

16 Magnetisk resonans tomografi

Hans-Jørgen Smith

Magnetisk resonans tomografi eller MR (eng.: magnetic resonance imaging, MRI, på norsk også magnettomografi, MT) er det siste skudd på stammen av radiologiske nyvinninger. Med en magnettomograf (MR-maskin) kan man lage snittbilder, tomogrammer, i en hvilken som helst retning av en hvilken som helst del av menneskekroppen. Metoden benytter seg av magnetfelt og radiobølger; ioniserende stråler er ikke involvert. Dens styrke er først og fremst detaljert anatomisk fremstilling i flere plan med stor kontrast mellom de ulike vevene. I motsetning til ultralyd blir magnetfelt og radiobølger ikke hindret av luft eller ben, og MR gir derfor ofte en langt bedre anatomisk oversikt enn ultralyddiagnostikk. De senere års utvikling har også gitt mulighet for avbildning og kvantifisering av en rekke funksjonelle parametre så som blodstrømhastighet, perfusjon, diffusjon og blodets oksygeneringsgrad (det siste særlig benyttet i studier av ulike hjernefunksjoner). MRs svakhet er (foreløpig) fremfor alt manglende tilgjengelighet; som ikke-invasiv metode er den dessuten relativt dyr og tidkrevende - omtrent like dyr og tidkrevende som angiografi. Undersøkelsen er dessuten avhengig av at pasienten kan ligge stille (ved undersøkelse av hjertet ofte i 30 - 40 minutter), og små barn må derfor ofte sederes eller undersøkes i narkose.

16.1 Generelt om magnetisk resonans tomografi

16.1.1 Magnettomografen og dens magnetfelt

Magnettomografens viktigste bestanddeler er en meget kraftig magnet, en radiosender, en mottakerspole og en datamaskin (1, 2). Magneten kan ha forskjellig utforming, men er ofte sylindrisk. Den er så stor at pasienten kan plasseres inne i den. Magnetfeltstyrke måles i tesla (T) eller Gauss, der 1 tesla = 10^4 Gauss.

De fleste magnettomografer har feltstyrke i området 0,1 - 1,5 tesla. Til sammenligning har jordklodens magnetfelt en styrke som ved polene er 0,7 Gauss, ved ekvator 0,3 Gauss. De kraftigste kliniske magnetene (0,5 - 3,0 tesla) er supraledende, hvilket betyr at de er elektromagneter der vindingene består av supraledende materiale. Supraledende materiale har ingen elektrisk motstand ved tilstrekkelig lav temperatur. Disse magnetene er nedkjølt av flytende helium, som har en temperatur på 4° Kelvin. Ved installasjon av elektromagneten, blir strøm koplet til magnetens vindinger, slik at magnetfeltet dannes. Magneten blir så nedkjølt, og motstanden i vindingene opphører fullstendig. Strømtilførselen kan derved frakoples uten at strømmen slutter å gå i vindingene. Magneten er bygget som en termos, og med periodevis etterfylling av flytende helium beholder den sin lave temperatur og sitt magnetfelt i årevis uten bruk av strøm.

Det kraftige magnetfeltet og bruken av radiobølger stiller spesielle krav til skjerming, dels skjerming av magnetfeltet slik at dette i minst mulig grad påvirker omgivelsene, dels skjerming mot radiostøy utenfra. Moderne magneter har såkalt aktiv skjerming, hvilket betyr at det dannes motfelt som sterkt reduserer magnetfeltstyrken på utsiden av magneten.

Magnetfeltstyrken 1,5 tesla har lenge vært regnet som optimal for undersøkelse av hjertet. De siste årene er også maskiner med feltstyrke 3,0 tesla blitt tilgjengelige for pasientundersøkelser. Signal/støy-forholdet øker med økende feltstyrke, og feltstyrken 3,0 tesla har i særlig grad vist seg fordelaktig ved visse undersøkelser av hjernen så som MR-spektroskopi og fremstilling av hjerneaktivitet (funksjonell MR, fMRI). Den høye feltstyrken skaper imidlertid også en del problemer, og det er enda ikke vist at 3,0 tesla er bedre enn 1,5 tesla ved undersøkelse av hjertet.

Med årene er MR-maskinenes utforming blitt mer pasientvennlige ved at det indre rom der pasienten plasseres er blitt videre og kortere. Det finnes også åpne magneter for inter-

vensjon der undersøkeren kan stå helt inntil pasienten under undersøkelsen (2). Biopsier og varme- eller kuldebehandling av tumorer (RF-ablasjon, kryobehandling) kan gjøres under MR-veiledning, og det finnes endog spesielle katetre med radiosender i tuppen som muliggjør kateterisering og angiografi under "MR-gjennomlysning". Sistnevnte prosedyrer er foreløpig eksperimentelle, og det er enda langt frem før dette eventuelt får innpass i vanlig klinisk virksomhet.

