

Magnetic Resonance Imaging

Principes en enkele toepassingen in het hoofd-halsgebied

Samenvatting. Magnetische resonantie is één van de jongste afbeeldingstechnieken van het inwendige van het menselijk lichaam. In dit overzicht wordt ingegaan op de fysische achtergronden van deze techniek en de toepassingen op het werkgebied van de mondheelkunde en kaakchirurgie.

MOOYAART EL. Magnetic Resonance Imaging. Principes en enkele toepassingen in het hoofd-halsgebied. Ned Tijdschr Tandheelkd 1993; 100: 291-293.

E.L. Mooyaart, radiodiagnost

Uit de afdeling Magnetische Resonantie van het Academisch Ziekenhuis Groningen.

Trefwoorden: **Radiologie** – Magnetische resonantie

Datum van acceptatie: 11 februari 1993.

Adres: Dr. E.L. Mooyaart, Faculteit der Geneeskunde, Oostersingel 59, 9700 RB Groningen.

1 Inleiding

Magnetic Resonance Imaging (MRI) of kernspinresonantie-tomografie is één van de nieuwste technieken om afbeeldingen van het inwendige van het lichaam te maken. Bij deze techniek wordt gebruik gemaakt van het principe van Nuclear Magnetic Resonance (NMR). De afkortingen NMR en MRI worden vaak door elkaar gebruikt, waardoor verwarring kan ontstaan. NMR is de naam voor het principe, terwijl MRI alleen de toepassing ten behoeve van de beeldvorming betreft.

2 Het principe van NMR

Het principe van NMR werd in 1946 voor het eerst door Bloch en Purcell beschreven. Zij ontvingen daarvoor in 1953 de Nobelprijs. Dit principe, dat eerder in dit tijdschrift werd beschreven,¹ zal op deze plaats slechts globaal worden behandeld. Als een lichaam in een sterk magnetisch veld wordt gebracht, zullen atoomkernen of nucleï met een oneven aantal protonen en/of neutronen gaan tolleren rond de veldlijnen van het magneetveld. Deze beweging is te vergelijken met de beweging van een tol die om zijn eigen as roterend een draaiende beweging rond het gravitatieveld uitvoert (de zogenoemde precessiebeweging). De frequentie waarmee de atoomkernen precesseren is evenredig met de veldsterkte B_0 van het magneetveld volgens de formule $\omega = \gamma \cdot B_0$, waarbij ω de hoeksnelheid is en γ een voor de atoomkern specifieke constante.

In het toepassingsgebied van NMR in de geneeskunde zijn de belangrijkste atoomkernen ^1H , ^{23}Na , ^{31}P , ^{13}C en ^{19}F . Van deze vijf atoomkernen komt ^1H in het lichaam veruit het meest voor. In de beeldvorming met behulp van NMR wordt daarom vrijwel uitsluitend ^1H gebruikt ('proton imaging'). Daarom zal in het vervolg alleen over het principe van proton imaging worden gesproken.

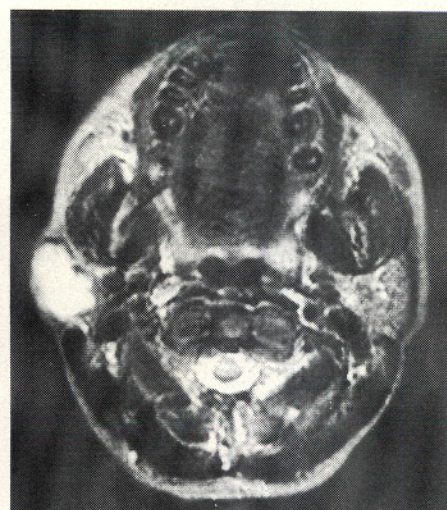
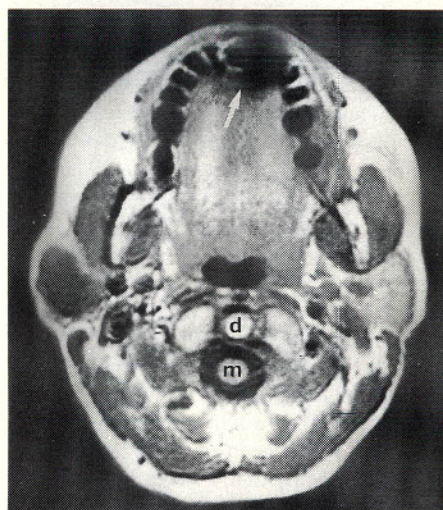
2.1 Proton imaging

