektroskopia) i badanie w całym obszarze ciała ludzkiego z dużą rozdzielczością i krótszym czasem skanowania niż w przypadku systemów otwartych.

Podstawową wadą takiego systemu jest ograniczona przestrzeń tunelu magnesu, co powoduje zmniejszoną tolerancję u pacjentów cierpiących na klaustrofobię i problemy w badaniu dzieci i pacjentów otyłych.

Producenci oferują również systemy w tzw. standardzie „stand-up”, które umożliwiają badanie w pozycji pionowej (stojącej lub siedzącej) lub Trendelenburga. Umożliwia to badanie kręgosłupa, stawów biodrowych, kolanowych i skokowych w ich naturalnych pozycjach pod obciążeniem ciała [3, 8].

Limit wagi stołu

Podstawowy problem w obrazowaniu rezonansem magnetycznym pacjentów otyłych jest zarówno ich masa, jak i jej rozkład na obwodzie ciała. Jeżeli waga pacjenta przekracza dopuszczalny maksymalny limit wagi dla stołu określony dla konkretnego modelu i wyspecyfikowany przez producenta w instrukcji użytkownika – badanie nie może zostać wykonane. Przekroczenie maksymalnego limitu wagi wpływa na możliwość poruszania stołem z pacjentem, a to z kolei może wpływać na jakość obrazowania zwłaszcza w przypadku procedur, które wymagają płynnego ruchu stołu (np. badania dynamiczne, takie jak angiografia kończyn dolnych) [8].

Dodatkowymi problemami wynikającymi z przekroczenia limitu wagi dla stołu są: uszkodzenia lub skrócenia żywotności stołu, utrata z tego tytułu gwarancji, a nawet uraz pacjenta [9, 10].

Tabela 2 Limity wagi, średnice gantry, długości tunelu i pole widzenia FOV w zależności od typu skanera MR (różne dla różnych producentów i modeli aparatu)

Typ skanera MR	Limit wagi [kg]	Średnica gantry [cm]	Długość tunelu [cm]	Pole widzenia FOV [cm]
Konwencjonalny (1,5-3 T)	160	60	149-170	40-50
Wertykalny (0,3-1,0 T)	250-300	40-70	-	35-40
Nowe modele (1,5-3 T)	250	70	125	50-55

W takich przypadkach, gdy podana przez pacjenta masa jest zbliżona do limitu stołu, dobrą praktyką jest zważenie pacjenta tuż przed ułożeniem go na stole (tzw. pomiar z natury). Dochowanie należytej staranności w tym względzie jest konieczne zwłaszcza w kontekście zapewnienia pacjentowi bezpieczeństwa. Personel pracowni MR powinien znać maksymalny dopuszczalny limit wagi pacjenta dla stołu i mieć świadomość konsekwencji wynikających z przekroczenia tych ograniczeń.

W konwencjonalnych skanerach MR z magnesem zamkniętym limit wagi pacjenta to ok. 155-160 kg, nowe skanery mają większe wartości – aż do 250 kg. Przy czym dla magnesów otwartych z wertykalnym polem magnetycznym ograniczenie wagi wynosi do 300 kg.

Wymiary magnesu

Wymiary geometryczne cylindrycznego tunelu systemu zamkniętego MR są ważnymi czynnikami ograniczającymi obrazowanie pacjentów otyłych. Zbyt mała średnica otworu, czy raczej zbyt duży obwód pacjenta, może całkowicie go wykluczyć z badania. W konwencjonalnych aparatach MR średnica otworu magnesu jest ograniczona do wartości 60 cm. Producenci nowych skanerów MR, wychodząc naprzeciw rosnącemu zapotrzebowaniu na jednostki MR o większych wymiarach średnicy, rozszerzyli ten parametr do wartości 70 cm [9, 11].

Należy również brać pod uwagę i ten fakt, że średnica podawana przez producentów skanerów jest wartością maksymalną mierzoną wzdłuż osi X (tj. szerokość mierzona w płaszczyźnie poziomej, w kierunku prawo-lewo dla pacjenta leżącego w magnecie na plecach), podczas gdy zmierzony ten sam parametr w osi Y (tj. wysokość w płaszczyźnie pionowej do stołu, a w kierunku przód-tył dla pacjenta leżącego w tunelu aparatu (magnecie) na plecach) może mieć kilkanaście centymetrów mniej (15 do 18 cm) po wjechaniu stołem do magnesu [12].

W związku z powyższym najlepszym sposobem na sprawdzenie, czy pacjent zmieści się w aparacie, jest próba rzeczywistego pomiaru obwodu pacjenta lub wręcz praktycznego dopasowania do średnicy otworu magnesu w trakcie wizyty pacjenta podczas składania skierowania na badanie, po uprzednim obowiązkowym wypełnieniu ankiety kwalifikującej na badanie i wobec braku przeciwwskazań do jego wykonania.

Kolejnym ograniczeniem może być długość tunelu w aparacie, co może być problematyczne w tych przypadkach, kiedy pacjent poza otyłością jest dodatkowo obciążony klaustrofobią. Typowe



długości konwencjonalnych magnesów zamkniętych wahają się w granicach 149-170 cm. W urządzeniach nowej generacji skrócono długości magnesów nawet do 125 cm [7].

Duże rozmiary pacjentów mogą też powodować inne ograniczenia:

- kontakt skóry ciała pacjenta z wewnętrzną częścią tunelu magnesu;
- wzajemne stykanie się części ciała pacjenta z sobą;
- dotykanie przewodów cewek RF do ciała pacjenta.

Każda z wyżej wymienionych sytuacji kontaktowych może spowodować wytworzenie niebezpiecznych pętli prądowych, które mogą prowadzić do lokalnych poparzeń skóry pacjenta w miejscach styku lub też zwiększenia prawdopodobieństwa wystąpienia stymulacji nerwów obwodowych [13].