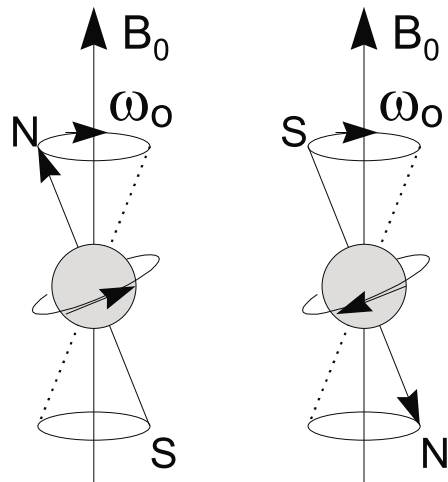
16.1.2 MR signalet kommer fra hydrogenkjernene

Magnetisk resonans er basert på det faktum at noen atomkjerner er magnetiske. Dette gjelder i prinsippet alle atomkjerner som har et ulikt antall protoner og/eller et ulikt antall nøytroner i kjernen. Slike kjerner roterer om sin egen akse – de har spinn – og siden kjernen også er elektrisk ladet, fører spinnebevegelsen til at kjernen blir magnetisk, omtrent som en liten stavmagnet, dvs. en dipol med en nordpol og en sydpol. Hydrogenkjernen (^1H) er ideell for MR, dels fordi den som magnet er relativt kraftig, dels fordi den opptrer i svært høye konsentrasjoner i biologisk vev. Biologisk vanlige kjerner som oksygen (^{16}O) og karbon (^{12}C) er umagnetiske og kan derfor ikke benyttes. Til MR-avbildning brukes utelukkende hydrogenkjernen, men til MR-spektroskopi kan også andre magnetiske kjerner benyttes så som ^{31}P , ^{13}C , ^{23}Na og ^{19}F .

Når en pasient plasseres i det kraftige magnetfeltet til en MR, vil alle hydrogenkjernenes magnetfelt rette seg inn langs det ytre feltets retning på en slik måte av vevet selv blir magnetisk (1). Den enkelte hydrogenkjernes magnetfeltakse blir dessuten tvunget til å rotere (presesere) om det ytre magnetfeltets akse med en helt bestemt frekvens kalt presesjonsfrekvensen, resonansfrekvensen eller Larmorfrekvensen (figur 1). Frekvensen (ω_0) er bestemt av styrken til det ytre magnetfeltet (B_0) i henhold til den såkalte Larmorligningen:

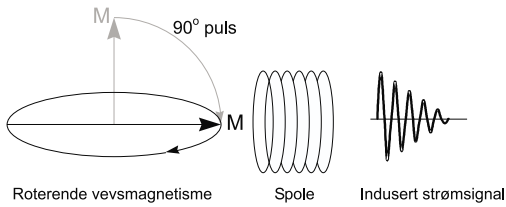
$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

der γ er en konstant (den "gyromagnetiske ratio") som er spesifikk for hver kjernetype. Ved de magnetfeltstyrker som benyttes i magnetotomografer, ligger hydrogenkjernenes Larmorfrekvens i samme frekvensområde som radiobølger (42,58 MHz ved 1 tesla).



Figur 1. Presesjonsbevegelse. Magnetfeltaksen (syd-nord-aksen) til alle hydrogenkjerner tvinges til å rotere med Larmorfrekvens (ω_0) omkring retningen til det kraftige magnetfeltet B_0 . Et flertall hydrogenkjerner preseserer med sin nordpol (N) i samme retning som B_0 ("parallelle protoner") (til venstre) mens et mindretall preseserer med sin nordpol i motsatt retning ("antiparallele protoner") (til høyre). Overskuddet av parallelle protoner gir opphav til vevsmagnetismen.

Magnetismen i et lite vevsvolum representerer summen (nettomagnetismen) av alle hydrogenkjernenes magnetfelt i volumet. Denne vevsmagnetismen er en vektor med samme retning som det ytre magnetfeltet og har i utgangspunktet en styrke som er proporsjonal med antall hydrogenkjerner per volumenhet ("protontettheten") i vevet. En kortvarig radiobølge (en radiobølgepuls) som har samme frekvens som hydrogenkjernenes Larmorfrekvens, vil rotere alle hydrogenkjernenes magnetfelt og derved også vevsmagnetismen bort fra B_0 -feltets retning et visst antall grader avhengig av pulsens varighet (1). Slike pulser får navn etter det antall grader magnetismen blir dreid ("flipvinkelen"). En 90° puls vil således dreie vevsmagnetismen ned i et plan vinkelrett på B_0 -feltets retning. Her vil vevsmagnetismen bli stående å rotere en liten stund med Larmorfrekvens. Vevsmagnetismen kan på dette tidspunkt måles ved å la den indusere et strømsignal i en spole plassert på utsiden av pasienten (figur 2). Det er slike induserte strømsignaler som benyttes til å lage MR-bilder.



Figur 2. Induksjon av strømsignal i mottakerspolen. Vevsmagnetismen, M , er dreid 90° bort fra B_0 -retningen og roterer i et plan vinkelrett på B_0 forbi mottakerspolen. Det induserte strømsignalet svinger i takt med rotasjonen av M .

