

Wpływ elementów uzupełnień protetycznych oraz aparatów ortodontycznych na powstawanie artefaktów w wynikach badań tomografii rezonansu magnetycznego

The influence of the prosthetic restoration elements and orthodontic appliances on the appearance of artifacts in the results of magnetic resonance imaging

Anna Kochanek-Leśniewska, Maciej Trzaskowski, Karolina Sobczyk

Katedra Protetyki Stomatologicznej, Warszawski Uniwersytet Medyczny

Kierownik: prof. E. Mierzwińska-Nastalska

HASŁA INDEKSOWE:

rezonans magnetyczny, artefakty, uzupełnienia protetyczne, aparaty ortodontyczne

KEY WORDS:

magnetic resonance imaging, artefacts, prosthetic restorations, orthodontic devices

Streszczenie

Badanie metodą tomografii rezonansu magnetycznego (MR) jest obecnie jedną z powszechnie stosowanych i szeroko dostępnych metod diagnostycznych, która umożliwia ocenę tkanek miękkich. Podczas badania generowane jest silne pole magnetyczne, w którym tkanki ulegają namagnesowaniu. Pole magnetyczne może oddziaływać na metale umieszczone w ciele pacjenta powodując ich przemieszczenie oraz prowadzić do wzrostu temperatury metalowego obiektu, związanego z pochłanianiem przez niego energii. W protetyce stomatologicznej badanie z wykorzystaniem rezonansu magnetycznego zazwyczaj dotyczy obrazowania stawu skroniowo-żuchwowego i oceny morfologii krążka stawowego oraz utrzymujących go struktur.

Celem pracy była analiza opublikowanych badań dotyczących wpływu elementów uzupełnień protetycznych i aparatów ortodontycznych na powstawanie artefaktów w obrazach tomografii rezonansu magnetycznego oraz ryzyka związanego z ich przemieszczeniem się i podwyższeniem temperatury pod wpływem stałego pola magnetycznego.

Summary

Magnetic resonance imaging (MRI) is one of the most commonly used and widely available diagnostic method that allows soft tissue evaluation. During the test a strong magnetic field is generated and the tissues are magnetized. The magnetic field can affect the metals placed in the patient's body, causing their displacement and the increase in the temperature of the metal object associated with the absorption of energy. In prosthetics, the MRI is usually used to evaluate the temporomandibular joints and morphology of the disc with its associated structures.

The aim of the study was to analyse the published studies on the effect of prosthetic restorations and orthodontic appliances on the formation of artifacts in the MRI and the risks associated with the displacement of elements and the rise of their temperature under the influence of a constant magnetic field.

The size of artifacts from metal objects in MR depends primarily on the intensity and heterogeneous of the magnetic field, as well as on the magnetic susceptibility of specific

Wielkość artefaktów z obiektów metalowych w MR zależy przede wszystkim od intensywności oraz niejednorodności pola magnetycznego, a dodatkowo od podatności magnetycznej konkretnych materiałów używanych do wykonania uzupełnienia protetycznego lub elementów aparatów ortodontycznych.

Coraz szersze wykorzystanie badania metodą tomografii rezonansu magnetycznego w celach diagnostycznych w stomatologii wyznacza nowe wymagania dotyczące zgodności materiałów dentystycznych. Lekarz powinien posiadać wiedzę o możliwych źródłach artefaktów i uwzględniać te informacje przy wyborze materiału uzupełnień protetycznych. W przypadku leczenia ortodontycznego, lekarze prowadzący powinni stosować się do rekomendacji PTO, PTS i PTLR, aby zminimalizować ryzyko wystąpienia ewentualnych artefaktów, mających wpływ na prawidłową interpretację obrazów MR.

materials used to make prosthetic restorations or orthodontic appliances.

The increasing use of magnetic resonance imaging for diagnostics in dentistry suggest new requirements for the compliance of dental materials. The dentist should acquire knowledge about possible sources of artifacts and use this information in the selection of prosthetic restorative material. In orthodontic treatment, the dentists should follow the PTO, PTS, and PTLR recommendations to minimize the risk of potential artifacts that affect the correct interpretation of MR images.

Wprowadzenie

Badanie metodą tomografii rezonansu magnetycznego (MR) jest obecnie jedną z powszechnie stosowanych i szeroko dostępnych metod diagnostycznych, która umożliwia ocenę tkanek miękkich bez użycia promieniowania jonizującego.¹⁻⁴

Tomografia rezonansu magnetycznego wykorzystuje zjawisko jądrowego rezonansu magnetycznego opartego na kwantowo-mechanicznych własnościach magnetycznych jąder atomowych, głównie atomów wodoru. W silnym, stałym polu magnetycznym dochodzi do namagnesowania tkanek. Po zastosowaniu sygnału elektromagnetycznego protony ulegają wzbudzeniu i pochłaniają rezonansowo impulsy fal elektromagnetycznych. Kiedy sygnał przestaje działać, wzbudzenie zanika i następuje powrót do stanu wyjściowego. Czas powrotu do stanu wyjściowego (czas relaksacji) jest inny dla różnych tkanek, co stanowi podstawę

obrazowania w tomografii rezonansu magnetycznego.^{1,2,4}

Aparatura rezonansu magnetycznego składa się z magnesu, cewek pola gradientowego, nadajnika z cewkami nadawczymi, odbiornika z cewkami odbiorczymi i systemu komputerowego. Proces nadawania i odbioru sygnałów jest możliwy dzięki zastosowaniu impulsowego spektrometru pobudzającego, który analizuje również widmo sygnału. Pracą spektrometru steruje system komputerowy. Magnes (np. elektromagnes nadprzewodzący), umożliwia wytworzenie jednorodnego pola magnetycznego o indukcji magnetycznej od 0,2 do 3 Tesli (T). Ponieważ szybkie przełączanie pól gradientowych generuje prądy wirowe, instalowane są również cewki korygujące stopień niejednorodności pola. Zadaniem nadajnika sygnałów jest generowanie sekwencji impulsów zmiennego pola magnetycznego o odpowiedniej mocy i długości trwania. Cewki nadawcze umożliwiają transmisję pola magnetycznego

do badanego obszaru ciała. Cewki odbiorcze umożliwiają detekcję sygnału.^{1,3,4}

Czas echa (TE) to czas jaki upływa między impulsem a pomiarem, natomiast czas powtórzenia (repetycji – TR) to czas pomiędzy dwoma kolejnymi impulsami.