Wanneer een persoon in een sterk magnetisch veld wordt gebracht, zullen de protonen in het lichaam zich, zoals beschreven, richten naar de veldlijnen van het magneetveld. De protonen gedragen zich derhalve als kleine kompasnaalden. De som van de magnetische momenten van de protonen wordt de netto magnetisatie (M) genoemd. Deze netto magnetisatie staat in de richting van het aangelegde magneetveld B_0 . De richting van het B_0 -veld wordt de Z-richting genoemd. Vervolgens wordt loodrecht op de Z-richting van het magneetveld een elektromagnetische puls met een frequentie die overeenkomt met de precessiefrequentie ingestraald. Als deze elektromagnetische puls van een voldoende duur en intensiteit is, kan de netto magnetisatie vanuit zijn oorspronkelijke Z-richting in een richting loodrecht op deze Z-richting

worden gebracht. De protonen worden als het ware van de noord-zuidrichting in de oost-westrichting gezet. Een puls die de netto magnetisatie 90° afbuigt, wordt een 90° -puls genoemd.

Wanneer de elektromagnetische puls wordt gestopt, zullen de protonen en daarmee de netto magnetisatie zich weer naar het oorspronkelijke magneetveld richten. De terugkeer van de netto magnetisatie naar de oorspronkelijke Z-richting verloopt volgens een tijdconstante T_1 . De tijdconstante T_1 is afhankelijk van de omgeving waarin de protonen zich bevinden. Verschillende weefsels kunnen daarom een verschillende T_1 hebben. Zo heeft water een lange T_1 , terwijl vet een relatief korte T_1 heeft.

Direct na de 90° -puls draaien alle protonen met dezelfde snelheid. Doordat de protonen elkaar echter onderling beïnvloeden, gaan sommige protonen sneller of langza-



Afb. 1. Pleomorf adenoom van de rechter glandula parotidea. Op de T_1 -gewogen axiale opname (links) is de tumor te zien als een glad begrensde homogene structuur met een signaalintensiteit die vrijwel gelijk is aan die van spierweefsel en lager dan die van vetweefsel. Op de T_2 -gewogen opname (rechts) is de signaalintensiteit sterk verhoogd ten opzichte van het omringende weefsel. Dorsaal van de dens (d) ligt het myelum (m) omringd door liquor. De liquor is donkergrijs op de T_1 -gewogen opname en wit op de T_2 -gewogen opname. Ventraal in de maxilla is een metaal artefact (witte pijl te zien).

mer draaien. Hierdoor raken de protonen uit fase. Deze defasering verloopt volgens een tijdconstante T_2 . Ook de T_2 -tijd is afhankelijk van de omgeving waarin de protonen zich bevinden. Water heeft bijvoorbeeld een zeer lange T_2 -tijd, terwijl bot een zeer korte T_2 -tijd heeft. De T_1 - en T_2 -tijdconstanten zijn onafhankelijke grootheden.

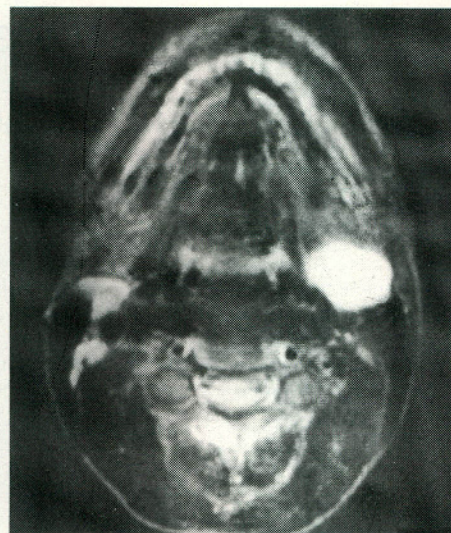
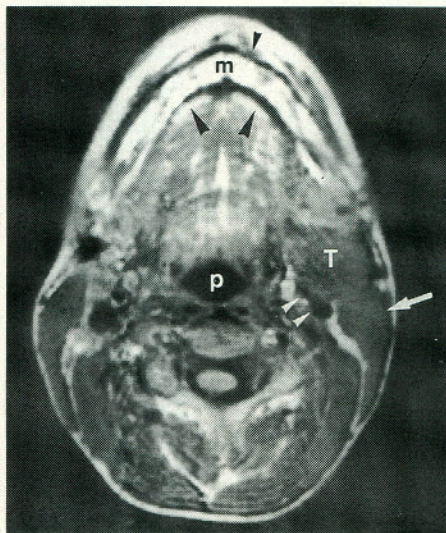
Bij MRI worden tijdens de opname kleinere magneetvelden met een oplopende sterkte aan het hoofd-magneetveld toegevoegd (gradiënten). Hierdoor is het mogelijk om de signalen ruimtelijk te coderen. Door middel van een mathematische bewerking (Fourier transformatie) kan uit de opgevangen signalen een beeld worden gereconstrueerd.

