

ABSTRACT

INTRODUKTION - Formålet med dette studie var at måle den faktiske opvarmning og den magnetiske tiltrækning af et bredt udvalg af almindeligt forekommende tandmaterialer i en 1.5 Tesla MR-scanner.

MATERIALE OG METODER - 21 almindeligt forekommende metalliske tandmaterialer blev testet for både stærk og svag magnetisk tiltrækning. Radiofrekvent opvarmning blev målt med et fiberoptisk termometer med materialet anbragt i et knogle-/muskelfantom.

RESULTATER - To materialer havde kraftig magnetisk tiltrækning med en afbøjningsvinkel $> 45^\circ$. Tre materialer havde svag magnetisk tiltrækning, så de flyttede sig i en bakke med mel, når den blev bragt ind i magnetskanneren. En halvcirkelformet tandbøjle viste temperaturstigning på $0,8^\circ\text{C}$, og temperaturen stabiliserede sig med en maksimumstigning på $1,4^\circ\text{C}$ efter flere scanninger.

KONKLUSION - Størstedelen af de testede metalliske tandmaterialer var MR-sikre og havde hverken opvarmning eller magnetisk tiltrækning. Som hovedregel behøver almindelige tandmaterialer ikke at blive fjernet før MR-scanning. Hvorvidt det kan blive nødvendigt at fjerne tandmaterialer, skal baseres på en objektiv vurdering af, om metalartefakter i nærområdet kan umuliggøre klinisk vigtig billeddannelse.

EMNEORD Equipment safety | magnetic resonance imaging | dental materials | risk management



Korrespondanceansvarlig førsteforfatter:
FINN KRISTIAN MATHIESEN
finn@pacs.dk

MR-sikkerhed ved almindelige tandmaterialer

FINN KRISTIAN MATHIESEN, overlæge, speciallæge i diagnostisk radiologi, Røntgenafdelingen, Vejle Sygehus, Sygehus Lillebælt

HANNE HINTZE, tandlæge, dr.odont., ph.d., Specialtandlægerne, Seedorffs Stræde, Aarhus

MALENE ROLAND PEDERSEN, postdoc, ph.d., Institut for Regional Sundhedsforskning, Syddansk Universitet og Røntgenafdelingen, Vejle Sygehus, Sygehus Lillebælt

Denne artikel er tidligere publiceret i 1) Radiografen 2018;46:16-9 (Danmark) og Hold Pusten 2018;45:16-9 (Norge).

Tandlægebladet 2020:124:326-32

M

MAGNETISK RESONANS SCANNING (MR) er en veletableret billeddiagnostisk modalitet, der anvendes ved et bredt udvalg af kliniske problemstillinger. Selve skanneren består af en meget kraftig magnet og en række gradientspoler, der kan modificere magnetfeltet, samt af et udvalg af spoler, der virker som antenner, hvor man

med radiobølger kan sende et signal og modtage et ekko. Groft sagt er det en blanding af en stærk magnet, en induktionsplade og en mikrobølgeovn. Det er ikke alle materialer, der kan komme ind i en sådan scanner, da de anvendte radiofrekvenser (RF) vil kunne opvarme materialer og væv til gene for patienten, ligesom en stærk magnetisk tiltrækning vil kunne skade eller dislocere materialet. Tandbøjler er halvcirkler og dermed delvise spoler, hvori der vil kunne induceres strøm pga. de hurtigt skiftende gradientmagnetfelter i MR-skanneren. Metalliske tandmaterialer ændrer magnetfeltet og afstedkommer lokale artefakter, der kan vanskeliggøre billeddannelse i nærområdet (1), og det hænder, at de må fjernes forud for MR-undersøgelser. Det er tidskrævende og ubehageligt for patienten at få fjernet tandmaterialerne, og hvis det ikke er muligt, kan patienten blive udelukket fra en ønsket MR-scanning.

