

ABSTRACT

Magnetisk resonans (MR) er en billedteknik uden brug af ioniserende stråling, og teknikken er i dag et uundværligt diagnostisk redskab inden for medicin. MR-teknologiens udvikling med henblik på visualisering af væv med odontologisk relevans har længe været ventet i takt med den generelle udvikling af billeddiagnostiske metoder. Nylige fremskridt inden for hardware- og softwareteknologier har gjort det muligt at udvikle MR til odontologiske formål, såkaldt "dentaldedikeret MR" eller "dental-dedicated MRI" (ddMRI). Med ddMRI kan man forvente betydelige fordele inden for diagnostik og behandlingsplanlægning samt monitorering af behandlingsprogression og -resultat. Nærværende artikel giver en kort introduktion til MR-teknologien, og den nuværende state of the art-ddMRI diskuteres understøttet af kliniske eksempler. Ud fra det nuværende datagrundlag er det rimeligt at forvente, at ddMRI i fremtiden vil kunne indgå i odontologisk billeddiagnostik. Fremtidige publikationer forventes at sandsynliggøre, at ddMRI ikke er ringere end nuværende tilgængelige billeddiagnostiske metoder, og samtidig fremhæve de værdier, som den nye teknologi tilføjer.

EMNEORD Magnetic resonance imaging | diagnostic imaging | bone visualization | odontology



Korrespondanceansvarlig førsteforfatter:
JENNIFER CHRISTENSEN
jchristensen@dent.au.dk

Dentaldedikeret magnetisk resonans – en metode til at diagnosticere, hvad der før var usynligt

JENNIFER CHRISTENSEN, postdoc, ph.d., tandlæge, Oral Radiologi, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

JOÃO MARCUS DE CARVALHO E SILVA FUGLSIG, ph.d.-studerende, tandlæge, Oral Radiologi, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

KATRINE MØLGAARD JOHANSEN, ph.d.-studerende, tandlæge, Oral Radiologi, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

LOUISE HAUGE MATZEN, lektor, ph.d., tandlæge, Oral Radiologi, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

RUBENS SPIN-NETO, professor, dr.odont., ph.d., tandlæge, Oral Radiologi, Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Health, Aarhus Universitet

► Accepteret til publikation den 30. november 2023

Tandlægebladet 2024;128:320-8

D **IAGNOSTISK BILLEDDANNELSE ER ET VIGTIGT REDSKAB I TANDLÆGENS HVERDAG**, der benyttes som supplement til en klinisk undersøgelse til bl.a. at vurdere sygdom og til at foretage behandlingsplanlægning og opfølgende kontrol af et behandlingsresultat (1). Nuværende billeddiagnostiske metoder er baseret på ioniserende stråling.

I de seneste årtier har Cone Beam Computer Tomografi (CBCT) udviklet sig til at være den foretrukne 3D-billedteknologi i tandklinikken (2,3). Ud over at CBCT er forbundet med højere stråledosis end traditionelle 2D-røntgenundersøgelser (3,4), begrænser den og andre røntgenoptagelser sig ved den manglende visualisering af blødtvæv og sygdomme i blødtvæv (5). Eksempelvis er visualisering af n. alveolaris inferior ikke mulig, idet radiologiske metoder begrænser sig til at gengive den kortikale knogle omkring nerve og blodkar (6). Ydermere er røntgenoptagelser ikke i stand til at vise tidlige, prækliniske inflammatoriske forandringer i knogle, som ofte går forud for knogletab (7). En markant knogledeneration

(30-50 % mineraltab) er forudsætningen for, at ossøse læsioner kan identificeres på røntgenbilleder (8).

MR er en noninvasiv diagnostisk billedmodalitet fri for ioniserende stråling, som inden for medicinsk diagnostik bl.a. anvendes til vurdering af blødtvæv i forbindelse med behandlingsplanlægning (4). MR kan ikke direkte anvendes til odontologisk billeddiagnostik, da der er tekniske begrænsninger i at visualisere blødtvæv samtidig med højt mineraliserede væv som emalje, dentin og knogle (4,9,10). Til trods for disse udfordringer har en nylig systematisk litteraturgennemgang vurderet brugen af MR til visualisering af dentomaksillofaciale anatomiske strukturer og patologiske tilstande og konkluderer, at MR udgør et muligt alternativ til konventionel røntgen, men at metoden endnu har udfordringer med lange scanningstider, høje omkostninger og begrænset tilgængelighed (11).

Nylige teknologiske fremskridt har gjort MR tilgængelig for tandlæger i form af såkaldt "dentaldedikeret MR" (ddMRI). Disse fremskridt omfatter brug af lavstyrkemagneter, dental-specifikke pulsskvenser og udstyr skræddersyet til dentomaksillofacial anatomi. Alt dette har ført til en øget hastighed af undersøgelsen sammenlignet med tidligere undersøgelser foretaget med lavfeltsmagneter, øget sikkerhed samt brugervenlighed for patient og personale, og desuden et field of view og en opløsning, der er sammenlignelig med CBCT. Juli 2022 modtog Institut for Odontologi og Oral Sundhed, Aarhus Universitet, verdens første ddMRI-enhed. Nærværende artikel har afsat dels i den sparsomme forskning, der er på området, samt i de erfaringer, forfatterne har gjort sig i tiden fra sommeren 2022. Desuden giver artiklen et bud på, hvilken rolle ddMRI kommer til at spille i fremtiden.

HVORDAN FUNGERER MR

MR er baseret på princippet om kernemagnetisk resonans, der indebærer målinger af signal fra kroppens brintkerner under elektromagnetisk påvirkning. Under en MR-scanning ligger patienten i en cylindrisk hovedmagnet, og radiobølger transmitteres via antenner ind i kroppen. Kroppen består som bekendt af ca. 2/3 vand, og brintkernerne i dette vand påvirkes af radiobølgerne og skaber et magnetisk moment (signal). Dette signal kan opfanges af en "antenne" (spole) og "oversættes" til billeder.

Feltstyrke

En central parameter for MR-scanning er hovedmagnetens feltstyrke, da den er afgørende for signal-støj-forholdet i målingerne og dermed har indflydelse på den opnåelige billedopløsning. Feltstyrken måles og opgøres i Tesla (T); hospitalsscannere vil ofte arbejde med 1,5 eller 3 T. Magneterne er superledende og skal holdes nedkølet med flydende helium; en forudsætning, der stiller store krav til infrastruktur såvel som sikkerhed, vedligeholdelses- og driftsomkostninger. Udsving i kølingsmekanismen kan have enorme konsekvenser for kvaliteten af billederne samt forvolde skade på selve scanneren.