W zależności od czasu oczekiwania na pomiar sygnału (TE) oraz wysłania kolejnego impulsu (TR) otrzymywane są obrazy T1- albo T2-zależne. Przy krótkich czasach TE i TR (TE – około 20 ms, TR – do 700 ms), otrzymywany jest obraz T1-zależny. Obraz T2-zależny pojawia się przy długich czasach TE i TR (TE – powyżej 60-80 ms, TR – od 2000 ms). Obraz T1-zależny oznacza magnetyzację podłużną (jak szybko protony wracają do stanu wyjściowego), obraz T2-zależny oznacza magnetyzację poprzeczną (jak szybko zanika sygnał). Dodatkowo, przy długich czasach TR i krótkich TE otrzymywane są obrazy PD-zależne (obrazy gęstości protonowej), informujące o gęstości protonów w danym fragmencie tkanki. Aby zmierzyć magnetyzację protonów i uzyskać obraz, wysyłany jest impuls o częstotliwości radiowej, którego zadaniem jest zmiana stanu energetycznego protonów. Stosując różne kolejności impulsów można uzyskać różnego rodzaju sekwencje pomiaru sygnału. Jedne z najczęściej stosowanych to sekwencje SE (echo spinowe), FSE (szybkie echo spinowe) oraz GE (echo gradientowe).^{1,2,4}

Pole magnetyczne może oddziaływać na metale umieszczone w ciele pacjenta powodując ich przemieszczenie oraz prowadzić do wzrostu temperatury metalowego obiektu, związanego z pochłanianiem przez niego energii.⁵⁻⁹ Przeciwwskazaniami bezwzględными do wykonania rezonansu magnetycznego jest posiadanie przez pacjenta wszczepionego stymulatora serca, neurostymulatorów, pompy insuliny, wszczepionego aparatu słuchowego, a względными: klaustrofobia, zły stan zdrowia chorego, uniemożliwiający współpracę z osobą badaną lub pozostawanie w bezruchu przez

wymagany czas badania oraz znacznego stopnia otyłość.^{2,10}

Materiały umieszczone w polu magnetycznym ulegają namagnesowaniu w różnym stopniu, w zależności od swoich właściwości magnetycznych. Z tego względu materiały dzieli się na diamagnetyki, paramagnetyki i ferromagnetyki. Diamagnetyki (np. złoto, cynk, ołów, węgiel) nie wykazują samorzutnie właściwości magnetycznych. Paramagnetyki (np. chrom, magnez, aluminium), jeśli znajdują się w silnym polu magnetycznym ulegają słabemu namagnesowaniu. Natomiast ferromagnetyki, do których należy między innymi żelazo, kobalt i nikiel, silnie oddziałują z polem magnetycznym.^{1,11,12} W związku z tym prace protetyczne lub elementy aparatów ortodontycznych z materiałów będących ferromagnetykami mogą stanowić potencjalne niebezpieczeństwo wejścia w interakcję z polem magnetycznym w trakcie badania lub indukować powstawanie artefaktów, które zmniejszają jego wartość diagnostyczną. Obiekty takie powodują duże zakłócenia pola magnetycznego i straty sygnału, co przekłada się na powstawanie zniekształceń obrazu na granicy między tymi materiałami a sąsiednimi strukturami anatomicznymi.^{5,7} Rozwój technologii obrazowania dąży do skrócenia czasu trwania badania i uzyskania jak najdokładniejszych wyników, poprzez zastosowanie coraz silniejszego pola magnetycznego.⁶ W obecnie używanych aparatach wykorzystywane jest pole magnetyczne o indukcji rzędu od 0,2 do 3 (T).¹⁻⁴ W ośrodkach badawczych, także w Polsce funkcjonują już urządzenia generujące pole 7 T.¹³

W protetyce stomatologicznej badanie z wykorzystaniem tomografii rezonansu magnetycznego zazwyczaj dotyczy obrazowania stawu skroniowo-żuchwowego i oceny morfologii krążka stawowego oraz utrzymujących go struktur. Ze względu na rosnącą liczbę pacjentów zgłaszających się z dolegliwościami bólowymi ze strony stawów skroniowo-żuchwowych

liczba wykonywanych badań radiologicznych w tym badań z użyciem tomografii rezonansu magnetycznego będzie stale wzrastać. W większości przypadków, tego typu badanie dotyczące okolic głowy i szyi jest jednak wykonywane na zlecenie lekarzy neurologów, neurochirurgów, chirurgów, traumatologów oraz onkologów. Możliwość oceny obrazów wolnych od artefaktów stanowi o skuteczności wybranej metody diagnostycznej.

Cel pracy

Celem pracy była analiza opublikowanych badań dotyczących wpływu elementów uzupełnień protetycznych i aparatów ortodontycznych na powstawanie artefaktów w obrazie tomografii rezonansu magnetycznego oraz ryzyka związanego z ich przemieszczeniem się i podwyższeniem temperatury pod wpływem pola magnetycznego.

Materiały i metody

Informacji do publikacji poszukiwano w bazie PubMed według słów kluczowych: rezonans magnetyczny, artefakty, materiały stomatologiczne. Otrzymano 106 pozycji piśmiennictwa, które przeanalizowano według kryteriów włączenia, zawężających liczbę artykułów do 33 o treściach bezpośrednio związanych z materiałami stosowanymi w protetyce stomatologicznej i konkretnymi rozwiązaniami konstrukcyjnymi oraz określające wpływ obecności aparatów ortodontycznych i ich elementów na pojawienie się artefaktów w badaniu MR. Kryterium wyłączenia stanowiła data publikacji przed rokiem 2000. Dodatkowo przedstawiono rekomendacje Polskiego Towarzystwa Ortodontycznego, Polskiego Towarzystwa Stomatologicznego i Polskiego Lekarskiego Towarzystwa Radiologicznego, co do przygotowania pacjenta leczonego ortodontycznie przed badaniem rezonansem

magnetycznym. Wykorzystano także, publikacje książkowe oraz artykuły z bazy Głównej Biblioteki Lekarskiej.

Omówienie i dyskusja

Wielkość artefaktów w obrazach MR, pojawiających się w związku z obecnością obiektów metalowych, zależy przede wszystkim od intensywności oraz niejednorodności pola magnetycznego, a dodatkowo od podatności magnetycznej konkretnych materiałów używanych do wykonania np. uzupełnień protetycznych czy elementów stałych aparatów ortodontycznych. Podatność magnetyczna jest jedną z właściwości fizycznych materiału i określa się ją jako stosunek odpowiedzi magnetycznej materiału na zastosowane pole magnetyczne, a matematycznie jako współczynnik proporcjonalności w równaniu określającym wielkość namagnesowania jako funkcji natężenia pola magnetycznego. Dodatkowo przewodność elektryczna (konduktancja) jest miarą podatności na przepływ prądu elektrycznego i zależy od temperatury. Opisane parametry mogą być dogodnymi wskaźnikami oceny wpływu danego materiału na obraz badania MR. Idealny materiał powinien charakteryzować się zerową przewodnością elektryczną (konduktancją) i podatnością magnetyczną identyczną z podatnością obserwowanej tkanki.¹⁴