MR-sikkerheden af tandmaterialer er kun beskedent behandlet i offentliggjorte artikler (2-6) og på internettet (7). Alligevel er det et tilbagevendende problem i daglig klinisk praksis. Kliniske MR-scannere bruger magnetfelter mellem 0,5 og 3 Tesla – et nyligt studie i en forskningsscanner på 7 Tesla viste, at de fleste tandmaterialer kun blev opvarmet mindre end $1,5^\circ\text{C}$ (8).

Formålet med dette studie var at måle den faktiske opvarmning og den magnetiske tiltrækning af et bredt udvalg af almindeligt forekommende tandmaterialer i en 1.5 Tesla MR-scanner.

MATERIALE OG METODER

MR-scanner

Der blev anvendt en Philips Achieva 1.5 Tesla MR-scanner. Tre fjerdedele af verdens MR-scannere har denne feltstyrke eller mindre. Der er begyndt at komme flere 3.0 Tesla scannere i Danmark, men der var ikke en til rådighed på studietidspunktet.

Metalliske tandmaterialer

I alt blev der inkluderet 21 forskellige almindeligt anvendte metalliske tandmaterialer. Alle blev individuelt testet for mag-

netisk tiltrækning og radiofrekvensopvarmning (Tabel 1) for at afgøre, om det ville være nødvendigt at fjerne dem før en MR-scanning.

Bedømmelse af magnetisk tiltrækning

Stærk magnetisk tiltrækning på hvert af de 21 tandmaterialer blev bedømt ved at anbringe det enkelte materiale i en plasticpose og langsomt føre posen hen imod scanneråbningen. Hvis posen blev tiltrukket, så vinklen oversteg 45°, viste det, at den magnetiske tiltrækning var kraftigere end jordens tyngdefelt, og materialet blev vurderet til at være for magnetisk til, at det kunne komme ind i scanneren (9).

Svag magnetisk tiltrækning blev bedømt ved at anbringe tandmaterialerne i en bakke med durum hvedemel og køre bakken ind til centrum af magneten og ud igen – man kunne ►

Informationer om de 21 dentalmaterialer

Nummer	Handelsnavn (materiale)	Producent	Indhold	Magnetisk tiltrækning	Udgangstemperatur	Efter TSE	Efter B_FFE	Total Δ
1	DYNA EFM Alloy	DYNA DENTAL ENGINEERING BV	60 % palladium, 36,8 % kobolt, 1 % platin, 2,2 % andet	Stærk	IM	IM	IM	IM
2	Wirobond®C	BEGO Bremer Goldschlaegerei, Bremen, Germany	63,3 % kobolt, 24,8 % krom, 5,1 % molybdæn, 5,3 % wolfram	Ingen	23,5	22,9	22,1	- 1,4
3	Machined Implant	Branemark® Nobel Biocare, Zürich, Switzerland	titan (CP-4)	Ingen	22,1	21,6	21,4	- 0,7
4	Abutment and screw	Branemark® Nobel Biocare, Zürich, Switzerland	90 % titan, 6 % aluminium, 4 % vanadium	Ingen	21,9	21,1	21,1	- 0,8
5	TiUnite Implant	Nobel Biocare®, Zürich, Switzerland	titan (CP-1)	Ingen	20,9	20,4	20,4	- 0,5
6	Titanium Abutment	Nobel Biocare®, Zürich, Switzerland	90 % titan, 6 % aluminium, 4 % vanadium	Ingen	21,0	20,7	20,5	- 0,5
7	Internal metallic fixation	Biomet® Microfixation, Jacksonville, Florida, USA	titan	Ingen	20,7	20,4	20,3	- 0,4
8	Fixation cross-drive screw	Biomet® Microfixation, Jacksonville, Florida, USA	titan	Ingen	21,7	20,3	20,2	- 1,5
9	Ligature wire	Remanium® Dentaaurum, Ispringen, Germany	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Ingen	21,2	20,3	20,2	- 1,0