Nylige fremskridt inden for lavfeltsscannere (< 1 T) har ført til en øget tilgængelighed, da kravene til infrastruktur og driftsomkostninger falder med feltstyrken. Trods den lavere feltstyrke har markante forbedringer i udviklingen af magnet-

design, spolearkitektur, gradientydelse, kunstig intelligens og billedbehandlingsalgoritmer ført til optimering af MR-systemer med lav feltstyrke, hvor billedkvaliteten er sammenlignelig med billeder skabt ved højere feltstyrke (9). Denne udvikling har åbnet for brug af MR inden for odontologi (11).

Spoler

For at danne et MR-billede udsendes radiofrekvens (RF)-pulser, der anslår brintkernerne i vævet. Vævet udsender derefter et RF-signal, som modtages og måles af en RF-spole i MR-scanneren. Der findes flere forskellige spoletyper, fra en simpel overfladespole bestående af en enkelt tråd, til store komplekse volumenspoler bestående af mange dele. Spoledesignet er afgørende og bør tilpasses den konkrete indikation eller kropsdel, der scannes.

Pulsskvenser

MR pulsskvenser defineres som en sammensætning af RF-pulser og rumligt og tidligt varierende magnetfelter, der producerer billeder med en bestemt kontrast. Til at danne de mest almindelige pulsskvenser i MR anvendes to parametre: Tiden mellem successive RF-pulser, kaldet "repetitionstiden" (TR), og tiden mellem udsendelsen og aflæsningen af RF-signalet, kaldet "ekkotiden" (TE).

Det er de forskellige anvendelser og kombinationer af TR og TE, der giver MR-billederne forskellige "vægtninger" af pulsskvenser. Der arbejdes oftest med tre forskellige vægtninger: T1-vægtede, T2-vægtede og protondensitet-vægtede (PD). T1- og T2-vægtede billeder viser noget om vævets magnetiske *egenskaber*, hvorimod PD er en vægtning, der viser *mængden* af brintkerner i vævet. Ved at kombinere skvenser med forskellig vægtning opnås billeder med specifikke vævsdifferentieringer. Dette er fx nyttigt i forbindelse med diagnostik af inflammation: Ved at anvende såkaldt fedtmætning på en PD-vægtet optagelse vil væskeholdige områder fremstå hyperintense (lyse) på billederne og kan derved indikere tilstedeværelse af inflammation.

Billeddannelse

Da vandindholdet i kroppens væv varierer, er MR-scanneren i stand til at danne billeder med stor blødtvævs-kontrast, idet signalet under scanningen primært udsendes fra vandholdige væv med langsommere afmagnetisering end de krystalline væv (tænder, knogle). Vandmolekylerne i disse højt mineraliserede væv har en begrænset molekylær bevægelighed og afmagnetiseres derved meget hurtigt, hvilket vanskeliggør signaloptagelsen. Det er således lettere at aflæse et signal fra et væv med højt vandindhold i forhold til væv med højt mineralindhold. Ved at ændre magnetfeltet og indstillingerne for TE og TR kan der fremstilles detaljerede billeder, der viser fordelingen af brintkerner i vævet, og derved opnås en vævsdifferentiering.

Signalet fra en enkelt RF-puls er for svagt til at kunne danne MR-billeder. Det er derfor nødvendigt at gentage RF-udsendelse og aflæsning adskillige gange under en scanning for at opnå nok signal til billeddannelsen. Dette er en af årsagerne til den længere scanningstid forbundet med MR. ▶

RISICI OG UDFORDRINGER FORBUNDET MED MR-SCANNING

MR-scanning indebærer visse risici, som man som fagperson bør være bekendt med på trods af fravær af ioniserende stråling. En tændt MR-scanner besidder et konstant og kraftigt magnetfelt, som breder sig ud over scannerens fysiske afgrænsning. Dette magnetfelt har en kraftig virkning på jernholdige objekter og andre magnetiske genstande. Disse genstande kan ligge i patientens væv, som fx pacemakere, insulinpumper, cochlear-implantater, neurostimulatorer, kunstige hofter, plader, skruer etc., men også svejserester, hagl eller granatsplinter, og kan ved påvirkning fra magneten føre til stor skade. Ligeledes må metalliske objekter, der ikke er MR-kompatible, aldrig medtages i scannerrummet. En rullestol eller saks kan eksempelvis flyve igennem lokalet med stor kraft og gøre skade på sin vej mod scanneren. En grundig anamnese af patienten er derfor vigtig for at undgå utilsigtede hændelser. Tatoveringsblæk indeholder ofte metaller og kan således også interagere med magnetfeltet og forårsage irritation eller opvarmning i vævet. De fleste dentale apparaturer og materialer udgør ikke en fare, men kan påvirke billedkvaliteten lokalt i form af billedartefakter. I tvivlstilfælde bør materialet undersøges for MR-kompatibilitet via hospital eller produktdata-baser. Patienter med tendens til klaustrofobi kan have svært ved at forlige sig med den længere scanningstid forbundet med MR-undersøgelse. Der kan derfor under scanning opstå behov for at afbryde undersøgelsen og kontakte operatøren. En ”panikknap”, som patienten kan trykke på og advare operatøren, vil således altid være indbygget i scanneren.

Ligesom på røntgenbilleder kan der med MR-scanning være udfordringer med artefakter i billederne (4,9,10). Identifikation af de mest almindelige artefakter og viden om, hvordan de kan

minimeres eller undgås, er afgørende for at øge den diagnostiske værdi af en MR-undersøgelse. En ofte beskrevet artefakttype er såkaldte ”chemical shift” artefakter, der opstår under frekvenskodning i MR-processen. Et andet eksempel er artefakter forårsaget af magnetisk susceptibilitet (fx metalartefakter fra tandimplantater og ortodontisk apparatur), der opstår, når materialer i patienten påvirkes af magnetfeltet (9). Disse materialer forskubber signalet og skaber derved mørke eller lyse områder i vævet, selv om de ikke i sig selv er magnetiske (Fig. 1).