Na powstawanie artefaktów w obrazie MR ma wpływ wartość indukcji pola magnetycznego aparatów diagnostycznych.^{12,15} W badaniu Cortes i wsp.¹² artefakty w obrazach badania MR w polu magnetycznym o indukcji 3 T były o 50% większe niż w przypadku stosowania pola 1.5 T. Obrazy sekwencji SE (echo spinowe – podstawowa sekwencja w obrazowaniu MR) prezentowały znacznie mniejsze artefakty niż obrazy sekwencji GE (echo gradientowe – technika obrazowania MR polegająca na odwróceniu gradientu sygnału). Wyniki sugerują, że sekwencje impulsów GE są bardziej czułe

na obecność metalu w porównaniu z SE. W badaniach Xu i wsp.¹⁶ porównywano pięć materiałów stosowanych powszechnie w protetyce stomatologicznej: trzy typy stopów metali (stop chromo-niklowy (CW-PA o składzie: nikiel 63-67%, chrom 20-24%, molibden 7-9%, krzemu 1-3%, beryl i kadm $\leq 0.01\%$), stop chromo-kobaltowy (Wirobond C, kobalt 61%, chrom 26%, molibden 6%, wolfram 5%, węgiel $< 2\%$, śladowe ilości krzemu, żelaza, ceru), stop metali szlachetnych (Alfa Ceramic 90: złoto 89,5%, platyna 5,8%, pallad 1,6%, srebro 1,2%, ind 0,8%, iryd 0,6%, cyna 0,3% i żelazo 0,2%) oraz tlenek cyrkonu i ceramikę (zawierała głównie tlenek krzemu, tlenek potasu, tlenek magnezu z niewielką domieszką tlenku glinu, fosforu, fluoru i tlenku cynku). Wykonano korony protetyczne z każdego badanego materiału o takich samych wymiarach. W badaniu wykorzystano różne sekwencje w polu magnetycznym kolejno o trzech wartościach indukcji (0,35T, 1,5T i 3,0T). Korona wykonana z tlenku cyrkonu nie powodowała powstania istotnych artefaktów podczas skanowania, a artefakty towarzyszące koronie ceramicznej były minimalne. Wszystkim badanym stopom metali szlachetnych towarzyszyły artefakty o różnym stopniu nasilenia, badane w podanych trzech opcjach pola magnetycznego. Powierzchnia artefaktów wzrastała wraz ze wzrostem indukcji pola magnetycznego.

Niektóre sprzeczne wyniki opublikowane w piśmiennictwie mogą wynikać z różnic w parametrach stosowanych w MR, takich jak wartość indukcji pola magnetycznego, stosowanie specyficznych sekwencji, śladowych ilości substancji ferromagnetycznych w próbkach oraz czynników geometrycznych w obrazowaniu.

Murakami i wsp.⁸ ocenili pojawianie się artefaktów towarzyszących różnym materiałom w obrębie części twarzowej czaszki. W tym celu wykonano i osadzono w fantomie sześcienny o objętości 10 mm³ i oceniono ilościowo pojawiające się w badaniu artefakty zgodnie

z normami Amerykańskiego Stowarzyszenia Badań i Materiałów (ASTM), w porównaniu z obrazem referencyjnym. Sześcianny wykonano z glinu (Al - Al 99,99%), stopu srebra (Ag 73%, Zn 10%, In 9%, Sn 8%), stopu złota typu IV (Au 71%, Cu 15%, Ag 8%, Pd 3%, Pt 2%, Ir 1%, Zn 1%), stopu złoto-palladowo-srebrowego (Au-Pd-Ag) - Ag 50%, Pd 20%, Cu 16,5%, Au 12%, Ir 1,5%, Zn 1,5%, Ga 1,5%, In 1,5%), tytanu (Ti 99,427%), stopu chromo-niklowego (Ni 78,8%, Cr 19,5%, Si 1,1%, Fe 0,4%, Al 0,2%) oraz stopu chromo-kobaltowego (Co 52%, Cr 25%, W 14%, Ga 8%, Al 1%). Obrazowanie obejmowało sekwencje: echo gradientowe (GE), szybkie echo spinowe (FSE), gradienty przywoływane w stanie ustalonym (GRASS), sekwencja gradientowa (SPGR), szybki SPGR (FSPGR), szybki obraz z wykorzystaniem stanu ustalonego (FIESTA) i obrazowanie echa planarnego (EPI). W przypadku większości materiałów, sekwencje skanowania wywoływały rosnące objętości artefaktu w następującym porządku FSE-T1/FSE-T2 < FSPGR/SPGR < GRASS/GE < FIESTA < EPI. W przypadku wszystkich sekwencji skanowania, objętości artefaktu przy stopach złota, glinie (Al), stopach srebra i złoto-palladowo-srebrowych były znacznie mniejsze niż przy pozostałych materiałach, gdzie wielkość artefaktu wzrastała odpowiednio w kierunku: Ti < Ni-Cr < Cr-Co.

Niektóre materiały stomatologiczne, zawierające w swoim składzie żelazo w MR powodują niejednorodność pola magnetycznego ponieważ materiały na bazie metali tworzą własne pole magnetyczne i zmieniają częstotliwość precesji protonów (czyli częstotliwość zmiany kierunku osi obrotu obracających się protonów) w przyległych tkankach. Elementy ferromagnetyczne sąsiadujące z badanymi tkankami wpływają na indukowane pole magnetyczne, stąd nie generują użytecznego sygnału co wiąże się z zaburzeniami obrazu MR.^{11,17,18} Wielkość pojawiających się artefaktów w głównej mierze

zależy od typu materiału (ferromagnetyczny, paramagnetyczny, diamagnetyczny), w mniejszym stopniu od rozmiaru metalowego obiektu.¹⁸

Obecność wszczepów śródkostnych oraz rodzaj suprastruktury mogą również mieć wpływ na pojawienie się zniekształceń w obrazach badania MR. *Smeets* i wsp.¹⁷ oceniali artefakty towarzyszące implantom wykonanym z: tytanu, cyrkonu i hybrydowych (tytanowo-cyrkonowych). Wszczepy tytanowe i tytanowo-cyrkonowe były źródłem rozległych artefaktów, z powodu silnej podatności, natomiast implanty cyrkonowe powodowały tylko niewielkie artefakty. Stąd, u pacjentów z implantami cyrkonowymi możliwe jest uzyskanie dobrego kontrastu obrazu i ograniczenie ryzyka wystąpienia artefaktów w badaniu MR. Podobne obserwacje przedstawia praca *Duttenhoefer'a* i wsp.¹⁹. Autorzy ocenili możliwość prawidłowej oceny miejsca implantacji przed i po zabiegu, z wykorzystaniem różnych technik w tym MR na modelu zwierzęcym. Badania potwierdziły wysoką jakość obrazu i w zasadzie brak artefaktów przy zastosowaniu implantów cyrkonowych. Badanie *Hilgenfeld* i wsp.²⁰ oceniało powstawanie artefaktów związanych z implantami zaopatrzonymi koronami protetycznymi. Wykorzystano implanty wykonane z tytanu i cyrkonu oraz korony protetyczne na podbudowach ze stopu metali szlachetnych, stopu metali nieszlachetnych, koronę ceramiczną oraz pełnokonturową z tlenku cyrkonu. Jedynie niewielką liczbę artefaktów zaobserwowano przy implantacji cyrkonowym zaopatrzonym koroną z tlenku cyrkonu. Największe artefakty towarzyszyły implantom z koronami o podbudowach ze stopu metali nieszlachetnych. Mniejsze i porównywalne z nimi artefakty zaobserwowano dla implantów tytanowych z pozostałymi trzema materiałami koron. Materiały z jakich wykonana jest suprastruktura implantu ma znaczący wpływ na powstawanie i wielkość artefaktów. Przy koronach na podbudowie ze stopów