Tabel fortsættes på næste side

Num- mer	Handels- navn (materiale)	Producent	Indhold	Mag- netisk tiltræk- ning	Udgangs- tempera- tur	Efter TSE	Efter B_FFE	Total Δ
10	Poly J jaw Plate	Dansk Ædelmetal A/S, Farum, Denmark	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Ingen	20,7	20,1	20,2	- 0,5
11	Aluminium cap	M+W Dental, Büdingen, Germany	99,5 % aluminium	Ingen	21,4	21,3	21,3	- 0,1
12	Bonding brackets	Ultraminitrim® Dentaurum, Ispringen, Germany	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Ingen	21,9	22,0	21,9	0,0
13	Reamer Bioline 4C27A	Dentatus AB, Spånga, Sweden	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Svag	20,9	20,7	20,6	- 0,3
14	Dentatus surtex root pin	Dentatus AB, Spånga, Sweden	Titan (CP-1)	Ingen	20,9	20,5	20,4	- 0,5
15	Para-pulpal MAX® 021 pin	Coltène Whaledent Inc., JT, USA	90 % titan, 6 % aluminium, 4 % vanadium	Ingen	20,9	20,8	20,9	0,0
16	K-flex 45 file	Kerr, Scafati, Italy	70 % jern, 19 % krom, 9 % nikkel, 1 % magnesium	Svag	21,3	21,3	21,3	0,0
17	Root canal file F3	Protaper®, Densply, Ballaigues, Switzerland	55 % nikkel, 45 % titan	Ingen	21,6	21,5	21,5	-0,1
18	Aarhus anchorage screw	Medicon Instrumente, Tuttlingen, Germany	90 % titan, 6 % aluminium, 4 % vanadium	Ingen	21,8	21,7	21,8	0,0
19	Lingual retainer wire	Reliance Orthodontic Products Inc., Itasca, IL, USA	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Ingen	21,9	21,8	21,8	-0,1
20	Herbst appliance IV-set	Herbst® Dentaurum, Ispringen, Germany	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Stærk	IM	IM	IM	IM
21	Orthos preformed archwire	Ormco, Glendora, California, USA	rustfri stål (ca. 70 % jern, 18 % krom, 10 % nikkel)	Svag	19,9	20,2	20,7	0,8

IM= Ikke målt, da kraftig magnetisk tiltrækning umuliggjorde scanninger.

Table 1. Information om de 21 dentalmaterialer, deres magnetiske tiltrækning og forskel i temperatur efter T2W_TSE og B_FFE sekvenserne.

Table 1. Information on the 21 dental materials, their magnetic attraction and temperature difference according to the T2W_TSE and B_FFE sequences.

derefter se, hvor meget det enkelte tandmateriale havde flyttet sig i melet.

Bedømmelse af radiofrekvent opvarmning

Radiofrekvent induktionsopvarmning af tandmaterialerne blev objektivt målt med et fiberoptisk termometer (LumaSense™ Technologies, Frankfurt, Germany) direkte forbundet med hvert tandmateriale under MR-scanningen. For at simulere forholdene i mandiblen blev materialerne anbragt på et fantom bestående af en tørret human fingerknogle omgivet af et stykke

Fantomopstilling



Fig. 1. I et kyllingebryst anbragt i MR-scannerens hovedspole er tandmaterialet placeret på en human fingerknogle og varmesensoren tilhæftet.

Fig. 1. Shows the chicken breast phantom with a dental object placed directly on a dry human finger bone specimen and connected to the thermal probe.

Tandmaterialer 1-12



Fig. 2. For yderligere oplysninger om materialerne henvises til Tabel 1.
Fig. 2. For more information concerning the materials, see Table 1.

klinisk relevans

Tandlæger bliver jævnligt spurgt, om tandmaterialer skal fjernes før MR-scanning eller bliver bedt om at fjerne fx tandbøjler, da de som halvcirkler kan inducere strøm og dermed varme i det vekslende gradientfelt under en MR-scanning. Dette studie har undersøgt en række almindeligt forekommende tandmaterialer for at kunne give svar på om det er nødvendigt at fjerne materialerne inden MR-scanning.

kyllingebryst. Fantomet blev anbragt i scannerens hovedspole (Fig. 1). Materialets temperatur blev kontinuerligt målt under scanningerne. Alle materialer blev udsat for to forskellige MR-sekvenser med en samlet scanningstid på 13 minutter og 43 sekunder.