MR TIL ODONTOLOGISK DIAGNOSTIK

I de seneste år er interessen for MR inden for odontologisk billeddiagnostik steget, da det gør 3D billedoptagelse af dentale, parodontale og ossøse strukturer mulig uden brug af ioniserende stråling (11).

ddMRI (lavere feltstyrke – 0,55 T – og en dental spole) bliver i øjeblikket afprøvet i kliniske forsøg med odontologisk fokus. Udviklingen af sekvenser til ddMRI er foregået på den måde, at fagfolk inden for MR gennem en årrække har afprøvet og justeret de forskellige optagelsesparametre og i samarbejde med tandlæger vurderet billedkvaliteten, indtil tilfredsstillende resultater blev opnået. Nu er der udviklet en række sekvenser til forskellige dentale formål, herunder sekvenser til visualisering af tredjemolarer, endodontiske problemstillinger, parodontale forhold, kæbeled, knogle forud for implantatbehandling og til cefalometrisk undersøgelse i forbindelse med ortodonti. Disse sekvenser resulterer i billedsnit i relevante planer, eventuelt kombineret med et volumen, afhængigt af indikationsområdet. Scanningstiden varierer fra ca. 10-20 min., afhængigt af hvilke optagelser der indgår. På grund af forskellige optagelsesparametre vil der være forskel på udseendet af billederne (opløsning, kontrast, skarphed mv.).

Artefakter på ddMRI

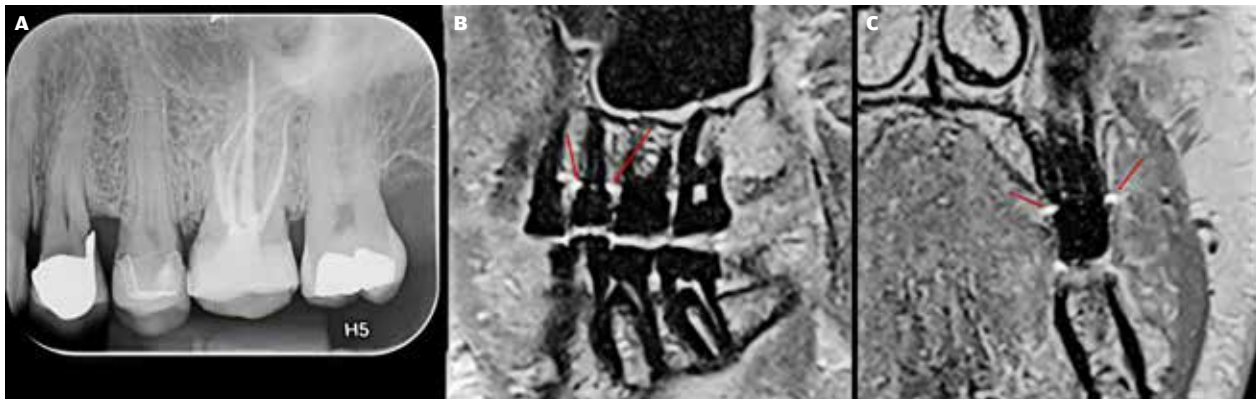


Fig. 1. Eksempel på ddMRI artefakter. **A.** Periapikalt billede af +4,5,6,7. +4,5 er kronebehandlet med hhv. MK-krone og Emax krone. +6 er rodbehandlet i 4 kanaler med filfraktur i den mesiobukkale rod. **B.** ddMRI-snit (PD-tse, optagelsestid ca. 2,5 min.) i sagittalplanet. Her ses mindre artefakt dannelse i form af hyperintense signaler omkring kronen +5 (pile). **C.** ddMRI-snit (PD-tse, optagelsestid ca. 2,5 min.) i koronalplanet. Her ses ligeledes artefakter omkring kronen +5 i form af hvide, hyperintense signaler (pile).

Fig. 1. Example of artefact formation in ddMRI. **A.** A periapical image of 24,25,26,27. 24 and 25 are rehabilitated with crowns (PFM and lithium disilicate). 26 is root-filled in four canals. A file fracture is visible in the mesiobuccal root. **B.** Sagittal ddMRI image (PD-tse, acquisition time approx. 2,5 minutes) slice showing minor artefact formations. The red arrows shows hyperintense signals around the collum of the crown 25 (arrows). **C.** Coronal ddMRI image slice (PD-tse, acquisition time approx. 2,5 minutes) showing artefacts (i.e. hyperintense signals) around the collum of the crown 25 (arrows).

Tredjemolarer

Før fjernelse af en tredjemolar har man behov for information om tandens lejrning i knoglen og relation til anatomiske strukturer, herunder nabotanden, samt antal og morfologi af rødderne. Derudover ønsker man viden om patologiske forandringer både i relation til tredjemolaren og nabotanden, herunder ekstern resorption af andenmolaren (12). Med traditionel røntgenundersøgelse har man været i stand til at observere tegn på resorption i nabotanden som en radiolucens, der tolkes som ekstern resorption. Med ddMRI vil man potentielt være i stand til at vurdere, om der er tale om en aktiv inflammatorisk tilstand eller en inaktiv proces.

På røntgenoptagelser har man traditionelt også beskrevet relationen mellem underkæbetredjemolaren og c. mandibulae, der bl.a. indeholder n. alveolaris inferior (12,13). Blødtvæv ses ikke direkte, men kun som "hulrum" mellem knoglestrukturer, og man ser derfor ikke den reelle relation mellem tredjemolaren og nerven på røntgen. Med ddMRI er det muligt at se selve nerven i c. mandibulae (adskilt fra blodkar) og

klinisk relevans

MR er en diagnostisk billeddannende metode fri for ioniserende stråling. Hvor røntgenbilleder kun afbilder de hårde væv, kan man med MR både visualisere blødtvæv og de hårde væv. Ved at anvende ddMRI er det således muligt at lave detaljerede billeder af tænder, kæber og omgivende strukturer, hvor tandlæger kan vurdere sygdomme og tilstande, som normalt ikke ses ved klinisk- og/eller radiologisk undersøgelse. Denne avancerede billedteknologi kan potentielt forbedre den odontologiske diagnostik, hvilket vil kunne føre til bedre behandlingsresultater og øget patienttilfredshed.

desuden lokalisere n. buccalis og n. lingualis. Fig. 2 viser et eksempel på en ddMR-scanning af en tredjemolar, hvor der er foretaget scanning i de tre planer. En typisk scannings-