metali szlachetnych i tlenku cyrkonu artefakty w MR są znacznie zredukowane w porównaniu z koronami zawierającymi kobalt, chrom i wolfram.

Z badań przeprowadzonych w Szpitalu Uniwersyteckim w Campinas wynika, iż najczęściej artefaktów pojawia się w badaniach MR pacjentów będących w trakcie leczenia ortodontycznego. Grupę badawczą stanowiło 1200 pacjentów chorujących na padaczkę. Po wizualnej ocenie zdjęć przez lekarzy radiologów, artefakty stwierdzono w 6% skanów, w tym aparaty ortodontyczne stanowiły 78% ogólnej liczby artefaktów, implanty stomatologiczne 18%, a korony wykonane ze stopów metali 4%. Dodatkowo w badaniu stwierdzono, że materiały amalgamatowe nie generowały artefaktów⁷. Inne źródła podają jednak, że materiały amalgamatowe mogą powodować powstawanie niewielkich artefaktów w MR.^{2,21}

Korony wykonywane ze stopów złota, substancji diamagnetycznej mogą nie być obojętne dla obrazów MR ponieważ stopy te często zawierają ślady innych metali, w tym ferromagnetycznych. Według *Eggersa* i wsp.²¹, nawet niewielkie ilości substancji ferromagnetycznej mogą powodować obszary braku sygnału. Z badań *Abbaszadeh* i wsp.⁵ wynika, że wszystkie metale wytwarzają artefakty na obrazach MR, ale w różnym stopniu. Przejawy tych artefaktów wahają się od obszarów braku sygnału do całkowitej deformacji badanej struktury. W badaniu stop złota typu III (73% Au, 2% Pd, 3% C, 2% Zn) powodował największe artefakty, pojawiające się w obrazach warstw odległych od miejsca położenia obiektu metalowego, podczas gdy w przypadku amalgamatu i wszczepów śródkostnych były one mniejsze.

Wśród źródeł znacznych artefaktów w obrazie MR wymieniane są elementy takie jak: zamki ortodontyczne, uzupełnienia protetyczne jednolicie metalowe oraz złożone (metalowo-ceramiczne) wykonane na bazie stopów metali. Natomiast materiały, takie jak ceramika i

polimery mają małą podatność magnetyczną i w obrazie MR nie wytwarzają artefaktów lub są one minimalne.¹² Jednakże w badaniu *Klinke* i wsp.²² wykazano, że nie tylko elementom na bazie metalu towarzyszy ryzyko wystąpienia artefaktów, ale także materiały niemetaliczne mogą powodować artefakty i zaburzenia w obrazach MR, jak i w badaniu CT (tomografia komputerowa). Składniki domieszkowane, takie jak trójfluorek itrebu, tlenek żelaza i tlenek lantanu, które stosowane są w materiałach kompozytowych jako środki barwiące, generują zakłócenia obrazu w CT i MR. W MR jest to spowodowane faktem, że materiały te zawierają składniki ferromagnetyczne.

Tymofiyeva i wsp.²³ w doświadczeniach in vitro i in vivo badali materiały stomatologiczne stosowane w codziennej praktyce w polu magnetycznym o indukcji 1,5 T z sekwencjami impulsowymi SE i GE. Analiza otrzymanych wyników pozwoliła na klasyfikację materiałów na podstawie podatności magnetycznej. Jako materiały w pełni kompatybilne, nie powodujące powstawania artefaktów zostały zakwalifikowane: uszczelniacz AH Plus z żywicą, cement szkło-jonomerowy, gutaperka, dwutlenek cyrkonu i niektóre kompozyty. Materiały kompozytowe Filtek Supreme XT Universal, Filtek, Supreme XT Flowable, Filtek Z250, Filtek P60 Posterior Restorative (3M ESPE) nie powodowały żadnych zakłóceń, wykazując podatność magnetyczną zbliżoną do otoczenia, natomiast materiałom Tetric Ceram, Tetric Flow (Ivoclar Vivadent) towarzyszyło pojawienie się artefaktów. Podobne wyniki odnoszące się do materiałów złożonych otrzymali *Klinke* i wsp.²² Jako kompatybilne, ale mogące powodować lokalne zakłócenia sygnału, sklasyfikowane zostały: korony z lanego złota oraz złożone (stop złota z napaloną warstwą porcelany), amalgamat, stop tytanowy i łuki ortodontyczne NiTi. Aparaty ortodontyczne ze stali nierdzewnej i próbki CoCr wykazywały najsilniejsze zakłócenia i zostały sklasyfikowane

jako niekompatybilne²². Zgodnie z wynikami badań *Chen* i wsp.²⁴ korony metalowo-ceramiczne mogą generować artefakty lokalnie w MR i mogą mieć wpływ na interpretację diagnostyczną, natomiast nie zostało potwierdzone czy mogą wpływać na jakość badania MR w rejonie odległym od zamocowanego uzupełnienia. W badaniu in vitro korona złożona na podbudowie z galwanicznego złota nie wykazywała wpływu na diagnostyczną interpretację MR. Złoto jest diamagnetykiem, a złoto otrzymywane w technice galwanoforningu w 99,99% jest „czystym złotem” bez składników domieszkowanych, o regularnej, uporządkowanej strukturze krystalicznej.