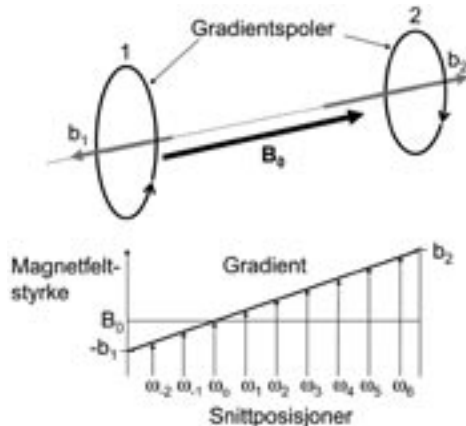
16.1.3 Signalregistrering: spinnekk og gradientekko

Signalet som kan registreres like etter en 90° puls, faller raskt i styrke fordi små ujevnheter i magnetfeltstyrken i vevene fører til at de enkelte hydrogenkjernene preseserer med litt ulik frekvens (figur 2). De kommer derfor i utakt, dvs. ut av fase med hverandre, og nettomagnetismen avtar. De kan imidlertid tvinges i fase igjen slik at nettomagnetismen, og derved det induserte strømsignalet, gjenvinnes. Dette kan oppnås på to prinsipielt ulike måter; enten ved hjelp av en 180° radiobølgepuls, eller ved hjelp av en bipolar magnetfeltgradient. (Andre anvendelser av magnetfeltgradienter er forklart i neste avsnitt). Det regenererte strømsignalet kalles et ekko, og tiden fra utsendelse av 90° pulsen til ekkoet kalles ekkotiden. Teknikker som benytter 180° pulser til å lage ekko, kalles generelt spinnekkoteknikker, mens de teknikkene som genererer ekkoet ved hjelp av magnetfeltgradienter, kalles gradientekkoteknikker.

16.1.4 De induserte strømsignalene blir til snittbilder

Alle digitale bildediagnostiske metoder som lager snittbilder, avbilder egentlig vevsskiver med en viss tykkelse. Dette gjelder ultralydundersøkelser, CT og også MR. For ultralyd og CT oppnås dette ved at smale stråler av henholdsvis ultralyd og røntgenstråler "skjærer" gjennom en skive av kroppen. Radiobølgene som benyttes ved MR, har imidlertid altfor lang bølgelengde til å kunne sendes inn i kroppen som en avgrenset stråle. I stedet sørger man for at bare hydrogenkjernene i en smal skive av kroppen kan påvirkes av radiobølgene.

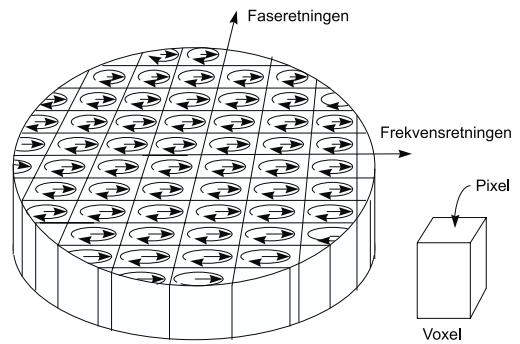
Dette oppnås ved hjelp av såkalte magnetiske feltgradienter. Ved hjelp av spesielle strømsspoler (gradientspoler) lages det svake magnetfelt i tillegg til det kraftige B_0 -feltet (figur 3). Ved å variere retningen på disse tilleggsfeltene får man magnetfeltstyrken inne i magnetnet til å øke eller avta jevnt i én bestemt retning (gradientretningen). I gradientretningen vil magnetfeltstyrken således variere fra litt mindre enn B_0 via B_0 til litt mer enn B_0 . Tilsvarende vil hydrogenkjernenes Larmorfrekvens variere fra litt mindre enn ω_0 til litt mer enn ω_0 . Alle plan vinkelrett på gradientretningen vil imidlertid ha ens magnetfeltstyrke og ens Larmorfrekvens. En radiobølge vil bare påvirke protonene i det planet der Larmorfrekvensen er den samme som radiobølgens frekvens. Radiobølgens frekvens bestemmer derfor snittets posisjon på tvers av gradientretningen (figur 3). De fleste bildeopptak er såkalte multisnittopptak som gir mange snitt fra ulike anatomiske posisjoner samtidig. Dette oppnås ved å benytte radiobølgepulser med mange ulike frekvenser. Gradientretningen og derved snittretningen kan velges helt fritt. Radiobølgene



Figur 3. To gradientspoler (1 og 2) orientert på tvers av B_0 -retningen induserer magnetfelt med henholdsvis motsatt (b_1) og samme (b_2) retning som B_0 . Dette oppnås ved å la strømmen i de to spolene gå i motsatt retning (pilens retning). Mellom spole 1 og 2 varierer magnetfeltstyrken lineært fra $(B_0 - b_1)$ til $(B_0 + b_2)$. Magnetfeltgradienten har altså i dette tilfellet samme retning som B_0 . Hydrogenkjernene i alle plan vinkelrett på gradienten har innbyrdes samme Larmorfrekvens og blir påvirket av radiobølger med samme frekvens. Snittposisjonene langs gradienten blir derved bestemt av radiobølgens frekvenser ($\omega_2 - \omega_1$).