Bij MRI wordt veelal gebruik gemaakt van een spin-echo (SE) pulssequentie. Hierbij wordt na de 90° -puls een 180° -puls gegeven en vervolgens het signaal (de echo) opgevangen. De tijd tussen twee opeenvolgende 90° -pulsen heet de repetitietijd (TR). De tijd tussen de 90° -puls en de ontvangst van de echo heet de echotijd (TE).

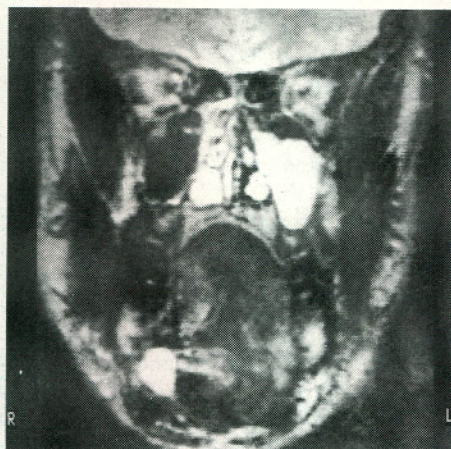
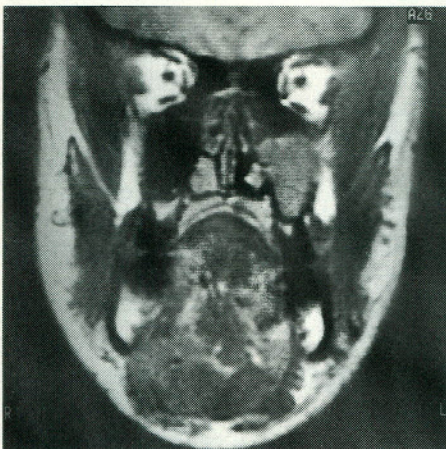
De verschillen in T_1 - en T_2 -waarden van de weefsels maken het door de juiste pulssequenties te kiezen, mogelijk contrastverschillen tussen weefsels op te wekken. Sequenties waarbij de 90° -pulsen elkaar snel opvolgen (korte TR) en de echotijden kort zijn (korte TE), accentueren het contrast op basis van T_1 -verschillen tussen weefsels. De T_2 -verschillen tussen weefsels worden geaccentueerd bij sequenties met een lange TR en een lange TE. Het gebruik van een pulssequentie die de T_1 - respectievelijk T_2 -verschillen tussen weefsels accentueert, resulteert in een zogenoemd ' T_1 -' of ' T_2 -gewogen' beeld. Op T_1 -gewogen opnamen heeft vetweefsel een hoge (wit), spierweefsel een intermediaire (grijs) en vloeistoffen (zoals liquor) een lage signaalintensiteit (donker grijs) (afb. 1a). Op T_2 -gewogen opnamen hebben weefsels met een lange T_2 , dus waterrijke weefsels zoals bij oedeemvorming, een relatief hoge signaalintensiteit (wit) (afb. 1b). Corticaal bot geeft zowel op T_1 -gewogen als op T_2 -gewogen opnamen geen signaal (zwart) (afb. 2a).

3 De magneet

Voor het opwekken van een magneetveld, kan gebruik worden gemaakt van een permanente magneet, een elektromagneet of een supergeleidende magneet. In het laatste geval is ook sprake van een elektromagneet die echter gekoeld wordt tot -270°C waardoor supergeleiding ontstaat. De stroom blijft daardoor permanent ronddraaien. De magneet wordt dus nooit uitgezet. Voor koeling wordt gebruik gemaakt van vloeibare helium. De meeste MR-sys-



Afb. 2. (links) Axiale T_1 -opname. Tumor (T) in het linker submandibulaire gebied. De tumor ligt aan de dorsale zijde tegen de musculus sterno-cleido-mastoïdeus aan (witte pijl). De arteria carotis interna en de vena jugularis interna zijn als zwarte structuren mediaal van de tumor te zien (witte pijlpunten). Ventraal ligt de mandibula (m). (p=pharynx) Het hoge signaal in de mandibula wordt veroorzaakt door het daar aanwezige vetmarg. Het corticale bot (zwarte pijlpunten) geeft geen signaal en is zwart. (rechts) T_2 -gewogen beeld. De signaalintensiteit in de tumor neemt sterk toe, wijzend op een waterige substantie van de tumor.