Duże problemy w trakcie badania MR mogą stwarzać elementy retencyjne dla protez typu overdenture, w szczególności magnesy. Zaczepy magnetyczne składają się z dwóch elementów: jeden montowany w obrębie zęba filarowego lub implantu, drugi w protezie ruchomej, które oddziałują między sobą poprzez pole magnetyczne. Magnesy stosowane obecnie w stomatologii to głównie stopy samarowo-kobaltowe (SmCo), przy czym najsilniejszym magneselem jest stop neodymowo-żelazowo-borowy (NdFeB). Podczas badania MR na elementy magnetyczne działają duże siły mogące powodować przemieszczenie ruchomego elementu zaczepu magnetycznego oraz zaburzyć obraz badania, czyniąc go nieczytelnym. Dlatego przed wykonaniem badania MR konieczne jest zdemonstrowanie elementów magnetycznych z obszaru badanego rejonu.²⁵ W przypadkach konstrukcji na implantach jest to czynność stosunkowo prosta, zdecydowanie trudniej usunąć element odlewany ze stopów magnetycznych zacementowany na stałe w korzeniu zęba naturalnego. *Blankenstein* i wsp.²⁶ zalecają, w przypadkach kiedy można przesunąć termin badania MR, wykonanie go dopiero po zdemonstrowaniu elementów magnetycznych przymocowanych do implantów. W nagłych przypadkach, gdy badanie jest wykonywane

ze wskazań życiowych należy poinformować pacjenta, że badanie może spowodować nieodwracalna utratę siły utrzymania magnesów. Przy czym w badaniu wspomnianych autorów utrata ta w polu magnetycznym 1,5 T wynosiła 34% dla magnesów neodymowych i około 92% dla magnesów samarowych. W polu o indukcji 3 T dochodziło do odwrócenia polaryzacji magnesów.

Ryzyko dyslokacji materiałów oraz oszacowanie stopnia zaburzeń obrazu było celem pracy *Bryll* i wsp.²⁷ Badania próbek materiałów zawierających metale: materiały do wypełnień, narzędzia endodontyczne pozostawione w kanale zęba, kostki i kulki wykonane z najczęściej używanych stopów metali, umieszczonych w pożywce żelatynowej, wykonywano w polu magnetycznym o indukcji 1,5 T. Nie wykazano przemieszczeń próbek. Oceniono natomiast, że obecność odległych artefaktów zależy od kształtu próbki danego materiału. Stopy złota i złoto-palladowe oraz amalgamat zniekształcały obraz w najmniejszym stopniu.

Dość często istnieją obawy dotyczące wykonywania zdjęć MR u osób ze stałymi, metalowymi aparatami ortodontycznymi. Dotyczą one bezpieczeństwa i skutków, jakie elementy metalowe mogą mieć na jakość diagnostyczną obrazów. Żądanie tymczasowego usunięcia elementów lub wszystkich części stałych aparatów ortodontycznych z powodu konieczności wykonania MR, nie jest rzadkością. Zagadnienia związane z bezpieczeństwem rozważane są w związku z możliwym przemieszczaniem metalowych elementów ortodontycznych i nadmiernym nagraniem materiałów przewodzących, spowodowanych interakcją z polem magnetycznym.²⁸ Badania wykazują jednak, że ruch aparatów ortodontycznych w stronę magnesu podczas skanowania w polu magnetycznym o indukcji do 3 T jest mało prawdopodobny, jeśli elementy są mocno przymocowane do zębów. Również efekty ogrzewania wskutek wzrostu temperatury nie stanowią poważnego

zagrożenia podczas konwencjonalnego MR.²⁹

Praca *Poorsattar-Bejeh* i wsp.³⁰ koncentrowała się na efektach, które najczęściej stosowane aparaty ortodontyczne mogą wywoływać w jakości obrazów MR uzyskanych z obszarów czaszkowych. Wyniki symulacji klinicznej wykazały, że nasilenie artefaktu spowodowanego przez aparaty ortodontyczne zależało od wielu czynników, z których najważniejszymi były: rodzaj materiału, ich geometria i lokalizacja oraz stosowana sekwencja obrazowania. W rezultacie obecność stali nierdzewnej w połączeniu z innymi elementami aparatów ortodontycznych z dużym prawdopodobieństwem doprowadza do rozległych artefaktów mających wpływ na wszystkie badane regiony. Obecność śladowych ilości molibdenu (Mo) w stali nierdzewnej może powodować rozległe artefakty w obszarze podniebienia, przysadki, stawu skroniowo-żuchwowego, czy obszarach czaszkowych w badaniu MR. Części aparatów wykonane ze stali nierdzewnej, ze względu na bardzo wysokie ryzyko pojawienia się artefaktów należy usunąć przed wykonaniem badania.

W badaniach *Mathew* i wsp.⁹ potwierdzono również, że czynnikami wpływającymi na powstawanie artefaktów są rozmiar, kształt oraz lokalizacja danego materiału. W wykonawstwie elementów aparatów ortodontycznych najczęściej wykorzystuje się stal nierdzewną oraz stopy: chromo-kobaltowe, niklowo-tytanowe i tytanowo-molibdenowe. Elementy wykonane z czystego tytanu nie powinny mieć wpływu na jakość obrazowania w MR, ale już stopy tytanu mogą sprzyjać pojawianiu się artefaktów, których wielkość będzie zależała od ilości pierwiastków ferromagnetycznych w stopie. Podobnie wygląda zagadnienie pojawiania się artefaktów w przypadku elementów wykonanych ze złota. Złoto nie powinno powodować artefaktów, ale stopy złota zawierające metale o właściwościach ferromagnetycznych mogą generować pojawienie się artefaktów. Badania *Aizenbud* i wsp.³¹ dotyczących, mocowanych w

jamie ustnej stałych retainerów wykonanych z 14-karatowego złota pokazują, że nie wywołują one artefaktów w badaniu MR, co oznacza, że nie ma potrzeby aby były demontowane przed wykonaniem tego typu badania.

Badania *Beau i wsp.*³² wykonane w polu magnetycznym o indukcji 1,5 T sugerują, że zamki ceramiczne z metalową szczeliną i wspornikami tytanowi oraz retainery zawierające stal powinny być usunięte tylko wtedy, gdy obszar objęty badaniem znajduje się w jamie ustnej. Natomiast zamki ze stali nierdzewnej, które powodują rozległe artefakty należy usunąć przed planowanym wykonaniem badania MR w obszarze głowy i szyi.