W miejscach kontaktu może dojść do lokalnych poparzeń skóry powodowanych głównie przez fale elektromagnetyczne o częstotliwości radiowej generowane przez cewki RF. Sytuacja taka może mieć miejsce, kiedy skóra pacjenta jest wilgotna lub spocona, co jest często spotykaną przypadłością pacjentów otyłych. Fale te generują zmienne prądy elektryczne w tkankach przewodzących ciała pacjenta. W miejscach kontaktu, np. spocina skóra kłębku kciuka/skóra zewnętrznej części uda – występuje spadek oporności, co ułatwia przepływ prądu elektrycznego i lokalny wzrost temperatury.

Dodatkowe niebezpieczeństwo poparzenia mogą stwarzać wszelkiego rodzaju kable (np. przewody EKG, kable łączące czujniki monitorowania czynności życiowych lub wyzwalańa fizjologicznego), które w wyniku nieodpowiedniego ich prowadzenia mogą się krzyżować lub tworzyć duże pętle mające kontakt z ciałem pacjenta. Dlatego tego typu wykorzystywane oprządkowanie należy starannie i w przemyślany sposób pozycjonować szczególnie w przypadku pacjentów otyłych, gdzie nie ma zbyt wiele możliwości manewrowania i swobodnego układania dodatkowych przewodów [3].

Istnieje także ryzyko stymulacji nerwów obwodowych (PNS – *Peripheral Nerve Stimulation*), które wynika z zastosowania pól wytwarzanych przez cewki gradientowe generujące liniowo narastające pola magnetyczne w trzech wzajemnie prostopadłych kierunkach. Zgodnie z prawem indukcji elektromagnetycznej Faradaya, zmiany indukcji pola magnetycznego generują napięcie i przepływ prądu w przewodniku. Zatem przełączanie gradientów może indukować napięcie i przepływ prądu elektrycznego w tkankach przewodzących pacjenta, które w wyniku kontaktu (np. splecione ręce lub złączone stopy) tworzą zamknięte pętle dla przepływu prądu indukowanego przez zmiany pól gradientowych. Najwyższe napięcia będą generowane w tych miejscach obwodu, gdzie amplitudy gradientów są największe (np. splecione ręce powyżej głowy z jednej strony magnesu i złączone stopy z drugiej strony magnesu). Najczęstszym rezultatem zmian napięć jest stymulacja nerwów obwodowych [13].

Aby zmniejszyć prawdopodobieństwo wystąpienia poparzeń lub stymulacji nerwów obwodowych, należy unikać takiego pozycjonowania pacjenta, które może powodować tworzenie

niebezpiecznych pętli prądowych, a kable cewek i inne przewody należy prowadzić w taki sposób, aby nie krzyżowały się wzajemnie, nie tworzyły pętli oraz nie dotykały bezpośrednio skóry pacjenta.

W celu wyeliminowania kontaktu należy w miejscach takiego zetknięcia stosować separujące podkładki ochronne grubości co najmniej 5 mm, umieszczane pomiędzy odpowiednimi elementami a ciałem pacjenta. Funkcje separatorów mogą pełnić: „koce wykonane z płótna, bawełny, papieru lub suchego materiału przepuszczającego powietrze, lub oryginalne separujące podkładki ochronne pochodzące z zestawu akcesoriów oferowanych przez producenta systemu” [7].

Ciepło deponowane w ciele pacjenta

Energia fal elektromagnetycznych o częstotliwościach radiowych emitowanych przez cewki nadawcze lub nadawczo-odbiorcze powoduje powstawanie w tkankach zmiennych prądów wysokiej częstotliwości, które prowadzą do podwyższenia temperatury tkanki, przy czym najwyższą temperaturę mają tkanki powierzchniowe i wraz z głębokością w ciele jej wartość maleje [14].

W związku z trudnościami pozycjonowania pacjentów otyłych w systemach zamkniętych MR, problem ciepła deponowanego w ciele pacjenta wymaga szczególnej uwagi, zwłaszcza w sytuacjach, że potęgowany efekt termiczny może pojawić się w tzw. gorących punktach, tj. miejscach wzajemnego kontaktu skóry pacjenta lub ciała pacjenta z wewnętrzną powierzchnią tunelu, co może prowadzić do drobnych lokalnych poparzeń lub w przypadku pacjenta z zaburzeniami systemu termoregulacji albo nadmiernej potliwości.

Pochłanianie energii fali elektromagnetycznej w ciele pacjenta opisuje współczynnik absorpcji właściwej SAR (*Specific Absorption Rate*), który określony jest relacją:

$$SAR \propto \sigma r^2 B_0^2 \alpha^2 D [W/kg]$$

Określa on ilość energii pochłanianej przez jednostkę masy tkanki.

SAR jest proporcjonalny do kwadratu pola indukcji magnetycznej B_0 , więc jest znacznie większy w magnesach o wysokim polu B_0 , jest proporcjonalny do kwadratu kąta α FA (*Flip Angle*), więc impulsy 180° deponują 4 razy więcej energii niż impulsy 90° , większy, jeśli cykl pracy sekwencji (parametr D we wzorze na SAR) jest wysoki (np. dla sekwencji z wieloma impulsami RF generowanymi w krótkim czasie) oraz największy dla tkanek z dużą zawartością wody (duża przewodność σ , np. tkanka mózgową, płyn mózgowo-rdzeniowy, krew, wątroba). Zatem dla pacjenta o dużych rozmiarach (a takim jest zazwyczaj pacjent otyły) parametry, o których powyżej wspomniano, będą większe niż dla przeciętnego, co będzie prowadziło do dużej wartości SAR [7].