Valg af MR-sekvenser

En T2-vægtet Turbo Spin Echo (TSE) sekvens med en høj Specifik Absorptions Rate (SAR) blev valgt for at inducere vævsopvarmning (TR/TE 3000/120 ms, scanningstid 5,27 min, SAR < 3,4 W/kg) og en Balanceret Fast Field Echo (B_FFE) blev valgt for at skabe mest mulig induktion i metal materialet (TR/TE 9,7/4,9 ms, flip vinkel 50°, scanningstid 8,16 min, SAR 1,3 W/Kg). Begge er almindeligt forekommende sekvenser ved kliniske scanninger i hoved- og halsområdet.

RESULTATER

De undersøgte tandmaterialer er nummereret og vist på Fig. 2 og Fig. 3. Yderligere oplysninger om materialerne samt resultatet af temperaturmålinger og magnetisk tiltrækning er vist i Tabel 1.

Tandmaterialer 13-21

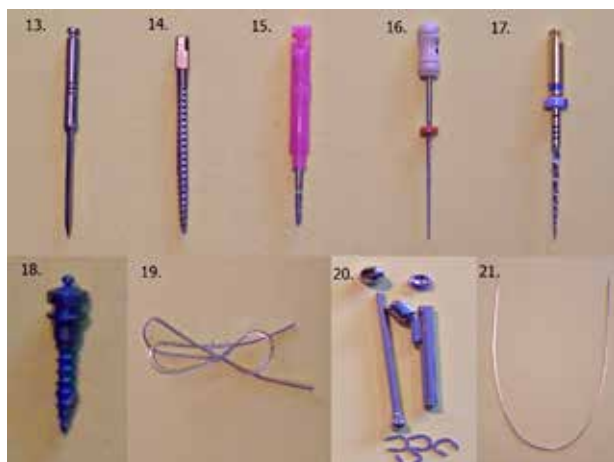


Fig. 3. For yderligere oplysninger om materialerne henvises til Tabel 1.
Fig. 3. For more information concerning the materials, see Table 1.

Svag magnetisk tiltrækning

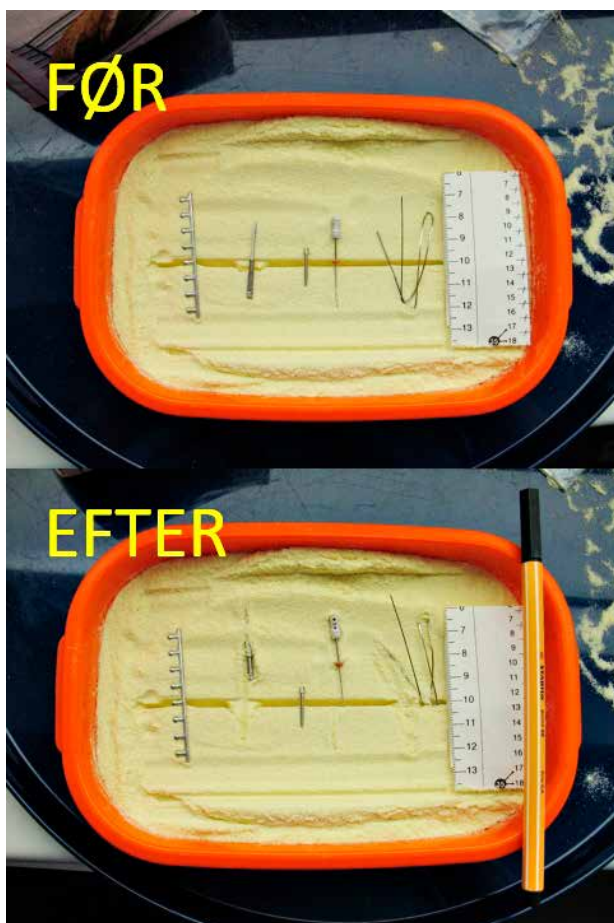


Fig. 4. Tandmaterialer før og efter skålen har været inde i centrum af magnetfeltet. Materialer med svag magnetisk tiltrækning har flyttet sig i melet. (13, 16 og 21).