er ikke monofrekvente, men har et avgrenset frekvensområde som tilsvarer nøyaktig variasjonen i Larmorfrekvens gjennom snittets tykkelse. Snitt-tykkelsen kan bestemmes dels av radiobølgens frekvensspektrum (båndbredde), dels av gradientens styrke. Snitt-tykkelsen vil øke når radiobølgens frekvensspektrum øker, og avta når gradientens styrke øker.

Digitale bilder består av små bildeelementer, piksler, der hver piksel svarer til et lite volumelement, voksel, i den avbildete vevsskiven (figur 4). Hver voksel har sin egen vevsmagnetisme, vokselmagnetisme, og alle vokselmagnetismene inducerer samtidig hvert sitt separate signal (vokselsignal) i mottaker-spolen. For å kunne omdanne disse signalene til et bilde, må datamaskinen kunne vite forskjellen på de ulike vokselsignalene. Det oppnåes ved å gi de ulike vokselsignalene en unik kode bestående av frekvens og fase. Et strømsignal kan som kjent karakteriseres ved sin styrke, sin frekvens og sin fase. Vokselsignalet styrke forteller hvilken gråtone motsvarende piksel skal ha i det endelige bildet. Innkodingen av frekvens og fase skjer ved å applisere magnetiske feltgradienter i vevsskivens plan. Fasen innkodes ved hjelp av en kortvarig gradient som appliseres i én bestemt retning (faseretningen) i tidsrommet etter utsendelsen av radiobølgene, men før registrering av signalet. Mens gradienten er på, øker vokselmagnetismenes rotasjonsfrekvens jevnt i faseretningen. Når gradienten så slås av, blir frekvensene på nytt de samme, men de vokselmagnetismene som roterte fort mens gradienten var på, vil ha rotert flere grader enn de som roterte langsommere; de vil ligge foran de langsommere i fase. Det er derved innkodet en fase som øker jevnt fra voksel til voksel i faseretningen. Frekvensforskjeller fra voksel til voksel innkodes ved å applisere en feltgradient (frekvensgradient) i vevsskivens plan vinkelrett på faseretningen (i den såkalte frekvensretningen) mens det induserte strømsignalet (ekkoet) registreres. Det registrerte signalet består derved av en rekke vokselsignaler hvis frekvens er bestemt av vokselsens plassering i frekvensretningen og hvis fase er bestemt av vokselsens plassering i faseretningen. Hvert vokselsignal har derved fått en unik kombinasjon av frekvens og fase som gjør de kan plasseres i korrekt posisjon i det endelige bildet.



Figur 4. Utsnitt av vevsskive inndelt i sine enkelte volumelementer, voksel. Snittflaten på hver voksel tilsvarer et bildeelement, piksel, i det endelige todimensjonale bildet. Vokselsens høyde er det samme som skivetykkelsen eller snitt-tykkelsen. Vanlig snitt-tykkelse er i området 1 - 10 mm, og vanlig pikselstørrelse ca. 1 x 1 mm. Figuren viser situasjonen like etter en 90° puls der alle vokselmagnetismene roterer i takt på tvers av B_0 -feltet. Magnetiske feltgradienter inducerer deretter faseforskjeller og frekvensforskjeller mellom vokselmagnetismene (se tekst).

Antall vokselsignaler som skal skilles fra hverandre er mange, det er gjerne 256 x 256, dvs. 65536 piksler i et MR-bilde. Den metoden datamaskinen bruker for å skille alle disse signalene fra hverandre, kalles Fourieranalyse. For å få nok data til å kunne skille mellom vokselsignalene, må det utsendes mange radiobølgepulser og registreres like mange signaler (ekko). Tiden mellom hver pulsutsendelse kaller repetisjonstiden. For at hvert ekko skal gi ny informasjon, endres styrken til fasegradienten før hvert nytt ekko. Med tradisjonell spinnekkoteknikk må fasegradientstyrken i løpet av bildeopptaket gjennom like mange trinn som det er piksler i faseretningen i bildet. Er det 256 piksler i faseretningen, må det altså registreres minst 256 ekko før bildet kan rekonstrueres. Minste opptakstid blir derved repetisjonstiden multiplisert med antall fasegradienttrinn, hvilket i praksis vil si flere minutter. I de senere årene er det blitt stadig vanligere å benytte ulike "hurtigteknikker". Ved dels å korte drastisk ned på repetisjonstider og ekko-tider (vanlig ved gradientekkoteknikker), dels å la fasegradienten gå gjennom flere trinn mellom hver pulsutsendelse (kalles gjerne turbospinnekkoteknikker), kan man gjøre betydelig raskere opptak. Gode anatomiske opptak kan nå gjøres mens pasienten holder pusten (dvs.

på 10 - 20 sekunder), og renonserer man litt på bilde kvaliteten, kan de fleste av dagens maskiner ta bildeopptak på tider ned mot ett sekund. Den aller raskeste teknikken (kalt echo planar imaging) kan komme ned i en opptakstid på 50 ms; det oppnås ved å la fasegradienten gå gjennom alle sine styrketrekk i løpet én eneste ekkoregistrering.