Materiały kompozytowe używane do łączenia zamka ortodontycznego z powierzchnią zęba mogą powodować zniekształcenia, ponieważ jak już wspomniano niektóre z nich zawierają tlenek żelaza lub inne składniki ferromagnetyczne.^{22,23,27}

Kolejnym problemem związanym z diagnostyką MR jest wzrost temperatury podczas badania. Fale radiowe wchodzą w reakcję z tkankami pacjenta i metalami, które absorbują ich energię. Podczas badania może dojść do niekontrolowanego wzrostu temperatury. Z racji niewielkich rozmiarów elementów metalowych w jamie ustnej, wzrost temperatury zwykle nie przekracza 1°C. Do znacznie większych zmian temperatury dochodzi podczas spożycia posiłków. W badaniach przeanalizowanych przez *Machaj i wsp.*³³ największy odnotowany wzrost temperatury aparatu ortodontycznego wyniósł +3,04°C, chociaż autorzy ocenili, że nie jest to wzrost niebezpieczny dla pacjenta, ponieważ nie powoduje uszkodzeń miazgi i błony śluzowej, należy jednak uprzedzić pacjenta o możliwości wystąpienia dyskomfortu podczas badania. *Hasegawa i wsp.*⁹ ocenili wzrost temperatury w konstrukcjach trzypunktowych mostów, mostów okrężnych i stałych aparatów ortodontycznych w polu magnetycznym o natężeniu 3T. Największy wzrost

temperatury dla krótkich mostów był rzędu +1,80°C, dla mostów okrężnych +1,59°C, natomiast przy aparatach największy wzrost wyniósł +2,61°C. Z tego względu autorzy ocenili, że o ile w przypadku odbudowy protetycznej wzrost temperatury tego rzędu nie stanowi ryzyka dla pacjenta, o tyle w przypadku aparatów ortodontycznych należy rozważyć zdjęcie łuków oraz dodatkowych demontowalnych elementów ferromagnetycznych. Według norm przemysłowych dla implantów wzrost temperatury nie powinien przekraczać 2°C.³³

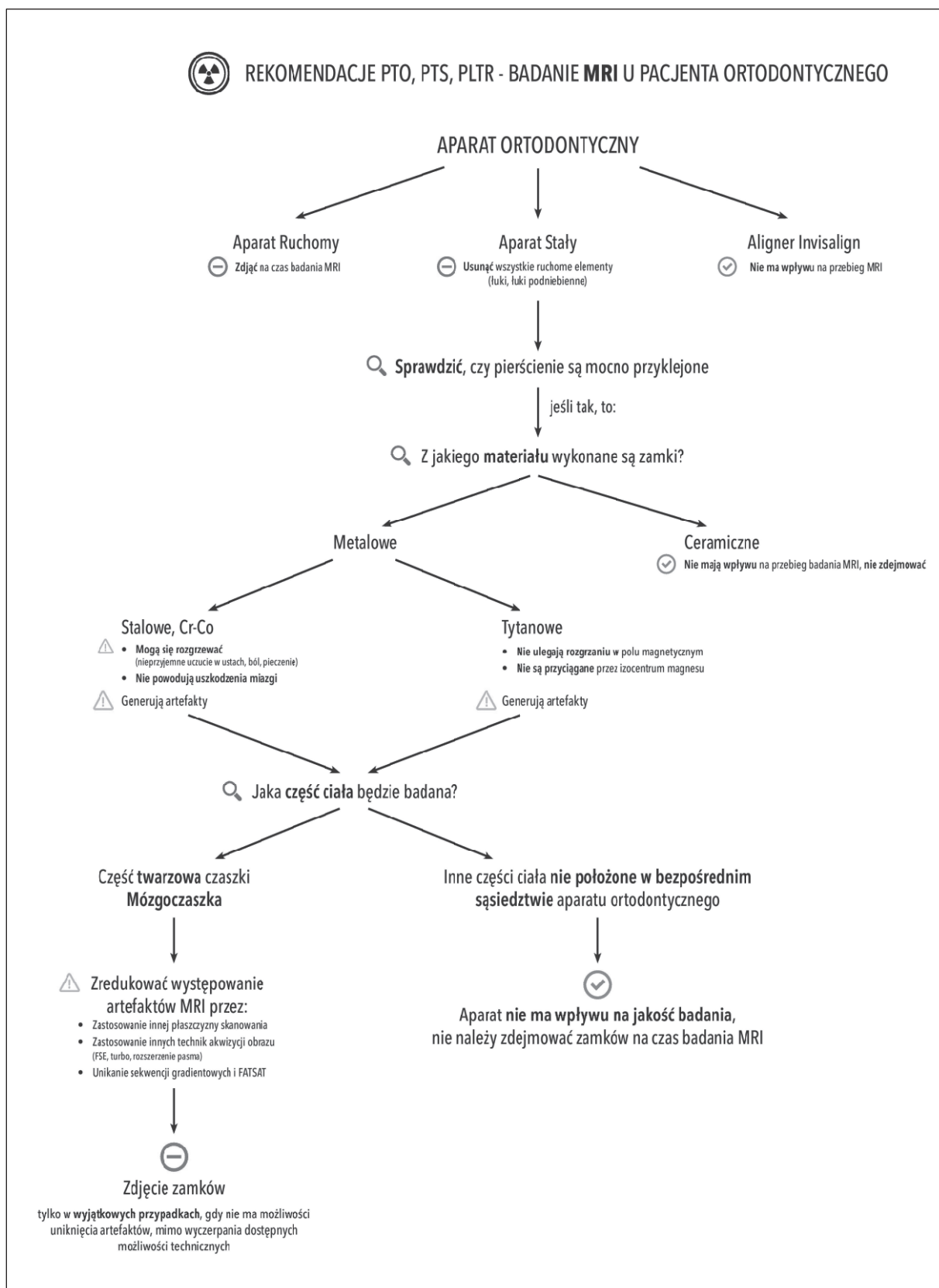
W związku z coraz częstszym kierowaniem pacjentów na badanie MR, lekarze dentyści spotykają się w swojej codziennej pracy z problemem, jak przygotować pacjentów do takiego badania. Specjalnie powołany zespół roboczy pod patronatem Polskiego Towarzystwa Ortodontycznego, Polskiego Towarzystwa Stomatologicznego oraz Polskiego Lekarskiego Towarzystwa Radiologicznego opracował algorytm postępowania z pacjentami użytkującymi aparaty ortodontyczne w celu przygotowania do badania MR.³⁴ Najważniejsze konkluzje skrótoowo można przedstawić następująco:

W związku z działaniem sił rotacyjnych i translacyjnych na aparaty ortodontyczne i retainery wykonane ze stopów ferromagnetycznych należy zdjąć elementy aparatów ortodontycznych, jeśli jest to możliwe – np. łuki.

Elementy ferromagnetyczne ulegają nagrzaniu w silnym polu elektromagnetycznym, co u niektórych pacjentów może spowodować dyskomfort na tyle duży, że nie będzie możliwe dokończenie badania.

Lekarz radiolog wykonujący badanie powinien znać techniczne możliwości zminimalizowania ilości artefaktów poprzez obrazowanie w innych płaszczyznach oraz nieużywania określonych sekwencji akwizycji obrazu.

Całkowite usunięcie aparatu ortodontycznego i retainera należy rozważyć w przypadku obrazowania tkanek bezpośrednio z nim sąsiadujących.



Ryc. 1. Rekomendacje PTO, PTS oraz PLTR w postępowaniu przygotowującym pacjenta ortodontycznego do wykonania badania MR (źródło: 34).