W związku z powyższym należy zadbać, aby pacjent – a zwłaszcza pacjent otyły – był ubrany w lekką, przewiewną, niekrępującą ruchu odzież – najlepiej bawełnianą. Pamiętać trzeba też o zapewnieniu odpowiedniej temperatury pomieszczenia (pomiędzy $18-22^\circ\text{C}$) i wentylacji tunelu magnesu.



Obniżenia wartości SAR można dokonać poprzez [16]:

- zmniejszenie liczby warstw,
- zmniejszenie parametru ETL (in. turbo factor),
- zwiększenie czasu repetycji TR,
- zastosowanie mniejszych kątów α (FA) lub zastąpienie sekwencji spinowych (SE) sekwencjami gradientowymi (GE),
- zastosowanie sekwencji w trybie niskiego poziomu SAR (*Low SAR*).

Problemy w pozycjonowaniu pacjenta o dużych rozmiarach

„Właściwe ułożenie pacjenta jest kluczem do precyzyjnej diagnozy we wszystkich metodach obrazowania. (...) Szczególnie w obrazowaniu MR ułożenie pacjenta ma bezpośredni wpływ na jakość obrazu i właściwą diagnozę” [17].

Ułożenia pacjenta na stole skanera można dokonać dopiero wtedy, kiedy pacjent wypełnił formularz ankiety i nie znaleziono w nim przeciwwskazań do wykonania badania (rozrusznik serca, implanty, metaliczne ciała obce itp.), a waga pacjenta jest nie większa niż maksymalny udźwig stołu skanera. Tylko po spełnieniu tych wymagań można pozycjonować badanego na stole. Dobrą praktyką jest sprawdzenie, czy osoba, która ma zostać poddana badaniu, zmieści się w ograniczonej przestrzeni tunelu magnesu i to zanim zostanie jej wyznaczony właściwy termin badania (często odległy w czasie). Sprawdzenie dopasowania rozmiarów pacjenta do rozmiarów tunelu wymaga wizyty pacjenta przed wyznaczeniem właściwego terminu badania (najlepiej w dniu składania skierowania w rejestracji). Takie dopasowanie daje pacjentowi pogląd na to, co go będzie czekało w czasie właściwego badania, upewnia go, że zlecona przez lekarza procedura może zostać wykonana i zmniejsza stres, który często towarzyszy pacjentom oczekującym na badanie [3].

Ułożenie pacjenta musi przede wszystkim spełniać wymogi bezpieczeństwa – tzn. brak bezpośredniego kontaktu ciała pacjenta z wewnętrzną okładziną tunelu magnesu nadprzewodzącego (co opisano wcześniej). Najlepszym sposobem jest ułożenie badanego na plecach z nogami skierowanymi w stronę otworu magnesu (tj. ułożenie w pozycji „nogi pierwsze”) i, o ile jest to możliwe z uwagi na duże rozmiary osób otyłych, z wyprofilowaną podpórką pod nogami, która zapewni wygodę, a zmniejszając lordozę lędźwiową, powoduje lepsze przyleganie lędźwiowego odcinka kręgosłupa do cewki kręgosłupowej. Pacjenci otyli mogą być układani do badania w obszarze od kończyn dolnych aż do brzucha włącznie z rękami umieszczonymi powyżej głowy, co daje pacjentowi więcej swobody, zmniejsza poczucie ciasnoty lub wręcz klaustrofobii i zmniejsza kontakt ciała pacjenta z tunelem. Ten sposób ułożenia może być nie zawsze możliwy do wykonania – np. badania w obszarze głowy, szyi, czasem też i klatki piersiowej – mogą wymagać odwrotne ułożenie pacjenta chociażby z takiego powodu, że cewka do badania głowy może być ustawiona tylko w pozycji „głowa pierwsza”. Niektórzy producenci skanerów MR z magnesem zamkniętym mogą już zaferować wykonanie badania głowy

w pozycji „nogi pierwsze” (np. GE), ale nadal nie jest to powszechnie występująca opcja. Pozycja dla pacjenta musi zapewniać mu tyle wygody, ile jest to tylko możliwe i najlepiej, gdyby była pozycją jak najbardziej fizjologiczną – najlepiej na plecach. W uzasadnionych przypadkach (np. dolegliwości bólowe w pozycji na plecach) można stosować inne ułożenie pacjenta, które zapewnia wykonanie badania – np. pacjent na boku lub na brzuchu. Ułożenie na brzuchu jest niezmiernie rzadko spotykanym sposobem pozycjonowania pacjentów otyłych (sutki bada się tylko w pozycji na brzuchu). Powodem jest dodatkowy ucisk narządów jamy brzusznej na kopułę przepony i przemieszczenie jej w stronę klatki piersiowej, co z kolei może utrudniać oddychanie. Daje to jednak możliwość wykonania badania w regionie miednicy lub brzucha osoby, o bardzo dużym obwodzie ciała, która w innym ułożeniu nie mogłaby zmieścić się w tunelu magnesu nadprzewodzącego. Bardzo istotne jest również to, aby obszar anatomiczny, który ma zostać zbadany, znajdował się w izocentrum pola magnetycznego – zapewnia to możliwość uzyskania obrazów o najlepszej jakości, pozbawionych zniekształceń geometrycznych (dystorsji) wywołanych warunkami brzegowej niejednorodności pola magnetycznego na skraju użytecznego pola widzenia i nieliniowości gradientów, daje także możliwość wykorzystania największego pola widzenia FOV potrzebnego do zobrazowania danego regionu [3].