16.1.5 Bildekontrasten bestemmes av vevsmagnetismen

Bildekontrasten, dvs. gråtonesjatteringene som gjør at man kan se de ulike vev og strukturer, oppnås ved at hver piksel tildeles en gråtone bestemt av styrken til det induerte vokselignalet, og dette er igjen bestemt av styrken til vevsmagnetismen i vokselen. Jo kraftigere vevsmagnetisme i en voksel, desto lysere gråtone i motsvarende piksel. Magnetismen i hver voksel er som før nevnt bestemt av "protontettheten" i vokselen, men den kan også gjøres avhengig av flere andre parametre. For at datamaskinen skal få nok informasjon til å kunne lage bilder, må det som nevnt sendes inn mange radiobølgepulser og registreres mange induerte strømsignaler. Mellom hver pulsutsendelse skjer det noe med hydrogenkjernenes magnetfelt, og dermed med vevsmagnetismen. For det første vil hydrogenkjernenes magnetfelt, som like etter radiobølgepulsen roterte pent synkronisert og nesten i fase, relativt raskt komme i utakt, og for det andre vil hydrogenkjernenes magnetfelt på ny rette seg inn langs B_0 -feltets retning. Disse to prosessene, desynkroniseringen (defaseringen) og innrettingen, kalles henholdsvis T2- og T1-relaksasjon. Parametrene T1 og T2 er tider (målt i ms), og forteller hvor fort disse prosessene skjer. Både T1 og T2 varierer fra vev til vev. Ved å variere repetisjonstiden og ekkotiden er det mulig å la bildekontrasten gjenspeile forskjeller i T1 og/eller T2 vevene imellom. I såkalte T1-vektede bilder (kort repetisjonstid og kort ekkotid) er kontrasten langt på vei bestemt av forskjeller i T1 (jo kortere T1 i en voksel, desto lysere piksel), mens kontrasten i T2-vektede bilder (lang repetisjonstid og lang ekkotid) er bestemt av forskjeller i T2 (desto lengre T2 i en voksel, desto lysere piksel). Hvordan parametrene T1 og T2 kommer til uttrykk i bildekontrasten, blir også påvirket av

hvorvidt man benytter spinnekk- eller gradienttekkoteknikk. For gradienttekkoteknikkene er i så måte den såkalte flipvinkelen viktig. Disse teknikkene benytter ofte en mindre flipvinkel enn 90° , f.eks. 30° eller 60° .

Blod i blodårer og hjertekamre er i MR-sammenheng et viktig naturlig "kontrastmiddel" fordi det er i bevegelse. Helt avhengig av den teknikk man benytter under bildeopptaket, vil bevegelsen av blodet kunne føre til en reduksjon eller økning av magnetismens styrke i de vokslene der det er blodstrøm. Noen bildeopptaksteknikker (f.eks. spinnekkoteknikken) vil derfor fremstille blodårelumen og hjertekamre sorte ("sort blod"), mens andre teknikker (gradienttekkoteknikkene) vil vise de samme områdene hvite ("hvitt blod").

16.1.6 MR-kontrastmidler

De fleste kontrastmidler for MR er paramagnetiske, hvilket betyr at de blir magnetiske når de utsettes for et magnetfelt. MR-kontrastmidler endrer kontrasten i bildene ved å forkorte T1- og/eller T2-relaksasjonen til de omgivende hydrogenkjernene i vevet. Kontrastoppladning kan derfor sees som økt signal på et T1-vektet bilde eller som redusert signal på et T2-vektet bilde. Ved undersøkelse av hjertet er paramagnetiske kontrastmidler særlig aktuelle for kartlegging av perfusjon og viabilitet (se under).

16.2 MR av hjertet

16.2.1 Teknikker for snittanatomi og pumpefunksjon

De aller fleste MR-opptak av hjertet må med dagens teknikker utføres synkront med hjerteslagene, dvs. med EKG-triggering, for å unngå bevegelsesuskarphet (3-5). Det finnes svært raske MR-teknikker der hjertet kan avbildes i sann tid, og det er også under utvikling metoder for å registrere hjertets bevegelse uten bruk av EKG, men best bilde kvalitet oppnås fortsatt med EKG-triggerede opptak. Med EKG-triggering vil alle ekko som bidrar til å lage ett snittbilde, bli registrert med samme tidsforsinkelse fra R-takken. Hensikten er at hjertet skal ha samme kontraksjonsgrad hver gang ekkoet fra ett og samme snitt blir registrert. Uregelmessig hjer-

teaksjon vil kunne føre til uskarpe bilder fordi hjertets kontraksjonsgrad for ett og samme snitt varierer i løpet av bildeopptaket.