Tabela 1. Ocena ryzyka wystąpienia artefaktów w obrazach badania MR związanego z obecnością określonych materiałów lub elementów konstrukcyjnych na podstawie przedstawionego w artykule piśmiennictwa

Rodzaj materiału lub element konstrukcyjnego	Ryzyko pojawienia się artefaktów w badaniu MR
ceramika	minimalne ^{12,16}
tlenek cyrkonu	brak ^{16,23} lub niskie ²⁰
stop Cr-Ni	istnieje ^{16,35}
stop Cr-Co	wysokie ^{16,22,35}
stop Au	od niskiego do wysokiego, w zależności od zawartości metali domieszkowanych w stopie ^{16,22,27}
stop Au-Pd	niskie ²⁷
stop Ti	niskie ^{23,35,36}
stal nierdzewna	wysokie ^{22,23,30,32}
stopy metali nieszlachetnych (ogólnie)	wysokie ²⁰
implanty tytanowe	istnieje ¹⁷
implanty cyrkonowe	niskie ¹⁷
implanty hybrydowe	istnieje ¹⁷
konstrukcje galwaniczne	brak ²⁴
konstrukcje metal+ceramika	istnieje ^{12,24}
materiały kompozytowe	niskie lub wysokie w zależności od zawartości składników ferromagnetycznych ^{22,23}
amalgamat	niskie ^{22,23,27}
łuki NiTi	niskie ^{22,23}
retainery z 14-karatowego złota	brak ³¹

Ze względu na różny skład materiałów, z których wykonane są aparaty i retainery dostępne na rynku, ich producenci powinni opublikować badania, jak dany materiał wpływa na obrazowanie w MR.

Dla przejrzystości zespół naukowy opublikował rekomendacje dla pacjentów ortodontycznych badanych MR (ryc. 1).³⁴

Nie jest możliwa jednoznaczna ścisła klasyfikacja materiałów dentystycznych

zawierających metale, wyłącznie na podstawie pierwiastków składowych i ich właściwości, bez określania parametrów badania MR, obszaru obrazowania i oczekiwanej geometrii obiektu.¹⁴ W tabeli 1 przedstawiono podsumowanie dotyczące ryzyka wystąpienia artefaktów w obrazach badania MR związanych z różnymi materiałami oraz elementami konstrukcyjnymi. Zniekształcenia obrazu mogą prowadzić do nieprawidłowej diagnozy lub

mogą spowodować, że będzie on całkowicie nieczytelny. Dlatego stale prowadzi się badania mające na celu opracowanie sekwencji jak najmniej wrażliwej na pojawianie się artefaktów.^{37,38} Jedną z takich z takich sekwencji jest UTE (ultrakrótki czas echo), którą oceniono jako przydatną w stomatologii.³⁹⁻⁴¹ Ze względu na bardzo krótki czas echo i korzystanie z sygnału o szerokim paśmie częstotliwości radiowej oczekuje się, że skanowanie UTE ograniczy możliwość pojawiania się artefaktów. W chwili obecnej technika ta jednak pozostaje nadal w fazie badań laboratoryjnych.

Wnioski

Coraz szersze wykorzystanie badania metodą tomografii rezonansu magnetycznego w celach diagnostycznych w stomatologii wyznacza nowe wymagania dotyczące zgodności materiałów dentystycznych. Lekarz powinien posiadać wiedzę o możliwych źródłach artefaktów i uwzględniać te informacje przy wyborze materiału uzupełnień protetycznych oraz przekazywaniu odpowiedniej informacji dla technika.

Materiały, z których będą wykonywane uzupełnienia protetyczne powinny być dobierane nie tylko pod względem ich zgodności biologicznej, funkcjonalnej i estetycznej, ale także z uwzględnieniem czy wytwarzają artefakty w MR. Dlatego konstrukcje galwano-ceramiczne powinny być częściej brane pod uwagę w planowaniu leczenia protetycznego. Jeśli natomiast konieczne jest użycie w odbudowach protetycznych materiałów, o których wiadomo, że są źródłem dużych luk sygnału i pojawienia się zniekształceń, powinny być one ograniczone do wykorzystania w wykonawstwie uzupełnień ruchomych.

W przypadku leczenia ortodontycznego, lekarze prowadzący powinni stosować się do rekomendacji PTO, PTS i PTLR, aby zminimalizować ryzyko wystąpienia ewentualnych

artefaktów, mających wpływ na prawidłową interpretację obrazów MR.

Piśmiennictwo

1. *Pruszyński B* (pod red.): Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań. PZWL Warszawa 2016.
2. *Różyło TK, Różyło-Kalinowska I*: Radiologia Stomatologiczna. PZWL Warszawa 2007.
3. *Karpowicz J, Gryz K, Politański P, Zmysłony M*: Narażenie na pole magnetostatyczne i zagrożenia zdrowia przy obsłudze skanerów rezonansu magnetycznego. *Med Pr* 2011; 62, 3: 309-321.
4. *Pęczkowiak P*: Podstawy fizyczne i historia obrazowania metodą rezonansu magnetycznego. *Wszechświat* 2012; 10-12: 292-302.
5. *Abbaszadeh K, Heffez LB, Mafee MF*: Effect of interference of metallic objects of interpretation of T1-weighted magnetic resonance images in maxillofacial region. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000; 89: 759-765.
6. *Marincaş C, Mada M, Rotaru D, Carpenter A, Ciupa R*: Evaluation of radio frequency – induced heating near fixed orthodontic appliances during MRI examination at 3 Tesla. *Mediamira Science Publisher* 2013; 54: 72-75.
7. *Costa ALF, Appenzeller S, Yasuda C-L, Pereira FR, Zanardi VA, Cendes F*: Artifacts in brain magnetic resonance imaging due to metallic dental objects. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009; 14: 278-282.
8. *Murakami S, Verdonschot RG, Kataoka M, Kakimoto N, Shimamoto H, Kreiborg S*: A standardized evaluation of artefacts from metallic compounds during fast MR imaging. *Dentomaxillofac Radiol* 2016; 8: 20160094.
9. *Hasegawa M, MiYata K, Abe Y, Ishigami T*: Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20120234.