Z tych powodów badania zarówno kończyn dolnych, jak i górnych wraz z ich stawami i obręczami (zwłaszcza staw ramienny), wymagają asymetrycznego pozycjonowania pacjenta względem osi długiej stołu, tzn. badany musi być przesunięty, jak to tylko możliwe, w stronę przeciwną do badanej i to najlepiej z ręką strony niebadanej uniesioną ponad głowę. O ile to tylko możliwe, należy zachować anatomiczną pozycję badanego obszaru ciała – usprawnia to planowanie płaszczyzn (warstw) badania.

Pozycjonowanie pacjenta z jednej strony ograniczone jest rozmiarami tunelu magnesu, z drugiej – obszerną sylwetką osoby z nadwagą, a tym bardziej otyłej, a dodatkowo zastosowana cewka do badania jeszcze bardziej ogranicza przestrzeń dostępną dla pacjenta i może powodować konieczność modyfikacji ułożenia. Generalnie należy trzymać się ogólnej zasady bezpiecznego ułożenia pacjenta, z obszarem badanym w izocentrum pola magnetycznego lub jego pobliżu, najlepiej w pozycji anatomicznej i na tyle komfortowej, aby umożliwiła wykonanie badania bez artefaktów ruchowych [3].

Ograniczenia stosowania cewek dedykowanych

Wymiary pacjenta otyłego ograniczają również możliwość stosowania dedykowanych cewek przypisanych danym regionom obrazowania do ustalonych protokołów skanowania. Ten problem jest typowym i często spotykanym ograniczeniem wynikającym z konstrukcji cewki. Przykładem może tutaj być wielokanałowa cewka High Resolution Knee (Siemens) służąca do badania stawu kolanowego, której „ciasne” rozmiary uniemożliwiają umieszczenie w jej wnętrzu dużego stawu kolanowego, a tym bardziej olbrzymiego kolana pacjenta otyłego.



Wymusza to zastosowanie innego rozwiązania. Alternatywą może stanowić obszerniejsza od poprzedniej – cewka objętościowa o kołowej polaryzacji, np. CP Extermity (Siemens), której większe rozmiary mogą już pomieścić duży staw kolanowy, ale która ma za to niższy SNR i nie daje możliwości obrazowania wykorzystującego równoległą akwizycję danych (umożliwiającego skrócenie czasu skanowania lub skanowanie z wyższą rozdzielczością w tym samym czasie).

Innym rozwiązaniem tego problemu w przypadku „olbrzymiego kolana”, którego nie jest w stanie pomieścić obszerniejsza cewka CP Extermity – jest użycie wielokanałowej cewki elastycznej typu Flex Large lub Body Matrix. Tą ostatnią można użyć na 2 sposoby: albo otaczając szczelnie tylko badany staw kolanowy, albo jeśli jest to niemożliwe (z powodu bardzo dużego obwodu badanego kolana), obejmując tą cewką oba stawy kolanowe i dodatkowo wykorzystując umieszczoną od dołu cewkę Spine Matrix, na której pacjent leży. W takiej konfiguracji odpowiednie elementy obu cewek: Body Matrix oraz Spine Matrix – działają synergistycznie, dając dużo sygnału z całej obrazowanej objętości.

Ostatecznym rozwiązaniem – ale najmniej korzystnym – jest użycie cewki Body Coil, która pracuje zazwyczaj jako cewka nadawcza, a w tej konfiguracji musi również odebrać sygnał i pracować jako cewka nadawczo-odbiorcza. Minusem tego rozwiązania jest mały SNR (najniższy sygnał, duża odległość od badanego obszaru) i w związku z tym najniższa jakość pozyskiwanych obrazów.

Zatem w omówionym przypadku obrazowania kolana osoby otyłej kolejność wyboru rozwiązania „problemu wielkości” powinna być następująca:

- wielokanałowa cewka dedykowana (np. High Resolution Knee), dająca największe SNR i możliwość zastosowania technik równoległej akwizycji obrazu;
- kołowo spolaryzowana cewka objętościowa (np. CP Extermity), która ma niższe SNR od poprzedniej cewki i brak możliwości zastosowania technik równoległej akwizycji obrazu;
- cewka elastyczna (np. Flex Large), najkorzystniejszej, aby była to cewka wielokanałowa, bo można zastosować techniki równoległej akwizycji obrazu;
- Body Matrix (jw.);
- Body Matrix + Spine Matrix;
- Body Coil (najniższe SNR).

Jednymi z trudniejszych regionów do pozycjonowania cewki na pacjentach o dużych rozmiarach są: brzuch i staw ramienny. Brzuch – z powodu dużych rozmiarów (jedna cewka może go nie objąć), a staw ramienny – z powodu oddalenia od osi ciała i trudności w umiejscowieniu go w izocentrum pola B_0 w obszarze użytecznego FOV.

Ciekawym rozwiązaniem jest łączenie dwóch sąsiadujących cewek Body Matrix. Sąsiedztwo takie może być zastosowane zarówno w kierunku głowa-stopy (czyli w osi długiej ciała pacjenta), jak również w kierunku prawo-lewo (co jest rzadkim przykładem elastyczności łączenia cewek w dosłownym tego słowa rozumieniu). Producent w instrukcji obsługi etykietuje to rozwiązanie jako „Badanie otyłych pacjentów” [17]. Należy również

mieć na uwadze to, że rozmieszczenie tych cewek na pacjencie powoduje jednak dalsze ograniczenie dostępnej przestrzeni wewnątrz tunelu magnesu, co w konsekwencji może utrudniać lub nawet wykluczać użycie takiej konfiguracji cewek lub takiej cewki. Rozwiązaniem takiego problemu może być repozycjonowanie pacjenta w ułożeniu na brzuchu z cewką (lub cewkami) umieszczoną od strony pleców. Chociaż takie rozwiązanie nie jest komfortowe i nie będzie możliwe do zastosowania w każdym przypadku, to może być jedyną alternatywą, która umożliwi zbadanie pacjenta bez konieczności stosowania ogólnej cewki Body Coil wbudowanej w magnes, która ma najniższy SNR i da obrazy o najniższej jakości.