Retineret visdomstand

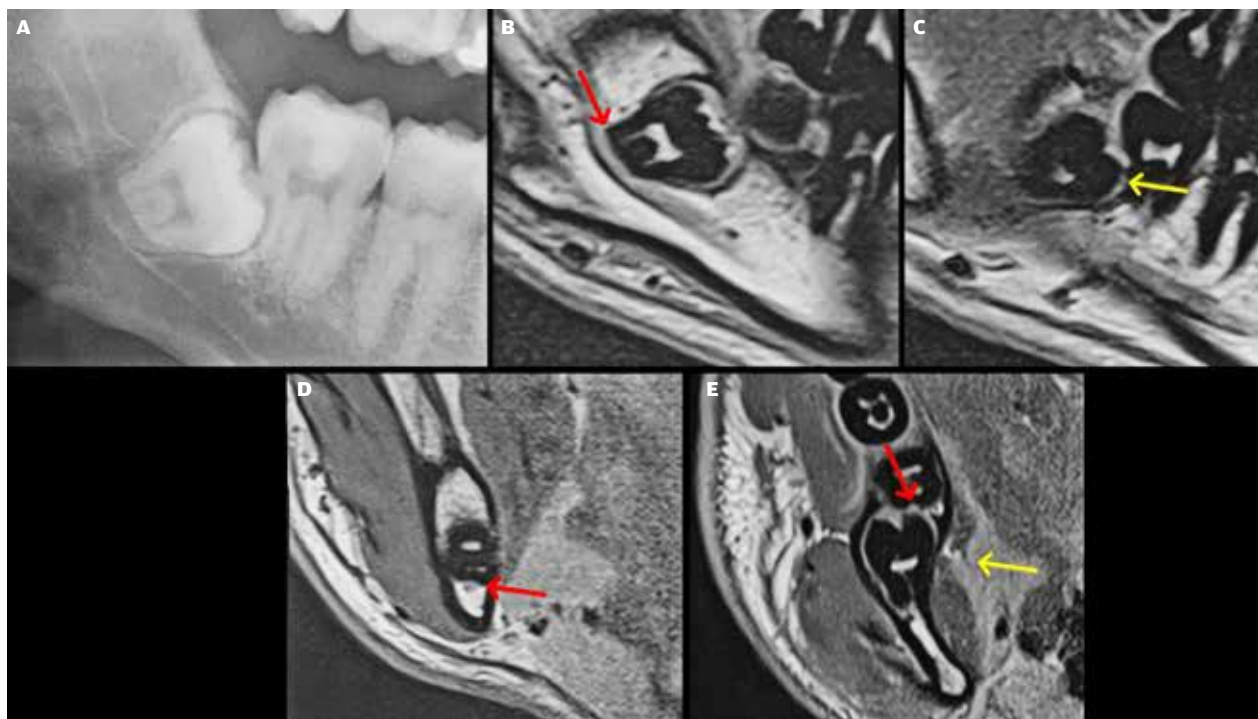


Fig. 2. Eksempel på retineret tredjemolar. **A.** Udsnit af panorambillede, der viser dybtliggende tredjemolar med overlægning af c. mandibulae i den apikale halvdel af rodkomplekset. Billedet antyder knogletab langs distalfladen af andenmolaren og giver mistanke om ekstern rodresorption i denne. **B, C.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i sagittalplanet. Her ses den tætte relation til n. alveolaris inferior (rød pil), uden knogleadskillelse mellem nerve og rod, samt et omfattende knogletab distalt for andenmolaren (gul pil). **D.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i koronalplanet. Her ses den tætte relation til n. alveolaris inferior (rød pil). **E.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i aksialplanet. Her ses ekstern resorption omfattende den yderste 1/3 af dentinen i andenmolaren (rød pil). Desuden ses n. lingualis (gul pil), der er placeret oralt for og med god afstand til den lingvale kompakta.

Fig. 2. Example of an impacted third molar. **A.** Section of a panoramic image showing a deeply impacted mandibular third molar. The roots overlap the mandibular canal. The image suggests bone loss at the distal surface of the second molar, as well as external resorption of the root of the second molar. **B, C.** Sagittal ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3.5 minutes) showing the close relationship between the inferior alveolar nerve and the root of the third molar (red arrow). Yellow arrow indicates extensive bone loss at the distal surface of the second molar. **D.** Coronal ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3.5 minutes) showing the close relationship between the inferior alveolar nerve and the root of the third molar. **E.** Axial ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3.5 minutes) showing external resorption of the second molar (red arrow). The lingual nerve is indicated by the yellow arrow.

Endodontisk problemstilling

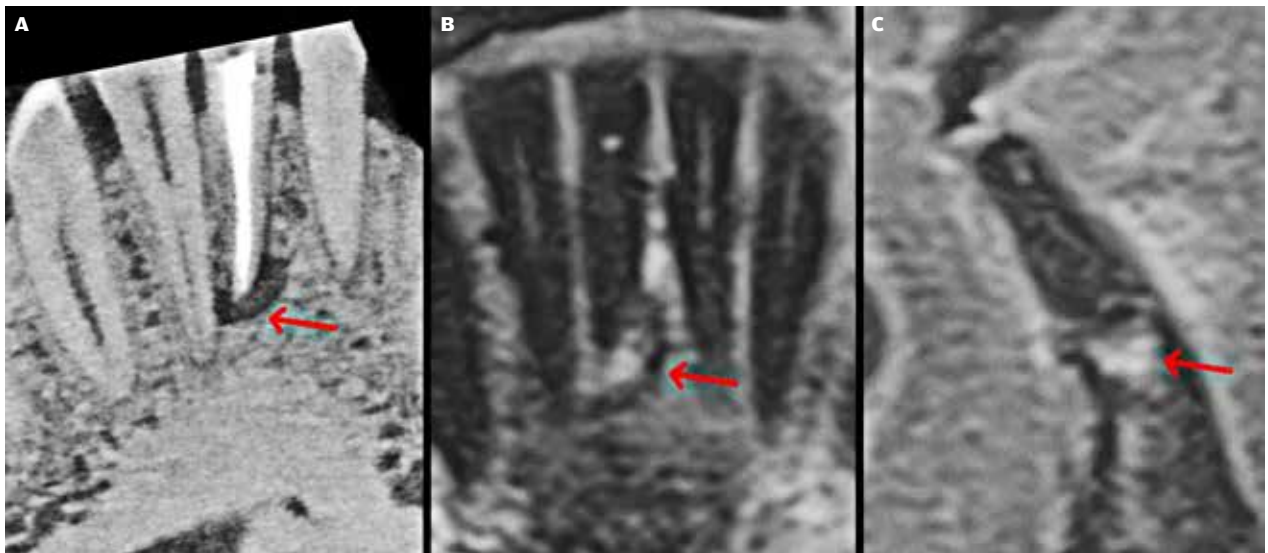


Fig. 3. Eksempel på rodbehandlet 1- med apikal opløring og antydning af aktiv inflammation. **A.** CBCT-snit i koronalplanet, der viser apikal opløring 1- (pil). **B.** ddMRI-snit (PD-STIR, optagelsestid ca. 3 min.) i koronalplanet. **C.** ddMRI-snit (PD-STIR, optagelsestid ca. 3 min.) i sagittalplanet. Røde pile på ddMRI-snit markerer et hyperintense signal i det periapikale område omkring apex 1-, hvilket antyder aktiv inflammation (væskeophobning) i området.