Afb. 3. Plunging ranula. Op de coronale T_1 -gewogen opname (links) is een lichte asymmetrie te zien. Op de T_2 -gewogen opname (rechts) is de ranula als een gebied met sterk verhoogde signaalintensiteit zichtbaar. Als nevenbevinding is een sinusitis maxillaris sinistra te zien.

temen in ons land maken gebruik van een supergeleidende magneet. De sterkte van de magneet wordt uitgedrukt in Tesla (T).

Het sterke magneetveld heeft invloed op metalen voorwerpen en pacemakers. Patiënten met een pacemaker kunnen daarom niet met MRI worden onderzocht. In het algemeen wordt geen of weinig hinder ondervonden van vullingen (afb. 1).² Wel kunnen eventueel aanwezige metalen plaatjes het beeld nadelig beïnvloeden.

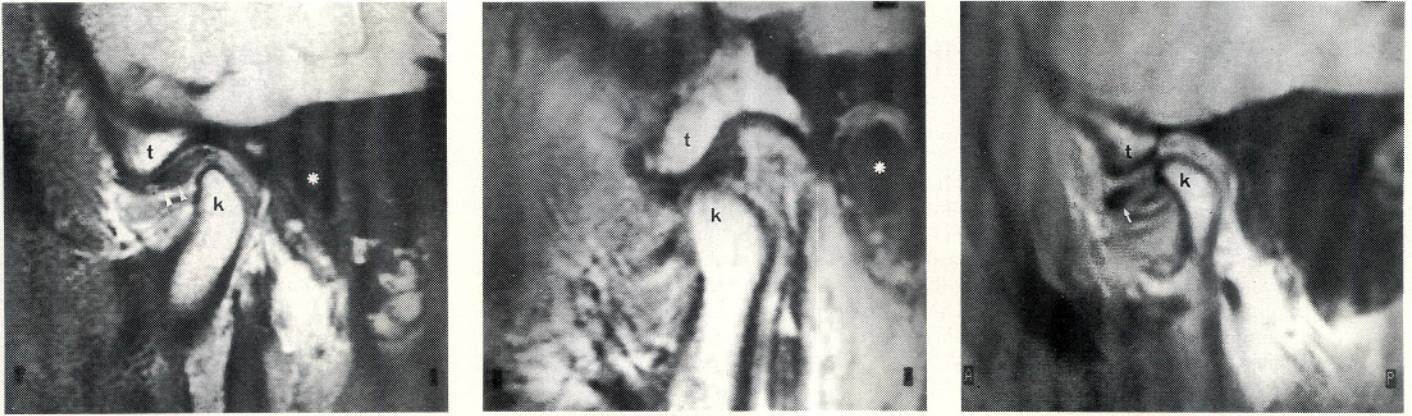
Een ander belangrijk nadeel van MRI ligt in het feit dat de patiënt in een vrij nauwe koker wordt geschoven. Patiënten met claustrofobie zijn hierdoor vaak niet te onderzoeken met MRI. Als niettemin een

sterke behoefte aan MRI bestaat, is het in een aantal centra mogelijk het onderzoek onder narcose uit te voeren.

MRI is een veilige beeldvormende techniek. Tot nu toe zijn geen bijwerkingen of nadelige gevolgen van MRI beschreven, ondanks de inmiddels uitgebreide hoeveelheid onderzoek die hiernaar is gedaan.^{3,4}

4 Indicaties voor MRI

MRI is zeer geschikt voor het afbeelden van hersenen, gewrichten, botten, wekdelen en organen zoals het hart en ook bloedvaten. In het hoofd-halsgebied wordt MRI-onderzoek voornamelijk gebruikt bij



Afb. 4. Kaakgewricht (links) Sagittale T₁-gewogen opname van het kaakgewricht bij gesloten mond. Tussen het kaakkopje (k) en het tuberculum (t) ligt de discus articularis als een zwarte streepvormige structuur (witte pijlpunten). Dorsaal is de meatus acousticus externus te zien (witte ster), terwijl craniaal de temporaalkwab zichtbaar is. (midden) Sagittale T₁-gewogen opname bij geopende mond. Het kaakkopje staat nu onder het tuberculum. De discus articularis ligt ook nu weer tussen kaakkopje en tuberculum, als een donkere vliedervormige structuur. (rechts) Sagittale T₁-gewogen opname van het kaakgewricht bij een patiënt met discusluxatie. De discus articularis (witte pijl) ligt ventraal in het gewricht.