Zatem ważna jest nie tylko wykorzystana cewka, ale też w jaki sposób ułożona zapewni najbardziej optymalny sygnał.

Ogólną zasadę ułożenia i doboru cewki można przedstawić w kilku punktach:

- dobrać cewkę dającą możliwie najlepszy sygnał (największe SNR), którą można zastosować jak najsprawniej i bezproblemowo;
- cewka powinna zapewniać odbiór sygnału z całego regionu zainteresowania objętego badaniem i tylko z tego regionu, a jej środek powinien znajdować się nad centrum tego obszaru;
- powinna być jak najlepiej dopasowana (wielkością, kształtem) do obrazowanej anatomii i znajdować się jak najbliżej obrazowanych struktur lub bezpośrednio do nich przylegać, jest to szczególnie ważne w badaniu pacjentów otyłych, ponieważ podskórna tkanka tłuszczowa zwiększa dystans pomiędzy cewką a narządami wewnętrznymi, co ma niekorzystny wpływ na SNR [15].

Przyczyny zwiększonego szumu na obrazach pacjentów otyłych

Problemy obrazowania pacjentów otyłych metodą MRI to nie tylko trudności związane z ich masą ciała, rozmiarami fizycznymi, typem budowy ciała i rozkładem tkanki tłuszczowej na jego obwodzie. Kolejną niedogodnością jest szum wnoszony do układu pomiarowego przez taką dużą masę ciała.

Pacjent wprowadzony w jednorodne statyczne pole magnetyczne skanera MR o indukcji B_0 i poddany działaniu impulsów o częstotliwości radiowej RF spełniających warunek Larmora oraz zsynchronizowanemu działaniu gradientów pola magnetycznego staje się źródłem sygnału odbieranego za pomocą cewek odbiorczych.

W czasie próbkowania sygnałów NMR mierzone są zarówno sygnały stanowiące użyteczną informację, jak również nieużyteczne szumy, widoczne na obrazach MR w postaci drobnego ziarna obniżającego jakość obrazów i utrudniającego wykrywanie zmian patologicznych – szczególnie tych o małym kontraście.

Poziom szarości piksela wyświetlanego na ekranie monitora określony jest zarówno wartością prawidłowego sygnału NMR z woksela oraz zarejestrowanym w trakcie pomiaru poziomem szumu, co można zapisać jako:



Poziom szarości piksela = sygnał + szum

Teoretycznie w systemach o indukcji $B_0 \geq 0,5$ T sygnał S (signal) jest proporcjonalny do kwadratu indukcji stacjonarnego pola magnetycznego B_0 , zgodnie z zależnością [18].

$$S \propto B_1 \cdot B_0^2$$

gdzie:

B_1 – to składowa magnetyczna impulsu fali radiowej RF, prostopadła do wektora indukcji stacjonarnego pola magnetycznego B_0 .

Z kolei szum $V_{noise(rms)}$ jest wprost proporcjonalny do indukcji stacjonarnego pola magnetycznego B_0 , zgodnie z zależnością [16].

$$V_{noise(rms)} \propto B_1 \cdot B_0$$

Dodatkowo szum można opisać równaniem:

$$V_{noise(rms)} = \sqrt{4 \cdot k \cdot T \cdot R \cdot BW}$$

gdzie:

k – stała Boltzmanna, T – temperatura, BW (bandwidth) – szerokość pasma odbiornika, natomiast R – jest efektywną rezystancją będącą sumą rezystancji cewki R_c i pacjenta R_p .

$$R = R_c + R_p$$

Dla tkanki będącej jednorodną kulą przewodzącą o promieniu r rezystancję pacjenta R_p opisuje zależność:

$$R_p = \frac{2 \cdot \pi \cdot \sigma \cdot \omega_0^2 \cdot B_1^2 \cdot r^5}{15}$$

gdzie: ω_0 – jest częstotliwością Larmora.

Zatem w dużym uproszczeniu można powiedzieć, że szum silnie zależy od wymiarów tkanki (r^5), z czego wynika, iż im większy rozmiar ciała (r), tym większy szum wnoszony do układu pomiarowego. Jednocześnie szybkozmienne pola gradientowe mogą wytwarzać w ciele pacjenta prądy wirowe (przez np. kontakt ciała pacjenta z tunelem magnesu), które z kolei mogą wytwarzać pasywnicze sygnały dodające się lub odejmujące od prawidłowych sygnałów, degradując w ten sposób obrazy MR [16].

Paradoksalnie ten sam pacjent, który jest źródłem sygnału, stanowi również źródło niepożądanych szumów, a im większy pacjent (bardziej otyły), tym więcej szumu.

Ostatecznie parametrem, który określa wartość użytecznego sygnału w stosunku do poziomu szumu, jest współczynnik SNR, nazywany stosunkiem sygnału do szumu zdefiniowany zależnością:

$$SNR = \frac{Sygnał}{Szum}$$

Można przyjąć, iż SNR rośnie liniowo z wartością indukcji pola magnetycznego B_0 , co można zapisać:

$$SNR \propto B_0$$

Zatem w praktycznym ujęciu SNR opisuje relacja:

$$SNR \propto \sqrt{B_0}$$

prowadząc do wniosku, że wartość indukcji pola magnetycznego B_0 istotnie wpływa na parametr SNR, więc korzystniej jest badać pacjentów otyłych w polach magnetycznych w wyższej indukcji, co z definicji zwiększa SNR i poprawia jakość otrzymanych obrazów.