Fig. 3. Example of treated 41 with apical radiolucency and indication of active inflammation. **A.** Coronal CBCT image slice showing an apical radiolucency at 41 (arrow). **B.** Coronal ddMRI image slice (PD-STIR, acquisition time approx. 3 minutes). **C.** Sagittal ddMRI image slice (PD-STIR, acquisition time approx. 3 minutes). B and C show a hyperintense signal at the apex of 41 (red arrows), indicating active inflammation (fluid accumulation) in the area.

Parodontologisk problemstilling

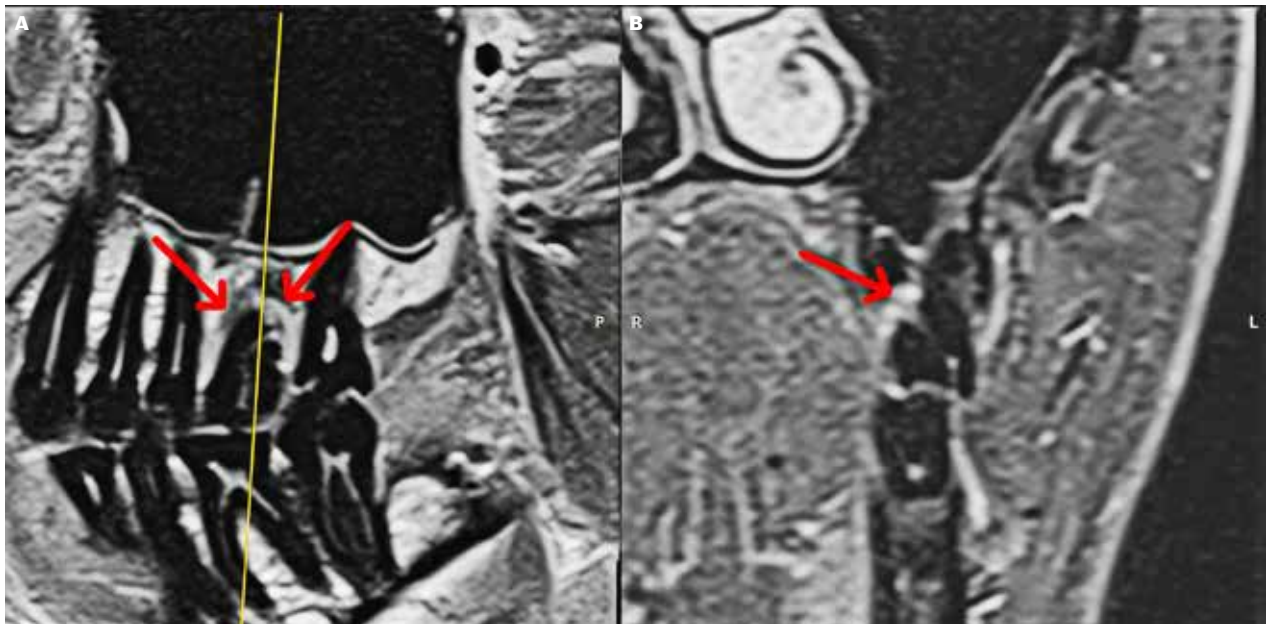


Fig. 4. Eksempel på +6 med antydning af furkaturinvolvering og aktiv inflammation. **A.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i sagittalplanet. Her ses et reduceret knogleniveau omkring +6 (pile). **B.** ddMRI-snit (PD-STIR, optagelsestid ca. 3 min.) i koronalplanet. Her ses et hyperintense signal i furkaturen (pil), hvilket antyder aktiv inflammation (væskeophobning) i området.

Fig. 4. Example of 26 with indication of furcation involvement and active inflammation. **A.** Sagittal ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3,5 minutes) showing marginal bone loss around 26 (arrows). **B.** Coronal ddMRI image slice (PD-STIR, acquisition time approx. 3 minutes) showing a hyperintense signal in the furcation area (arrow), indicating active inflammation.

protokol tager 10-20 min. og består af en række enkelte sekvenser på 1-5 min.

Endodontiske problemstillinger

Endodontisk diagnostik indebærer bl.a. vurdering af rodfraktur, intern og ekstern rodresorption, rodkanalanatomi samt diagnostik af apikal parodontitis (8). De endodontiske sygdomsprocesser foregår både i pulpa og hårdtvæv, og særligt de tidlige tegn på inflammation, der typisk foregår i blødtvæv, ses ikke på røntgenoptagelser. Endelig er det heller ikke muligt at afgøre, om en tand er vital eller avital på baggrund af røntgenbilleder (14). Dette forventes at blive muligt med ddMRI, da blodgennemstrømningen i en vital pulpa vil afgive signal, som ikke afgives fra nekrotisk væv. Fig. 3 viser et eksempel, hvor en patient fik foretaget CBCT af rodbehandlet 1- grundet persistente symptomer. CBCT viser 1- med en veldefineret periapikal opklaring i knogle. Fundene på ddMRI er sammenlignelige med CBCT, men indikerer derudover på grund af signalets intensitet (hyperintens signal giver et lyst område på billedet), at der kan være aktiv inflammation i det periapikale område.

En typisk scanningsprotokol tager 10-20 min. og består af en række enkelte sekvenser på 1-5 min.

Parodontale forhold

Den inflammatoriske proces, der fører til parodontal sygdom, starter i det gingivale væv og udvikler sig ved at kompromittere og nedbryde tandens øvrige støttevæv (15). Røntgenoptagelser

kan bl.a. anvendes til at vurdere det marginale knogleniveau samt belyse forhold som rodfurer og knogletab i furkaturer, der kan påvirke behandlingsresultatet (16). CBCT kan bidrage med en tredimensionel visualisering af knogledefekter, men ændringer i knogle ses ikke, før der er sket en inflammationsinduceret nedbrydning (5,11). Akkumuleringen af frit vand i den ekstracellulære matrix i inflammatorisk knogle betyder, at ddMRI kan visualisere tidlige inflammatoriske ændringer associeret med parodontitis, hovedsageligt i form af ossøst ødem (5,7). Pulssekvenser, der karakteriserer knogle med fedtundertrykkende sekvenser (STIR), er anerkendt som en metode til at forbedre differentiering mellem sundt og sygt væv (7). Fig. 4 viser et eksempel, hvor der på ddMRI ses et hyperintens (lyst) område i det gingivale væv omkring 6+, som indikerer mulig furkaturinvolvering. På Figur 4B er der anvendt fedtmætning, hvilket får væske til at fremstå lysere, og giver mistanke om inflammation i området.