Detaljert anatomisk fremstilling oppnås best med T1-vektede bilder som gir god kontrast mellom sort blod, grått myokard og hvitt fettvev (figur 5). Med spinnekk- eller turbospinnekketeknikk er opptakstiden fra noen sekunder til flere minutter. I et EKG-trigget multsnittopptak av hjertet vil hjertet ha ulik kontraksjonsgrad på alle bildene (figur 5). Fremstilling av hjertets kontraksjoner, såkalt cine-MR, baserer seg på bruk av gradientekkoteknikker som gir kraftig signal fra blod (hvitt blod) og relativt svakt signal fra myokard og andre bløtdeler (figur 6). Ved cine-MR registreres ekko fra ett og samme snitt flere ganger per hjertesyklus med en tidsoppløsning på 20-50 ms (figur 6). Også her er opptakstiden fra noen sekunder til flere minutter (avhengig av teknikk og utstyr). Etter endt opptak har man kanskje 15-20 bilder av samme anatomiske snittplan med økende tidsavstand fra R-takken, og når disse bildene vises om og om igjen i en sløyfe (cine loop), oppnås en kinolignende fremstilling (4). I områder med høye

blodstrøms hastigheter og turbulens vil signalet tapes, og en jet gjennom en stenotisk klaff eller lekkasje gjennom en insuffisient klaff vil derfor sees som en sort "dusj" (3-5).

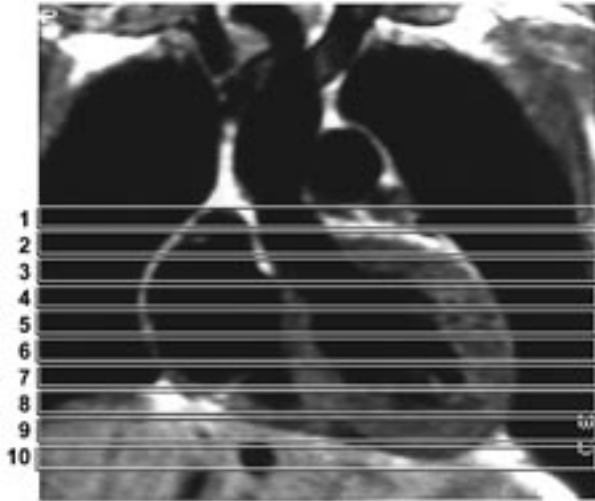
16.2.2 Blodstrømsmåling: fasekontrast cine-MR

Gråtonen i vanlige MR-bilder, også cine-MR med gradientekkoteknikk, er bestemt av ekkoets styrke. Som nevnt inneholder ekkoet også informasjon om vokselmagnetismenes fase, og denne fasen benyttes til romlig informasjon, dvs. den forteller hvilken plassering den enkelte vokal har i faseretningen. Fasen kan imidlertid også gi informasjon om blodstrøms hastigheten i en vokal. Ved hjelp av spesielle magnetfeltgradienter ("hastighetsinnkodingsgradienter") er det mulig å gjøre fasen i et voksel signal direkte proporsjonal med blodstrøms hastigheten (3-5). I et såkalt fasekontrast MR-bilde er gråtonen i hver piksel bestemt av fasen til motsvarende voksel signal på en slik måte at alt stasjonært vev blir mellomgrått, mens piksler med blodstrøms hastighet får en endret gråtone avhengig av hastighetens stør-

ANATOMISK FREMSTILLING

EKG-trigget
spinnekk
multisnitt

Snitt 1: endediastole
Snitt 4: endesystole



Figur 5. EKG-trigget spinnekketeknikk for anatomisk fremstilling av hele hjertet. Figuren viser 10 aksiale snitt (vevsskiver) lagt inn på et koronalt (frontalt) T1-vektet bilde. Snitt nr. 1 blir tatt i endediastole, snitt nr. 4 i endesystole. Hos voksne trengs vanligvis 10-12 snitt med tykkelse 7-8 mm for å fremstille hele hjertet fra aortaroten til diafragma.

relse og retning. Ved å plassere en "region-of-interest" (ROI) omkring hele karet kan man måle middelhastighet i karet, og gjøres dette med cine-teknikk, dvs. flere målinger pr. hjertesyklus, kan man måle hvordan hastigheten varierer i løpet av en hjertesyklus. Multipliseres dette med blodårens tverrsnittsareal, får man også målt volum blodstrøm, f.eks. som ml/min. Bestemmelse av maksimalhastighet i en kort stenose kan brukes til å regne ut gradienten: $\text{Gradient (mm Hg)} = 4 \cdot V_{\text{max}}^2 \text{ (m/s)}$.