W związku tym, że pacjent o dużych rozmiarach wprowadza dużo szumu, więc aby zapewnić jak największy sygnał

z obrazowanego obszaru, należy przede wszystkim zastosować jak najlepszą cewkę, pamiętając o tym, że:

- im większa cewka, tym więcej wnosi szumu;
- czułość dla zwykłej cewki powierzchniowej jest w przybliżeniu równa połowie jej średnicy;
- gruba podskórna tkanka tłuszczowa pacjentów otyłych powoduje oddalenie cewki od głębiej położonych tkanek, utrudniając od nich odbiór sygnału;
- idealna cewka pokrywa tylko obszar badany i nic więcej;
- stosując zwykłą cewkę powierzchniową (np. w kształcie pętli) w badaniu pacjentów otyłych, należy wybrać nieco większą jej średnicę, aby zapewnić prawidłowy odbiór sygnału z głębiej położonych tkanek;
- obecnie najlepszymi cewkami są wielokanałowe cewki fazowe (najwyższy SNR, wysoka czułość, możliwość stosowania technik równoległych);
- rozmiary pacjentów otyłych mogą uniemożliwić zastosowanie optymalnej cewki do badania, zmuszając do kompromisowych rozwiązań.

Wzrost sygnału można również osiągnąć, odpowiednio dobierając parametry pomiarowe dostępne z konsoli operatora systemu MRI. Są one wzajemnie od siebie zależne i zmiana jednego z nich pociąga za sobą zmianę innych parametrów współzależnych.

Opisanie wszystkich tych współzależności mogłoby być tematem odrębnej analizy i przekracza ramy niniejszej pracy. Można natomiast podać kilka prostych sposobów poprawy SNR, dokonując krótkiej analizy zależności tego parametru od najczęściej zmienianych parametrów na konsoli operatora.

SNR można opisać relacją [19]:

$$SNR \propto \frac{FOV_{PE} \cdot FOV_{FE} \cdot THK \cdot \sqrt{NSA}}{\sqrt{N_{PE} \cdot N_{FE} \cdot BW}}$$

gdzie:

- FOV_{PE} – pole widzenia w kierunku kodowania fazy;
- FOV_{FE} – pole widzenia w kierunku kodowania częstotliwości (in. odczytu);
- THK – grubość warstwy;
- NSA – liczba uśrednionych sygnałów;
- N_{PE} – liczba kroków kodowania fazy;
- N_{FE} – liczba punktów próbkowania;
- BW – szerokość pasma odbiornika.

Upraszczając powyższą zależność, można zapisać, że

$$SNR \propto \frac{FOV \cdot THK \cdot \sqrt{NSA}}{\sqrt{MATRIX \cdot BW}}$$

w której parametr $MATRIX = N_{PE} \cdot N_{FE}$ jest macrycą pomiarową.

Z powyższej zależności wynika, że SNR można poprawić na kilka sposobów:

- zwiększając pole widzenia FOV;
- wybierając grubszą warstwę THK;
- zwiększając liczbę uśrednionych sygnałów NSA;
- zmniejszając macrycę pomiarową MATRIX;
- zawężając (redukując) szerokość pasma odbiornika BW.



Zatem najczęstszymi i najprostszymi metodami poprawy SNR są zwiększenie pola widzenia FOV i/lub grubości warstwy THK. Wzrost wartości każdego z tych parametrów powoduje proporcjonalny wzrost SNR, nie wydłużając czasu skanowania. Ponieważ pacjent otyły ma duże rozmiary, więc stosowanie dużego FOV wydaje się być naturalną tego konsekwencją. Niestety powoduje to zmniejszenie rozdzielczości w płaszczyźnie obrazowanej warstwy (zwiększenie rozmiarów piksela, $PIXEL = FOV/MATRIX$). Zwiększenie grubości warstwy zmniejsza rozdzielczość w kierunku wyboru warstwy, co może być przyczyną obniżenia kontrastu i mała zmiana patologiczna może być trudna do rozpoznania (skutek efektu częściowej objętości). Najmniej efektywnym sposobem poprawy SNR jest zwiększenie parametru NSA, ponieważ powoduje to wydłużenie czasu skanowania. Zmniejszenie matrycy pomiarowej powoduje wzrost SNR, lecz zmniejsza rozdzielczość obrazów. Kolejnym sposobem poprawy SNR jest redukcja szerokości pasma odbiornika, co powoduje zmniejszenie szumu i wzrost wartości SNR, np. redukcja pasma odbiornika o połowę poprawia SNR o około 40%, ale może powodować pojawienie się dodatkowych artefaktów spowodowanych zwiększeniem przesunięcia chemicznego, a doprowadzając w konsekwencji do przesunięcia czasu echa TE w kierunku wyższych wartości, może zmieniać charakter obrazu [20].

Artefakty podczas obrazowania pacjentów otyłych

Duże rozmiary pacjentów otyłych i zwiększona objętość tkanki tłuszczowej przyczyniają się do powstawania różnego rodzaju zaburzeń na obrazach. Zaburzenia te, zwane artefaktami, mogą utrudniać lub ograniczać interpretację otrzymywanych obrazów i skutkować trudnościami w postawieniu właściwej diagnozy lub nawet ją uniemożliwiać.

Najczęściej spotykane artefakty występujące w badaniu pacjentów otyłych to [21]:

- artefakt zawijania (*wrap-around artifact*);
- artefakt „pola bliskiego” (*near-field artifact*).