En typisk scanningsprotokol tager 10-20 min. og består af en række enkelte sekvenser på 1-5 min.

Kæbeled

MR er allerede den foretrukne billeddannende metode til diagnostik af temporomandibulære discusdisplaceringer og vurdering af inflammatoriske processer i kæbeledet (17). Kvaliteten af MR forbedres løbende, men nuværende hospitals-MR er ikke i tilstrækkelig grad i stand til at vise ossøs sygdom i kæbeledet (18). ▶

Kæbeled



Fig. 5. Venstre kæbeleds region. **A.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i sagittalplanet. **B.** ddMRI-snit (PD, optagelsestid ca. 3,5 min.) i koronalplanet. ddMRI viser en anteriort displaceret discus articularis (gule pile). Røde pile indikerer ligamenter. Der ses desuden let affladning af kondylen (grøn pil). Der er ingen tegn på aktiv inflammation (hyperintens signal pga. væskeophobning) i området.

Fig. 5. Left temporomandibular joint. **A.** Sagittal ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3,5 minutes). **B.** Coronal ddMRI image slice (PD, acquisition time approx. 3,5 minutes). ddMRI shows an anteriorly displaced disc (yellow arrows). Red arrows indicate TMJ ligaments. The condyle is slightly eroded (green arrow). There are no signs of active inflammation in the area (absence of hyperintense signal).

Implantatplanlægning

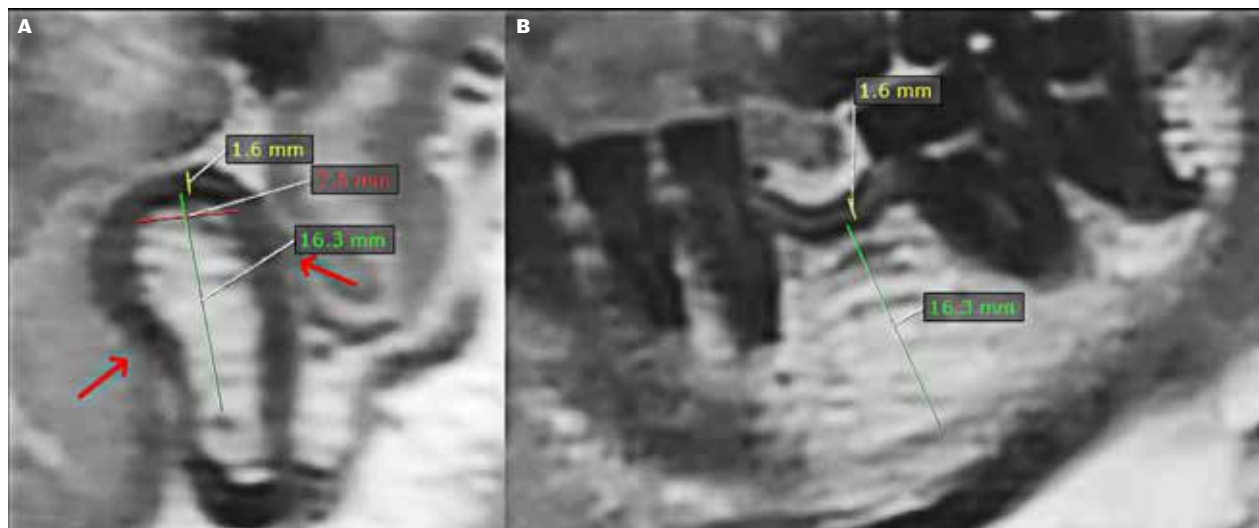


Fig. 6. Tandløst område regio -6 på en patient forud for implantatbehandling. **A.** ddMRI-snit (PD-SPACE, optagelsestid ca. 3,5 min.) i koronalplanet. **B.** ddMRI-snit (PD-SPACE, optagelsestid ca. 3,5 min.) i sagittalplanet. Det er muligt at måle afstanden mellem de afgrænsende anatomiske strukturer i form af den øvre kortikale knoglekant og n. alveolaris inferior (grøn) samt mucosatykkelse (gul). Derudover er det muligt at måle bredden på alveolekammen i området (rød). Slutteligt er det muligt at identificere overgangen mellem fastbunden og løstbunden mucosa (røde pile).

Fig. 6. Edentulous area (region of tooth 36) prior to implant treatment. **A.** Coronal ddMRI image slice (PD-SPACE, acquisition time approx. 3,5 minutes). **B.** Sagittal ddMRI image slice (PD-SPACE, acquisition time approx. 3,5 minutes). The distance between anatomical structures (upper cortical bone and inferior alveolar nerve) as well as the thickness of the mucosa can be measured (green and yellow measurements). Furthermore, the width of the alveolar ridge can be measured (red measurement). Finally, red arrows indicate the transition between firm and loose mucosa.

Tandlæger, som behandler patienter med orofaciale smerter og/eller funktionsbesvær, anvender til tider MR-scanning. Dog kan det være vanskeligt for både patienter og behandlere at få adgang til denne billedmodalitet. Fig. 5 viser et eksempel, hvor en patient fik foretaget en CBCT af kæbeledet grundet persisterende symptomer efter konservativ behandling. CBCT viste let affladning af venstre kondyl. Fundene på ddMRI var sammenlignelige med CBCT, men viste derudover, at der var tale om en anterior discusdisplacering. Der sås ingen inflammationstegn i dette tilfælde (fravær af hyperintensitets signal i området).

En typisk scanningsprotokol tager 13-35 min. (længst for bilaterale scanninger) og består af en række enkelte sekvenser på 1-3 min.

Implantologi

Det er nødvendigt at vurdere højde og bredde af alveolekammen samt lokalisere anatomiske strukturer som fx kæbehule og c. mandibulae inden kirurgisk indsættelse af et tandimplantat (19). Studier har vist, at MR-optagelser, specielt de såkaldte "hårdtvævssekvenser" med ekstremt kort signalafslæning, har vist sig pålidelige til lineære knogleopmålinger (20).