Fig. 4. Shows metallic dental objects before and after they were placed in the centre of the MRI scanner. Objects with a weak magnetic attraction force have physical movement in the flour tray (dental object no. 13, 16, and 21).

To af tandmaterialerne havde en stærk magnetisk tiltrækning (afbøjningsvinkel $> 45^\circ$) og kunne ikke anbringes i scanneren; derfor foreligger der ikke temperaturmålinger på materiale nr. 1 og nr. 20.

Tre af tandmaterialerne havde svag magnetisk tiltrækning, som viste sig ved, at de flyttede sig i melbakken, når bakken blev kørt ind og ud af scanneren (materiale nr. 13, 16 og 21). På Fig. 4 er positionen efter forsøget markeret med en kuglepen på bakkens kant.

En stålbracketwire anbragt i en halvcirkel (materiale nr. 21) viste en temperaturstigning på $0,8^\circ\text{C}$.

I alt havde fire af tandmaterialerne uændret temperatur under MR-scanningen, 14 materialer havde lette temperaturfald, sandsynligvis fordi der inde i scanneren er en afkølingsblæser, som ikke kunne slås fra.

Da kun materiale nr. 21 – tandbøjlen – udviste en temperaturstigning, udførte vi yderligere B_FFE-sekvenser for at se, hvor meget vi kunne opvarme den. Efter yderligere tre sekvenser stabiliserede temperaturen sig på en maksimalstigning på $1,4^\circ\text{C}$ med en samlet scanningstid på 38 minutter og 31 sekunder.

DISKUSSION

Før undersøgelse i en MR-scanner er det nødvendigt af bedømme, om patienten har metalliske materialer i kroppen, herunder tandmaterialer, der ikke er MR-sikre. I dette studie har vi udsat en række almindeligt forekommende tandmaterialer for almindeligt forekommende MR-sekvenser.

Jævnligt bliver patienter med metalliske tandmaterialer afvist til MR-scanninger specielt i hoved- og halsregionen og bliver bedt om at få materialerne fjernet, før de må komme ind i scanneren. Dette er både tidskrævende, ubehageligt og dyrt, og det forsinker udførelsen af scanningen.

Dette studie viste, at der ikke er nogen sikkerhedsmæssige problemer ved de mest almindelige tandmaterialer, som derfor uden problemer kan komme ind i en MR-scanner. Dette er i overensstemmelse med studier udført med 3.0 Tesla og 7.0 Tesla-scannere. (6,8,10-12).

Den halvcirkelformede bracketwire (materiale nr. 21) viste en temperaturstigning efter første sæt scanninger på $0,8^\circ\text{C}$ og opnåede en maksimal temperaturstigning på $1,4^\circ\text{C}$ efter yderligere tre sekvenser. I teorien giver helt eller delvist cirkelformede metalobjekter grund til bekymring, da de kan opføre sig som induktionsspoler og derfor blive opvarmet af de skiftende gradienter under MR-scanningen. Men en maksimal temperaturstigning på $1,4^\circ\text{C}$ er indenfor den daglige variation i kropstemperaturen, og der er derfor ingen grund til at fjerne tandbøjler før MR-scanning på grund af risiko for opvarmning. Dette er i overensstemmelse med andre studier (11,13).

Den MR-relaterede vævsopvarmning måles som den gennemsnitlige Specifikke Absorption Rate (SAR) pr. vægtenhed og bliver rutinemæssigt estimeret ved kliniske MR-undersøgelser.