Artefakt zawijania (*wrap-around artifact*) spowodowany jest zbyt małym FOV w kierunku kodowania fazy. Wówczas obszary anatomiczne „wychodzące” poza zadeklarowaną wartość FOV w kierunku kodowania fazy ulegają „zawinięciu”, pojawiając się po przeciwległej stronie obrazu. Powodem takiej sytuacji jest błędne kodowanie informacji o położeniu spinów wzdłuż osi gradientu kodującego fazy. Wynika to z tego, że kiedy w celu zakodowania informacji o położeniu spinów wzdłuż osi kodowania fazy, amplituda gradientów jest tak wybierana, aby przesunięcie fazy wzdłuż krawędzi FOV w tym kierunku powodowało przesunięcie fazy spinów od 0° (od jednej krawędzi FOV w kierunku fazy) do 360° (na przeciwległej krawędzi FOV w kierunku fazy), to spiny znajdujące się poza FOV mogą mieć błędnie przyporządkowaną fazę (od 0° do 360°) i posiadać alias (czyli odpowiednik) wśród spinów znajdujących się wewnątrz obszaru FOV. Dlatego artefakt ten bywa też nazywany aliasingiem. Dla przykładu: jeśli wybrano FOV =

360 mm, to spiny znajdujące się na pozycji 370 mm będą miały taką samą fazę jak spiny na pozycji 10 mm i w wyniku błędnego przyporządkowania pojawią się na pozycji 10 mm, czyli z drugiej strony obrazu wewnątrz FOV, podczas gdy ich prawidłowo przyporządkowana pozycja (na 370 mm) znajduje się na zewnątrz FOV, np. w badaniu kręgosłupa lędźwiowego, dla kodowania fazy w kierunku prawo-lewo, przy zbyt małym FOV – obszary z prawej strony spoza FOV pojawiają się po stronie lewej i vice versa [22].

Artefakt zawijania można eliminować różnymi metodami:

- zwiększając FOV tak, aby żaden fragment anatomii pacjenta nie wykraczał poza zadeklarowany obszar FOV w kierunku kodowania fazy;
- rezygnując z prostokątnego pola widzenia (gdzie długość krawędzi FOV w kierunku kodowania fazy jest różna od prostopadłej do niej krawędzi w kierunku odczytu), na korzyść kwadratowego FOV z zastrzeżeniem jak wyżej, tzn. aby anatomia pacjenta „nie wylewała się” poza rozmiar FOV w kierunku fazy;
- stosując odpowiednią dla producenta metodę zapobiegania zawijaniu obrazu:
 - ✓ NO PHASE WRAP (dla GE)
 - ✓ OVERSAMPLING (dla SIEMENS)
 - ✓ FOLD OVER SUPPRESSION (dla PHILIPS);
- stosując tzw. SWAP – czyli zmieniając funkcjami kierunki kodowania fazy i częstotliwości, co daje tylko wówczas pozytywny efekt, jeśli anatomia wzdłuż nowego kierunku kodowania fazy „nie wychodzi” poza obszar FOV w tym kierunku lub jeśli mimo zawinięcia obrazu nie wchodzi na obszar będący przedmiotem badania i nie umniejsza jego wartości diagnostycznej;
- stosując szerokie regiony presaturacji, które powodują tłumienie anatomii spoza FOV, skutecznie eliminując ich sygnały, tak że nie pojawiają się w obszarze zadeklarowanego FOV nawet mimo tego, że opcja typu NO PHASE WRAP nie została zastosowana [3].

Artefakt „pola bliskiego” (*near-field artifact*) jest typem artefaktu, który powstaje w pobliżu granicy krawędzi maksymalnego FOV i w bezpośredniej bliskości otworu magnesu, a więc z dala od izocentrum pola magnetycznego. Może mieć kilka przyczyn powstawania. Jedną z nich może być niejednorodność pola nasilająca się wraz z odległością od izocentrum. Efekt tej niejednorodności może dodatkowo wzmacniać duże ciało pacjenta otyłego. Kolejną przyczyną może być nieliniowość gradientów na granicy maksymalnego FOV. Obie wyżej wymienione przyczyny mogą w dalszej konsekwencji prowadzić do dystorsji powstającej na obwodzie obrazu, jak również powodować problemy z saturacją tłuszczu wzdłuż krawędzi obszaru ciała pacjenta dotyczącego otworu magnesu. Jednocześnie w miejscach, gdzie ciało pacjenta przylega do tunelu magnesu, może następować interferencja fali radiowej nadawanej z odbieraną, co również może być przyczyną powodującą powstawanie jasnego, intensywnego sygnału wzdłuż obszaru ciała dotyczącego otworu magnesu. Artefakt odbicia (*ghost*)



Tkanka tłuszczowa ma wysoki sygnał dla wszystkich rodzajów otrzymany obrazów (T1w, T2w, PDw). Nadmierne nagromadzenie podskórnej tkanki tłuszczowej w okolicy powłok jamy brzusznej i miednicy może powodować powstawanie artefaktu określanego odbiciem w badaniach tych regionów anatomicznych. Artefakt jest wynikiem ruchu tkanki tłuszczowej w płaszczyźnie prostopadłej do kierunku kodowania fazy, co jest przyczyną powstawania błędnej informacji o położeniu tej tkanki i prezentowania jej w formie smugi, odbicia lub tzw. zjawy ukazującej się w kierunku kodowania fazy.

Wnioski

Badanie pacjenta otyłego może zostać wykonane, jeżeli waga pacjenta nie przekracza dopuszczalnego maksymalnego limitu wagi dla stołu określonego dla konkretnego modelu i wyspecyfikowanego przez producenta w instrukcji użytkownika, a wymiary pacjenta pozwalają na umieszczenie go w otworze magnesu.

Należy przestrzegać bezpiecznego ułożenia pacjenta otyłego, wykluczającego wzajemny kontakt części jego ciała i uniemożliwiającego kontakt skóry ciała pacjenta z wewnętrzną częścią tunelu magnesu, starając się, aby obszar badany znajdował się jak najbliżej izocentrum pola magnetycznego, najlepiej w pozycji anatomicznej i na tyle komfortowej, aby umożliwiała wykonanie badania bez artefaktów ruchowych.