Til visualisering af de bløde væv kan der forventes en afgørende forskel mellem røntgenbaserede optagelser og MR-optagelser. Det forventes at blive muligt at vurdere den orale mucosas tykkelse samt eventuelle inflammatoriske tilstande i knogle, kæbehule og omkringliggende tænder. Desuden kan

MR vise mindre nervegrene i operationsområdet, som potentielt ville kunne skades ved implantatkirurgi. Ligeledes kan MR anvendes til postoperativ evaluering af nerveskader (21).

Fig. 6 viser et eksempel, hvor en patient fik foretaget en ddMRI-scanning af regio -6 forud for implantatkirurgi. Formålet var vurdering af knoglens dimensioner. På ddMRI-scanningen var det muligt at identificere højden fra alveolekammens top til n. alveolaris inferior samt bredden af den disponible knogle i området. Desuden var det muligt at udelukke tilstedeværelse af mindre nervegrene beliggende uden for c. mandibulae samt at måle tykkelsen af mucosa og udstrækningen af fastbunden mucosa.

En typisk scanningsprotokol tager 9-18 min. og består af en række enkelte sekvenser på 1-4 min.

Da implantater hovedsageligt består af titanium, medfører de forstyrrelser i magnetfeltet og derved artefakter under billedannelsen. Vurdering af periimplantær knogle og tilstødende blødtvæv begrænses således markant efter indsættelse af implantater (22). Disse artefakter er ofte lokale og umuliggør ikke nødvendigvis diagnostik af væv og tænder omkring implantatet. Undersøgelser har vist, at zirkonium som materiale har meget lidt, hvis nogen, påvirkning af magnetfeltet og kan afbildes helt uden påvirkning af billedannelsen af knogle og blødtvæv (23). ddMRI må dog anses som et udelukkende præoperativt redskab i forbindelse med implantatplanlægning, indtil yderligere teknikker for artefaktreduktion er udviklet.

Ortodonti

I forbindelse med ortodontisk behandlingsplanlægning er røntgenundersøgelse ofte indiceret, herunder lateralt cefalogram, panoramaoptagelse og i nogle tilfælde CBCT (24). Tilsvarende optagelser kan være nødvendige undervejs i behandlingsforløbet for at monitorere behandling eller efter endt forløb for vurdering af behandlingsresultat og for fremtidig reference (25).

De fleste ortodontiske behandlinger foretages på børn og unge for at udnytte vækstpotentiale og/eller modvirke uønskede vækstmønstre. Denne patientgruppe er mere sensitiv overfor ioniserende stråling end voksne (26). Dette gør, at en metode fri for ioniserende stråling er særligt interessant til denne patientgruppe. Fig. 7 viser en ddMRI-optagelse af en frivillig (30-årig kvinde) for at illustrere nogle vinkelanalyser ofte brugt i forbindelse med cefalometrisk analyse. Billedvolumenet blev navigeret med henblik på at danne et sagittalt snit, hvorpå cefalometriske punkter blev afmærket.

En protokol, som inkluderer en 3D-scanning af hovedet, kan laves på under 5 min. Ønskes yderligere optagelser, vil scanningstiden være op til 20 min.

RATIONALE

Inden for de seneste to årtier er anvendelsen af røntgenstråling inden for tandplejen steget betydeligt, særligt på grund af udbredelsen af CBCT-udstyr. Dette har medført en bestræbelse på at udvikle alternative billedteknikker, og MR-scanning er blevet identificeret som en potentiel diagnostisk metode. Dog er der tre hovedårsager til, at MR-scanning endnu ikke er et standardredskab i tandlægepraksis: MR-udstyr er dyrt at anskaffe, vedligeholde og betjene. Der findes i øjeblikket meget få "dental-dedikerede" MR-enheder, der endnu kun anvendes i forskningsøjemed. Endelig er MR-teknikker stadig under udvikling mhp. at kunne afbilde mineraliserede væv med acceptable scanningstider.

ddMRI er et væsentligt skridt mod en fremtid uden brug af røntgenstråling. Udviklingen tilstræber at minimere pladsbehovet for udstyret og opnå lavere anskaffelsesomkostninger samt at fokusere på odontologiske diagnostiske opgaver. I den forbindelse kan det være relevant at reducere magnetens feltstyrke. En lavere styrke (fx 0,55 T) vil øge patientsikkerheden og komforten, reducere støjniveauet og mindske krav til plads, køling og elektriske installationer til scanneren. Det er rimeligt at antage, at billedkvaliteten ved brug af lavere feltstyrke ikke vil blive væsentligt dårligere (27). Det synes sandsynligt, at MR-enheder i fremtiden vil kunne installeres på tandlægeklinikker over hele verden, og nye transportable teknologier vil fundamentalt ændre odontologisk billeddiagnostik.

Ortodonti

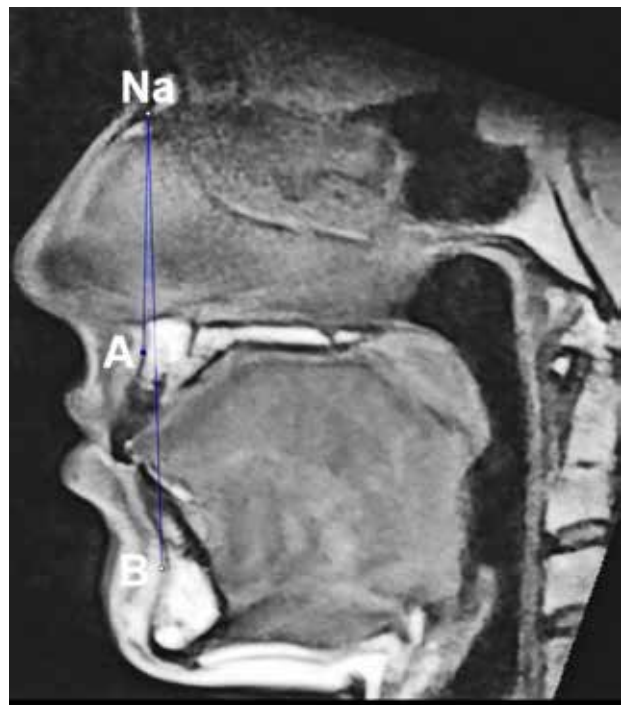


Fig. 7. ddMRI-snit (PD-SPACE, optagelsestid ca. 3,5 min.) i sagittalplanet af en klasse I-patient. Snittet viser en såkaldt ANB vinkelanalyse (en del af en cefalometrisk analyse), der beskriver det horisontale forhold mellem maksil og mandibel.

Fig. 7. Sagittal ddMRI image slice (PD-SPACE, acquisition time approx. 3,5 minutes) of a class I patient. The image shows a so-called ANB analysis (part of a cephalometric analysis), that describes the horizontal relationship between the maxilla and the mandible.