Men SAR er ikke et godt mål for den ikke vævsrelaterede opvarmning af metalliske tandmaterialer. Yderligere måles SAR forskelligt af de enkelte MR-leverandører (14,15). Eriksson og Albrektsson har i dyrestudier vist, at opvarmning til $44-47^\circ\text{C}$ ($7-10^\circ\text{C}$ over normal kropstemperatur) kan give alveolær knoglenekrose (16). Andre studier har kun fundet svage temperaturstigninger ved MR-scanning af metalmaterialer (3,6,11). Vi fandt ingen klinisk betydende temperaturstigninger ved de mest almindelige tandmaterialer.

Et andet sikkerhedsproblem er muligheden for mekanisk dislocering af tandmaterialerne på grund af magnetisk tiltrækning med mulig vævsskade til følge. Denne magnetiske tiltrækning er proportional med det statiske magnetfelts styrke samt masse, form og magnetiske egenskaber ved materialerne. I henhold til American Society for Testing and Materials (ASTM) internationale standard betegnes et metalobjekt som sikkert, hvis det i et statisk magnetfelt har tiltrækning mindre end tyngdekraften, altså at afbøjningsvinklen i feltet er mindre end 45° (9).

Vi havde to tandmaterialer, et anker fremstillet af en palladium-kobolt-legering og et Herbst apparat af stål, der begge havde afbøjningsvinkler på over 45°, og der blev ikke foretaget MR-scanninger på disse materialer. Palladium er stærkt paramagnetisk og kan anvendes som anker til fastholdelse af tandproteser med små magneter. Rustfrit stål er normalt ikke paramagnetisk, men materialet i Herbst apparatet må indeholde jerndele, som er.

Vi fandt tre tandmaterialer med svag magnetisk tiltrækning. Sædvanligvis vil disse materialer være fastcementeret eller en del af en fast protese, som er fikseret til tænder eller tandrødder, cementen vil være stærk nok til at forhindre bevægelser. Alle materialer med en afbøjningsvinkel på under 45° vil derfor kunne MR-scannes uden problemer.

En svaghed i vores studie har været, at RF-opvarmningen blev målt i et fantom og ikke direkte in vivo i munden på et menneske. Men vores fantom bestående af knogle og muskel var tilstræbt en fysisk lighed med mandiblen.

Studiet blev udført i en 1.5 Tesla-scanner, der er den mest udbredte til klinisk brug, og tandmaterialer, der er MR-sikre ved denne feltstyrke, kan dog være usikre ved 3.0 Tesla.

Styrken ved vores studie er vores fokus på praktisk betydende MR-sikkerhed og det store antal almindeligt forekommende

tandmaterialer, så resultatet vil være brugbart for tandlæger og røntgenpersonale.

Metalmaterialer vil altid give forvrængning af magnetfeltet og skabe artefakter på MR-billederne, som vil kunne umuliggøre diagnostik i nærområdet. Det kan derfor være nødvendigt at fjerne dem, hvis de er kritiske for diagnostik i hoved- og halsområdet.

KONKLUSION

Ikke alle tandmaterialer er MR-sikre, men størstedelen af de testede almindeligt forekommende materialer kunne uden problemer MR-scannes, da de hverken havde betydende magnetisk tiltrækning eller blev opvarmet. Som hovedregel behøver tandmaterialer derfor ikke at blive fjernet før MR-scanning. En beslutning om evt. fjernelse af et tandmateriale skal derfor baseres på, om billedartefakter fra materialet udgør en klinisk betydende hindring for diagnostik (17).

TAK

Røntgenafdelingen, Vejle Sygehus, en del af Sygehus Lillebælt, takkes for lån af MR-scanner. ♦

ABSTRACT (ENGLISH)

MRI SAFETY IN COMMON DENTAL MATERIALS

INTRODUCTION - This study evaluates the thermal effect and risk of magnetic displacement force induced by a 1.5 T MRI on a broad range of commonly used dental objects.