16.2.3 Måling av perfusjon

Måling av perfusjon i myokard kan gjøres ved å kombinere første gangs passasje av et intravenøst injisert kontrastmiddel med T1-vektede opptak som er raske nok til å dekke hjertet med flere snitt hvert 1-2 sekund (4). Perfusjons-MR av myokard gjøres i hvile og etter farmakologisk stress, f.eks. adenosin. Adenosin-stress MR er blitt en god metode til å påvise perfusjonsdefekter perifert for signifikante stenoser. Metoden kan brukes til å selektre pasienter til invasiv undersøkelse (koronar angi).

16.2.4 Viabilitet

De seneste årene er man blitt klar over at ikke-viabelt myokard retinerer vannløselig paramagnetisk MR-kontrastmiddel i betydelig grad. Spesielle MR-opptak vil 10-15 minutter etter i.v. injeksjon av kontrastmiddelet vise høyt kontrastopptak i ikke-viabelt myokard (eksempelvis både nye og gamle infarkter), men ikke i normalt myokard (4). Viabilitetsopptak med MR er i ferd med å overta den rolle PET har spilt i differensieringen mellom viabelt og ikke-viabelt myokard.

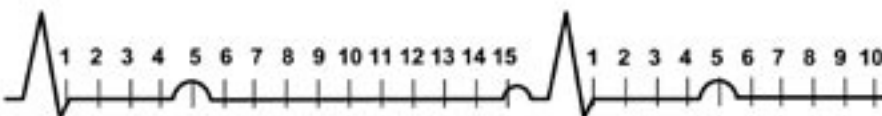
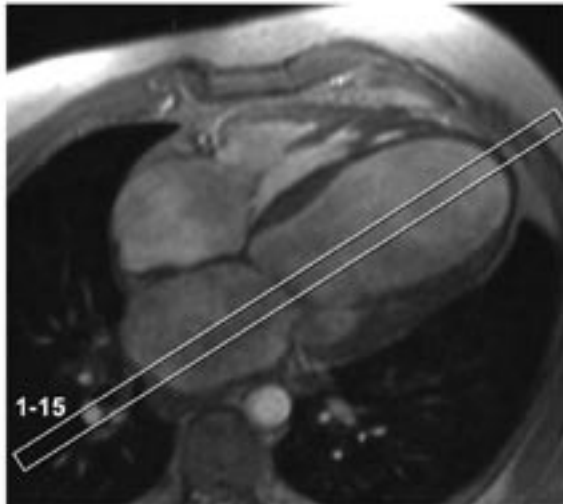
16.2.5 Spesielle teknikker: tagging, vektoranalyse

Vanlig cine-MR gir et visuelt inntrykk av regionale veggkontraksjoner; man kan se hypokinesi, akinesi og invers bevegelighet, og man kan måle hvordan myokards tykkelse varierer fra endediastole til endesystole. Ved hjelp av en spesiell teknikk kalt "tagging" og bildeanalyse er det også mulig å kvantifisere transmural kontraksjonsevne, dvs. graden av kontraksjon i de ulike lagene av myokard. "Tagging" er en teknikk som lager et signalfritt linje- eller

CINE-MR

EKG-trigget
gradientekko
enkeltsnitt,
multifase

Fase 1: endediastole
Fase 5: endesystole



Figur 6. EKG-trigget gradientekkoteknikk for cine-MR. På et firekammer gradientekkobilde er det lagt inn en vevsskive i tokammerretning (gjennom venstre ventrikel og atrium). Skiven skal avbildes 15 ganger (i 15 faser) pr. hjertesyklus. Fase (bilde) nr. 1 vil bli tatt i endediastole, fase nr. 5 i endesystole.

rutemønster i det endediastoliske bildet i et cine-opptak (4). På de påfølgende bildene senere i hjertesyklus, vil linje- eller rutemønsteret bli deformert i en grad og en retning som er avhengig av den regionale kontraksjonsevnen. Selve taggingteknikken er kommersielt tilgjengelig, men tilgjengeligheten av adekvate analyseprogrammer er ikke like god. Eksempler på andre bildeanalyser som foreløpig er forbeholdt forskningsinstitusjoner, er "strain rate imaging", som kan vise graden av kontraksjon pr. tidsenhet i hver piksel i bildet, og vektoranalyse, der blodstrømmen i bildet kan visualiseres ved hjelp av små piler som indikerer blodstrømmens hastighet (pilens lengde) og retning (pilens retning).

16.2.6 MR-angiografi

MR kan benyttes til å lage ikke bare snittbilder, men også angiografilignende projeksjonsbilder av tredimensjonale karstrukturer, såkalt MR-angiografi (MRA) (6). Noen MRA-teknikker er avhengige av intravenøs injeksjon av kontrastmiddel (kontrastforsterket MRA), andre ikke. I thorax er kontrastforsterket tredimensjonal MRA mest brukt. Teknikken er godt egnet til fremstilling av pulmonalkar og aorta med sidegrener, og den er så rask at pasienten kan holde pusten under opptaket, slik at man unngår uskarphet i bildene pga. respirasjonsbevegelse. Tredimensjonalt opptak innebærer at man etterpå kan rekonstruere projeksjonsbilder med helt valgfri projeksjonsretning og derved friprojisere de ulike karstrukturene. MRA kan under optimale forhold gi god fremstilling av koronararteriene (4), men metoden er enda ikke god nok til å erstatte invasiv angiografi mht. diagnostikk av koronarsykdom.