Et andet område, der skal evalueres i overgangen fra strålebaseret billedteknik til MR, er uddannelse af tandlæger. Det er ligesom i dag for CBCT-udstyr nødvendigt at udvikle træningsprogrammer og kurser for de tandlæger, der skal tolke og beskrive billederne.

KONKLUSION

ddMRI udviser potentiale som billeddiagnostisk metode inden for flere odontologiske områder. Før implementeringen af ddMRI som supplement til eller erstatning for eksisterende billeddannende metoder skal der dog tilvejebringes viden gennem videre metodeudvikling og forskning i den diagnostiske validitet for forskellige sygdomme. ♦ ▶

ABSTRACT (ENGLISH)

DENTAL-DEDICATED MAGNETIC RESONANCE – A METHOD FOR DIAGNOSING WHAT WAS PREVIOUSLY INVISIBLE

Magnetic resonance imaging (MRI) is a non-invasive, ionizing-radiation-free imaging modality, which has become an indispensable diagnostic method in medicine. The advancement of MRI technology in the field of dentistry has long been anticipated alongside the progress in imaging technology. Recently, advances in hardware and software technologies made possible that MRI can be used more often within dentistry, the so-called “dental-dedicated” MRI (ddMRI). Considering the well-established benefits of MRI in medical radiol-

ogy, one can expect significant advantages in diagnostics, treatment planning, and disease progression monitoring, when using MRI technology within the dental field. In this article, we provide an overview of MRI technology, discuss the current state-of-the-art MRI technology for dentistry (i.e., ddMRI), and present some clinical examples to help understanding the value of this new diagnostic modality. Based on the available data, it is feasible to consider that ddMRI will enhance diagnostic imaging within dentistry. Future publications must provide evidence that ddMRI is not inferior to the current available imaging modalities and highlight the added value of this new technology in dentistry.

LITTERATUR

1. SEDENTEXCT Guideline Development Panel. Radiation protection no. 172. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Luxembourg: Commission Directorate-General for Energy, 2012.
2. Scarfe WC, Levin MD, Gane D et al. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent* 2009;2009:634567.
3. Jacobs R, Salmon B, Codari M et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health* 2018;18:88.
4. Idiyatullin D, Corum C, Moeller S et al. Dental magnetic resonance imaging: making the invisible visible. *J Endod* 2011;37:745-52.
5. Hovener JB, Zwick S, Leupold J et al. Dental MRI: imaging of soft and solid components without ionizing radiation. *J Magn Reson Imaging* 2012;36:841-6.
6. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29 (Supp):55-77.
7. Probst M, Burian E, Robl T et al. Magnetic resonance imaging as a diagnostic tool for periodontal disease: A prospective study with correlation to standard clinical findings – Is there added value? *J Clin Periodontol* 2021;48:929-48.
8. Patel S. New dimensions in endodontic imaging: Part 2. Cone beam computed tomography. *Int Endod J* 2009;42:463-75.
9. Demirturk Kocasarac H, Geha H, Gaalaas LR et al. MRI for dental applications. *Dent Clin North Am* 2018;62:467-80.
10. Tutton LM, Goddard PR. MRI of the teeth. *Br J Radiol* 2002;75:552-62.
11. Flügge T, Gross C, Ludwig U et al. Dental MRI-only a future vision or standard of care? A literature review on current indications and applications of MRI in dentistry. *Dentomaxillofac Radiol* 2023;52:20220333.
12. Matzen LH, Wenzel A. Efficacy of CBCT for assessment of impacted mandibular third molars: a review – based on a hierarchical model of evidence. *Dentomaxillofac Radiol* 2015;44:20140189.
13. Matzen LH, Schropp L, Spin-Neto R et al. Use of cone beam computed tomography to assess significant imaging findings related to mandibular third molar impaction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 2017;124:506-16.
14. Hovener JB, Zwick S, Leupold J et al. Dental MRI: imaging of soft and solid components without ionizing radiation. *J Magn Reson Imaging* 2012;36:841-6.
15. Kinane DF, Demuth DR, Gorr SU et al. Human variability in innate immunity. *Periodontol* 2000 2007;45:14-34.
16. Cimaljevic MM, Spin-Neto RR, Miletic VJ et al. Clinical and CBCT-based diagnosis of furcation involvement in patients with severe periodontitis. *Quintessence Int* 2015;46:863-70.
17. Ahmad M, Hollender L, Anderson Q et al. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders (RDC/TMD): development of image analysis criteria and examiner reliability for image analysis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:844-60.
18. Larheim, TA, Hol C, Ottersen MK et al. The role of imaging in the diagnosis of temporomandibular joint pathology. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2018;30:239-49.
19. Fokas G, Vaughn VM, Scarfe WC et al. Accuracy of linear measurements on CBCT images related to presurgical implant treatment planning: A systematic review. *Clin Oral Implant Res* 2018;29 (Supp 16):393-415.
20. de Carvalho E Silva Fuglsig JM, Wenzel A, Hansen B et al. Magnetic resonance imaging for the planning, execution, and follow-up of implant-based oral rehabilitation: Systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2021;36:432-41.
21. Probst FA, Burian E, Malenova Y et al. Geometric accuracy of magnetic resonance imaging-derived virtual 3-dimensional bone surface models of the mandible in comparison to computed tomography and cone beam computed tomography: A porcine cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2021;23:779-88.
22. Bohner L, Hanisch M, Sesma N et al. Artifacts in magnetic resonance imaging caused by dental materials: a systematic review. *Dentomaxillofac Radiol* 2022;51:20210450.
23. Tymofiyeva O, Vaegler S, Rottner K et al. Influence of dental materials on dental MRI. *Dentomaxillofac Radiol* 2013;42:20120271.
24. Kapila SD, Nervina JM. CBCT in orthodontics: assessment of treatment outcomes and indications for its use. *Dentomaxillofac Radiol* 2015;44:20140282.
25. De Grauwe A, Ayaz I, Shujaat S et al. CBCT in orthodontics: A systematic review on justification of CBCT in a paediatric population prior to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 2019;41:381-9.
26. Oenning AC, Jacobs R, Salmon B et al. ALADAIP, beyond ALARA and towards personalized optimization for paediatric cone-beam CT. *Int J Paediatr Dent* 2021;31:676-78.
27. Shetty AS, Ludwig DR, Ippolito JE et al. Low-field-strength body MRI: challenges and opportunities at 0.55 T. *Radiographics* 2023;43:e230073.