MATERIAL AND METHODS - In a 1.5 Tesla MR scanner, 21 different commonly used metallic dental objects were tested for strong and weak magnetic displacement force. RF heating was measured with a fibre optic probe thermometer with the dental object placed in a bone and soft tissue phantom.

RESULTS - Two objects had a strong magnetic attraction with a deflection angle > 45°. Three metallic dental objects had a weak magnetic attraction force showing movement in a flour

tray, when brought into the magnet. A semicircle steel orthodontic bracket wire showed a temperature increase of 0.8° C and the temperature stabilized at an increase of maximum 1.4° C after additional scans.

CONCLUSION - The majority of the tested metallic dental objects were MRI safe, and showed no magnet attraction or temperature heating. In general, dental objects do not need to be removed before an MRI examination due to RF induced heating. Decision to remove dental objects should be based on the objects composition and an objective evaluation on the risk of clinically relevant image artefact.

LITTERATUR

1. Pauchard Y, Smith MR, Mintchev MP. Improving geometric accuracy in the presence of susceptibility difference artifacts produced by metallic implants in magnetic resonance imaging. *IEEE Trans Med Imaging* 2005;24:1387-99.
2. Shellock FG. Metallic neurosurgical implants: Evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5-Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2001;14:295-9.
3. Shellock FG, Crues JV. MR procedures: biologic effects, safety, and patient care. *Radiology* 2004;232:635-52.
4. Klocke A, Kemper J, Schulze D et al. Magnetic field interactions of orthodontic wires during magnetic resonance imaging (MRI) at 1.5 Tesla. *J Orofac Orthop* 2005;66:279-87.
5. Beau A, Bossard D, Gebeile-Chauty S. Magnetic resonance imaging artefacts and fixed orthodontic attachments. *Eur J Orthod* 2015;37:105-10.
6. Hasegawa M, Miyata K, Abe Y et al. Radiofrequency heating of metallic dental devices during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:20120234.
7. MRI SAFETY HOME. MRI safety.com. (Set 2017 februar). Tilgængelig fra: URL: <http://www.mrisafety.com>
8. Oriso K, Kobayashi T, Sasaki M et al. Impact of static and radiofrequency magnetic fields produced by a 7T MR imager on metallic dental materials. *Magn Reson Med* 2016;15:26-33.
9. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (ASTM). International. Standard test method for measurement of magnetically induced displacement force on passive implants in the magnetic resonance environment. *West Conshohocken*. PA 2006: F2052-06.
10. Miyata K, Hasegawa M, Abe Y et al. Radiofrequency heating and magnetically induced displacement of dental magnetic attachments during 3.0 T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2012;41:668-74.
11. Görgülü S, Ayyıldız S, Kamburoğlu K et al. Effect of orthodontic brackets and different wires on radiofrequency heating and magnetic field interactions during 3-T MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2014;43:20130356.
12. Regier M, Kemper J, Kaul MG et al. Radiofrequency-induced heating near fixed orthodontic appliances in high field MR systems at 3.0 Tesla. *J Orofac Orthopedics* 2009;70:485-94.
13. Ayyıldız S, Kamburoğlu K, Sipahi C et al. Radiofrequency heating and magnetic field interactions of fixed partial dentures during 3-Tesla magnetic resonance imaging. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2013;116:640-7.
14. Baker KB, Tkach JA, Nyenhuis JA et al. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating. *J Magn Reson Imaging* 2004;20:315-20.
15. Baker KB, Nyenhuis JA, Hrdlicka G et al. Neurostimulation systems: Assessment of magnetic field interactions associated with 1.5- and 3-Tesla MR systems. *J Magn Reson Imaging* 2005;21:72-7.
16. Eriksson A, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat induced bone tissue injury: a vital-microscopy study in the rabbit. *J Prosthet Dent* 1983;50:101-7.
17. 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;6:142-52.