W przypadku pacjenta z zaburzeniami systemu termoregulacji albo nadmiernej potliwości (często występujące u otyłych) należy kontrolować poziom SAR i w razie konieczności obniżyć jego wartość.

W doborze cewki należy kierować się zasadą wyboru cewki dającej jak najlepszy sygnał (najwyższy SNR) i zapewniającej jego odbiór tylko z regionu objętego badaniem, jak najlepiej dopasowanej (wielkością, kształtem) do obrazowanej anatomii, właściwie ułożonej na ciele pacjenta, z jej środkiem znajdującym się nad centrum obszaru skanowania i jak najbliżej obrazowanych struktur.

W przypadku braku możliwości zastosowania optymalnej cewki do badania należy rozważyć stosowanie rozwiązań alternatywnych, odpowiednio modyfikując parametry pomiarowe w celu skompensowania ewentualnego spadku SNR.

Korzystniej jest badać pacjentów otyłych w systemach wysokopopolowych (wyższy SNR) i magnesach o dużej średnicy tunelu (średnica 70 cm stwarza więcej możliwości zastosowania cewek wielokanałowych).

W obrazowaniu pacjentów otyłych zaleca się stosowanie możliwie najmniejszego pola widzenia obejmującego cały obszar badany i niewywołującego artefaktu zawijania.

Większa powierzchnia przekroju ciała pacjenta otyłego może wymagać zastosowania większego pola widzenia i większej matrycy (kompensacja spadku rozdzielczości), a duże wymiary

pacjenta – akwizycji większej liczby warstw, co w obu przypadkach wydłuża czas skanowania i może prowadzić do artefaktów.

Literatura

1. http://wiadomosci.gazeta.pl/wiadomosci/1,114873,12784538,Wielka_Brytania__Brak_skanerow_MRI_dla_chorobliwie.html, czerwiec 2016.
2. https://potrafiszschudnac.pl/media/PotrafiszSchudnac_Raport.pdf, czerwiec 2016.
3. J. Trzcionka: Praca licencjacka *Wybrane problemy obrazowania metodą rezonansu magnetycznego w badaniu pacjentów z nadwagą i otyłych*, Wyższa Szkoła Humanitas, Wydział Administracji i Zarządzania, 2016.
4. I. Kazimierska: *Polacy ważą coraz więcej*, Puls Medycyny, 5(317), 2016, 4.
5. K. Szybiński, A. Jasiński, A. Januszewska: *Analiza ilościowa dystrybucji tkanki tłuszczowej u chorych na cukrzycę typu 2 metodą obrazowania MR*, [w:] VALENTUDINARIA. *Postępy medycyny klinicznej i wojskowej*, pod red. L. Walasek, Z. Maciejek, Bydgoszcz 2002, s. 74.
6. J.C. Miller: *Imaging obese patients*, [w:] Radiology Rounds., editor: Uppot R.N., August-2011, volume 9, issue 8.
7. M. Jarosz, L. Kłosiewicz-Latoszek, W. Respondek: *Otyłość. Zapobieganie i leczenie*, PZWL, Warszawa 2006, s. 11.
8. R.N. Uppot: *Impact of obesity on radiology*, Radiologic Clinics of North America, 45, 2007, 231-246.
9. P. Glanc, B.E. O'Hayon, D.K. Singh: *Challenges of pelvic imaging in obese woman*, RadioGraphics, 32, 2012, 1839-1862.
10. https://www.ecri.org/Resources/Whitepapers_and_reports/techIQ_MRI_MS14430.pdf.
11. K. Szybiński: *Rezonanse magnetyczne na polskim rynku medycznym*, CX NEWS, nr 4/46/2013.
12. M. Białkowska: *Otyłość*, [w:] M. Jarosz (Red.): *Praktyczny podręcznik dietetyki*.
13. D. Przybylska, M. Kurowska, P. Przybylski: *Otyłość i nadwaga w populacji rozwojowej*, Hygeia Public Health, 47(1), 2012, 28-35.
14. B. Gonet: *Obrazowanie magnetyczno-rezonansowe. Zasady fizyczne i możliwości diagnostyczne*, PZWL, Warszawa 1997.
15. K.H. Hausser, H.R. Kalbitzer: *NMR w biologii i medycynie. Badania strukturalne, tomografia, spektroskopia in vivo*, Wydawnictwo Naukowe UAM, Poznań 1993.
16. M. Elmaoglu, A. Celik: *Rezonans magnetyczny. Podstawy fizyczne. Obrazowanie. Ułożenie pacjenta. Protokoły*, red. naukowy R. Pietura, MediPage, Łódź 2015.
17. Z. Kęcki: *Podstawy spektroskopii molekularnej*, wyd. 3, PWN, Warszawa 1992.
18. A.D. Elster: *Questions and Answers in Magnetic Resonance Imaging*, Mosby 1994.
19. J. Trzcionka: Praca magisterska *Wybrane aspekty jakości obrazów medycznych uzyskiwanych metodą tomografii jądrowego rezonansu magnetycznego*, Uniwersytet Opolski, Opole 2000.
20. M. Siczek: *Tomografia Komputerowa i Rezonans Magnetyczny dla studentów kierunku Informatyka*, Instytut Informatyki UMCS, Lublin 2011.
21. E.J. Rummeny, P. Reimer, W. Heindel: *Obrazowanie ciała metodą rezonansu magnetycznego*, red. M. Szaśadek, Medmedia, Warszawa 2010.
22. E.J. Blink: *Basic MRI Physics*, 2004.