10. *Dill T*: Contraindications to magnetic resonance imaging. *Heart* 2008; 94: 943-948.
11. *Mathew CA, Maller S, Maheshwaran*: Interaction between magnetic resonance imaging and dental material. *J Pharm Bioallied Sci* 2013; 5: 113-116
12. *Cortes ARG, Abdala-Junior R, Weber M, Arita ES, Ackerman L*: Influence of pulse sequence parameters at 1.5 T and 3.0 T on MRI artefacts produced by metal–ceramic restorations. *Dentomaxillofac Radiol* 2015; 44, 20150136.
13. *Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M, Uwano I, Kihara H, Kondo H*: Impact of the Static and Radiofrequency Magnetic Fields Produced by a 7 T MR Imager on Metallic Dental Materials. *Magn Reson Med Sci* 2016; 15 (1): 26-33.
14. *Starckova J, Starck Jr Z, Hubalkova H, Linetskiy I*: Magnetic susceptibility and electrical conductivity of metallic dental materials and their impact on MR imaging artifacts dental materials. *Dent Mater* 2008; 24: 715-723.
15. *Cao Z, Chen LL, Gong XY*: Artefacts from dental metal alloys in magnetic resonance imaging. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*; 2008, 88 (26): 1855-1858.
16. *Xu Y, Yu R*: Comparison of magnetic resonance imaging artifacts of five common dental materials. *West China Journal of Stomatology* 2015; 33, 3: 230-233.
17. *Smeets R, Schöllchen M, Gauer T, Aarabi G, Assaf AT, Rendenbach C, Beck-Broichsitter B, Semmusch J, Sedlacik J, Heiland M, Fiehler J, Siemonsen S*: Artefacts in multimodal imaging of titanium, zirconium and binary titanium-zirconium alloy dental implants: an in vitro study. *Dentomaxillofac Radiol* 2017; 46, 2: 20160267.
18. *Destine D, Mizutani H, Igarashi Y*: Metallic artifacts in MRI caused by dental alloys and magnetic keeper. *Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 2008; 52, 2: 205-210.
19. *Duttenhoefer F, Mertens M, Vizkelety J, Gremse F, Stadelmann V, Sauerbier S*: Magnetic resonance imaging in zirconia-based dental implantology. *Clin Oral Impl Res* 2015; 26, 1195-1202.
20. *Hilgenfeld T, Prager M, Schwindling FS, Heil A, Kuchenbecker S, Rammelsberg P, Bendszus M, Heiland S*: Artefacts of implant-supported single crowns – Impact of material composition on artefact volume on dental MRI. *Eur J Oral Implantol* 2016; 9, 3: 301-308.
21. *Eggers G, Rieker M, Kress B, Fiebach J, Dickhaus H, Hassfeld S*: Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. *MAGMA* 2005; 18: 103-111.
22. *Klinke T, Daboul A, Maron J, Gredes T, Puls R, Jaghsi A*: Artifacts in magnetic resonance imaging and computed tomography caused by dental materials. *Public Library of Science One* 2012; 7: e31766.
23. *Tymofiyeva O, Vaegler S, Rottner K*: Influence of dental materials on dental MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42: 20120271.
24. *Chen D, Wu G, Wang Y*: Influence of galvanoceramic and metal-ceramic crowns on magnetic resonance imaging. *Chin Med J* 2010; 123, 2: 208-211.
25. *Blądek-Grzelczak K, Sporny S*: Precyzyjne elementy retencyjne stosowane w protezach overdentures w żuchwie wspartych na śródkostnych wszczepach dentystrycznych. *Folia Med Lodz* 2012; 39, 1: 51-59.
26. *Blankenstein FH, Truong B, Thomas A, Boeckler A, Peroz I*: Influence on flux density of intraoral dental magnets during 1.5 and 3.0 tesla MRI. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr* 2011; 183, 8: 727-734.
27. *Bryll A, Urbanik A, Chrzan R, Jurczak A, Kwapińska H, Sobiecka B*: MRI disturbances caused by dental materials. *Neuroradiol J* 2007; 1: 9-17.

28. Wylezinska M, Pinkstone M, Hay N, Scott AD, Birch MJ, Miquel ME: Impact of orthodontic appliances on the quality of craniofacial anatomical magnetic resonance imaging and real-time speech imaging. *Eur J Orthod* 2015; 2: 1-8.
29. Gorgulu S, Ayyildiz S, Kamburoglu K, Gokce S, Ozen T: Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2014; 43: 20130356.
30. Poorsattar-Bejeh Mir A, Rahmati-Kamel M: Should the orthodontic brackets always be removed prior to magnetic resonance imaging (MRI)? *J Oral Biol Craniofac Res* 2016; 6, 2: 142-152.
31. Aizenbud D, Hazan-Molina H, Einy S, Goldsher D: Craniofacial magnetic resonance imaging with a gold solderfilled chain-like wire fixed orthodontic retainer. *J Craniofac Surg* 2012; 23: 654-657.
32. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S: Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 2015; 37, 1: 105-110.
33. Machaj K, Pardus A, Zielińska E: Ocena wpływu materiałów stosowanych w ortodontcji na powstawanie artefaktów oraz na bezpieczeństwo pacjenta podczas rezonansu magnetycznego – przegląd piśmiennictwa. *Forum Ortod* 2015; 11: 210-219.
34. Różyło-Kalinowska I: Rekomendacje PTO, PTS, PLTR dotyczące badania MRI u pacjenta ortodontycznego. *Mag Stomatol* 2017; 5: 96-97.
35. Wang W, Jiang B, Wu X, Sun J-J: Influences of three types of dental ceramic alloys on magnetic resonance imaging. *Acta Academiae Medicinae Sinicae* 2010; 32, 3, 276-279.
36. Savane S, N'Dindin AC, N'Dindin GB, Kouame PA, Doyon D: Artifacts induced by dental reconstruction materials: the case of titanium. *Odontostomatol Trop* 2001; 24, 95: 33-37.
37. Hilgenfeld T, Prager M, Heil A, Schwindling FS, Nittka M, Grodzki D, Rammelsberg P, Bendszus M, Heiland S: PETRA, MSVAT-SPACE and SEMAC sequences for metal artefact reduction in dental MR imaging. *European radiology*; 2017-Jul-11 (Epub 2017 Jul 11).
38. Zho S-Y, Kim M-O, Lee K-W, Kim D-H: Artifact reduction from metallic dental materials in T1-weighted spin-echo imaging at 3.0 tesla. *JMRI* 2013; 37, 2: 471-478.
39. Rasche V, Hofmann Ch, Maschaka R, Ulrici J, Hell E, Haller B, Boujraf S: The application of ultra-short time MRI (UTE) of the structural assessment of dental hard tissue components. *Biomedical Engineering for audiology, ophthalmology, emergency and dental medicine* 2009; 25, 11: 65-67.
40. Bracher AK, Hofmann C, Bornstedt A, Hell E, Janke F, Ulrici J, Haller B, Geibel MA, Rasche V: Ultrashort echo time (UTE) MRI for the assessment of caries lesions. *Dentomaxillofac Radiol* 2013; 42, 6: 20120321.
41. Grosse U, Syha R, Papanikolaou D, Martirosian P, Grözinger G, Schabel C, Schick F, Springer F: Magnetic resonance imaging of solid dental restoration materials using 3D UTE sequences: visualization and relaxometry of various compounds. *MAGMA* 2013; 26, 6: 555-64.

Zaakceptowano do druku: 26.10.2017 r.

Adres autorów: 02-006 Warszawa, ul. Nowogrodzka 59.

© Zarząd Główny PTS 2017.