de diagnostiek van tumoren en bij afwijkingen van het kaakgewricht.⁵⁻¹⁰

Door de mogelijkheid van MRI om afbeeldingen in meerdere vlakken te maken, kan de ligging van tumoren ten opzichte van de omgevende structuren goed worden vastgesteld (afb. 1). Ook de ingroei van tumoren in omgevende weefsels (afb. 2) en de relatie ten opzichte van bloedvaten is met MRI goed te diagnostiseren.¹¹ Bloedvaten hebben op het MRI-beeld meestal een lage signaalintensiteit doordat de waterstofkernen in het bloedvat als het ware wegstromen voordat hun signaal kan worden opgevangen. In sommige gevallen is het mogelijk om met behulp van MRI iets te zeggen over de aard van de afwijking. Wanneer bijvoorbeeld een glad begrensde tumor wordt gevonden met een homogene structuur en een hoog signaal op de T₂-gewogen opname, is een afwijking met een relatief hoog watergehalte waarschijnlijk (afb. 1-3).

Bij de diagnostiek van kaakgewrichts-afwijkingen kan MRI een belangrijke rol spelen. Met behulp van sagittale opnamen met een hoge resolutie is het mogelijk de discus articularis bij gesloten en geopende mond af te beelden. Dit maakt het mogelijk een eventuele discusluxatie te diagnostiseren (afb. 4).

5 Conclusie

Het hoge contrastoplossende vermogen van MRI en de mogelijkheid om afwijkingen in meerdere vlakken af te beelden, maken dat deze beeldvormende techniek een steeds belangrijker plaats inneemt bij

de diagnostiek van vele afwijkingen in het hoofd-halsgebied. De technische ontwikkelingen op het gebied van driedimensionale weergave van structuren en de MR-angiografie zullen in de naaste toekomst

ongetwijfeld nog veel meer diagnostische mogelijkheden bieden. Hierdoor zal MRI naar verwachting een steeds belangrijker plaats in het arsenaal van de radiodiagnost innemen.¹²

Summary

MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Key words: Dental radiography – Magnetic resonance imaging

Magnetic Resonance Imaging is one of the most recently developed imaging techniques of the human body. In this review the physical principles and applications for oral surgeons are discussed.

Literatuur

- ¹KERSTENS HC, TREK EB. Kernspinresonantietomografie van het kaakgewricht. Ned Tijdschr Tandheelkd 1987; 94: 270-2.
- ²HINSHAW DB, HOLSHOUSER BA, ENGSTROM HI, TJAN AH, CHRISTIANSEN EL, CATALI WF. Dental material artifacts on MR images. Radiology 1988; 166: 777-9.
- ³DOORNBOS J. Veiligheidsaspecten van magnetic resonance imaging. Ned Tijdschr Geneesk 1990; 134: 1485-9.
- ⁴KANAL E, SHELLOCK FG, TALAGALA L. Safety considerations in MR imaging. Radiology 1990; 176: 593-606.
- ⁵HILLSAMER PJ, SCHULLER DE, MCGHEE RB, CHAKERES D, YOUNG DC. Improving diagnostic accuracy of cervical metastases with computed tomography and magnetic resonance imaging. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 1990; 116: 1297-301.
- ⁶VAN DEN BREKEL MW, CASTELIJNS JA, STEL HV, et al. Detection and characterization of metastatic cervical adenopathy by MR imaging: comparison of different MR techniques. J Comput Assist Tomogr 1990; 14: 581-9.
- ⁷MATT BH, CROCKETT DM. Plunging ranula in an infant. Otolaryngol Head Neck Surg 1988; 99: 330-3.
- ⁸HELMS CA, KABAN LB, McNEILL C, DODSON T. Temporomandibular joint: morphology and signal intensity characteristics of the disk at MR imaging. Radiology 1989; 172: 817-20.
- ⁹STEENKS MH, WITKAMP TD. Kernspintomografie en het kaakgewricht. Ned Tijdschr Tandheelkd 1990; 97: 366-9.
- ¹⁰SUTTON DI, SADOWSKY PL, BERNREUTER WK, McCUTCHEON MJ, LAKSHMINARAYANAN AV. Temporomandibular joint sounds and condyle/disk relations on magnetic resonance images. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1992; 101: 70-8.
- ¹¹GOODING GA. Diagnostic imaging in the diagnosis of malignant invasion of the carotid artery: ultrasound, computed tomography, magnetic resonance imaging. Cancer Treat Res 1990; 52: 31-46.
- ¹²VOGL T, WILIMZIG C, GREVERS G, LAUB G, LISSNER J. 3D-KST-Rekonstruktionen bei Raumforderungen im Kopf-Hals-Bereich. ROFO 1990; 152: 253-8.