16.2.7 MR-spektroskopi

Magnettomografer med en magnetfeltstyrke på minst 1,5 tesla gir også mulighet for in vivo MR-spektroskopi (MRS). Metoden baserer seg i korthet på at atomkjerner av samme type har en Larmorfrekvens som varierer med kjernenes molekylære plassering. Ulike kjernetyper har mye større frekvensforskjeller, og mottaker-spolen kan bare stilles inn på frekvensområdet til én kjernetype av gangen. Flere kjerner kan være aktuelle, bl.a. hydrogen og fosfor (^{31}P). Ved å analysere frekvensspekteret til det signalet som induseres av én bestemt kjernetype, kan

man påvise tilstedeværelse og konsentrasjon av flere ulike forbindelser. Resultatet kan fremstilles som en spektralkurve med frekvens langs abscissen og styrke langs ordinaten. Hver topp langs kurven svarer til en bestemt forbindelse eller metabolitt, og høyden på toppen indikerer konsentrasjonen av forbindelsen i måleområdet. In vivo MRS gjøres alltid i kombinasjon med MR-tomografi. Ut fra snittbildene (basert på signaler fra hydrogenkjernene) velger man ut det området som skal analyseres med MRS. Skal man gjøre fosfor MRS, må man endre sender- og "lytter"-frekvens til fosfors Larmorfrekvens. Fosfor MRS kan fremstille f.eks. de relative konsentrasjoner av ATP, ADP og anorganisk fosfat. Proton MRS kan f.eks. vise den relative konsentrasjon av laktat, som er av interesse ved iskemi.

I forbindelse med hjertediagnostikk har MRS vært benyttet til påvisning av reaksjon hos hjertetransplanterte pasienter, men metoden har ikke fått noe gjennombrudd i den kliniske hverdag.

16.3 Indikasjoner

16.3.1 Medfødt hjertesykdom

MRs styrke ved medfødt hjertesykdom er først og fremst oversiktlig fremstilling av komplisert anatomi, ikke minst relasjonen mellom de store kar og hjertets ulike avsnitt. Metoden er derfor særlig til nytte ved de mer komplekse medfødte feil (5). MR kan også gi nyttig informasjon om både høyre og venstre ventrikkels funksjon. Blant de bildediagnostiske metodene vil ekkokardiografi med doppler alltid være førstevalg. MR vil av og til kunne erstatte en invasiv undersøkelse, men blir oftere brukt for å avklare usikre angiografiske funn. MR er også godt egnet til å kontrollere postoperative forhold.

16.3.2 Iskemisk hjertesykdom

MR kan gi følgende bidrag ved iskemisk hjertesykdom:

1. MR-angiografi av koronararteriene.

MRA av koronararteriene blir stadig bedre, men fortsatt er ikke metoden god nok til å erstatte invasiv angiografi. Per i dag

(medio 2003) gir moderne multidetektor CT bedre fremstilling av koronararteriene enn MR.

- 2. Cine-MR for fremstilling av kontraktilitet.** Disse opptakene benyttes til å studere global og regional kontraktilitet og ligger til grunn for utregning av høyre og venstre ventrikkels endediastoliske og endesystoliske volum, muskelmasse, ejectionsfraksjon, slagvolum og veggykkelse (både absolutt og endring fra endediastole til endesystole) (5). Cine-MR kan kombineres med farmakologisk stresstesting, f.eks. dobutamin.
- 3. Myokard-perfusjon i hvile og etter farmakologisk stress med f.eks. adenosin.** Adenosin dilaterer normale koronararterier, men ikke arterier perifert for signifikante stenoser fordi disse allerede er maksimalt dilaterte. Perfusjons-MR med adenosin stress viser derfor myokardområder perifert for signifikante stenoser som relative perfusjonsdefekter (4).
- 4. Myokard-viabilitet vha. senfase kontrastopptak.** Metoden er nyttig bl.a. i utredning av pasienter før bypassoperasjon for å skille mellom hibernerende myokard og arrvev (4). Hibernerende myokard har redusert kontraksjonsevne pga. kronisk iskemi, men kan gjenvinne sin funksjon etter revaskularisering, i motsetning til arrvev som det ikke har noen hensikt å revaskularisere.

16.3.3 Klaffefeil

Cine-MR kan gradere klaffeinsuffisiens med samme nøyaktighetsgrad som røntgenangiografi. Klaffestenoser kan påvises, og ved hjelp av måling av blodstrøms hastighet kan stenosegraden beregnes etter samme prinsipper som med doppler ultralyd (3-5). MR kan også avklare om en stenose sitter i eller under selve klaffene (valvulær eller subvalvulær stenose). Selv om nesten alle kunstige hjerteventiler trygt kan undersøkes med MR, vil de ventilene som inneholder metall gi artefakter i bildene (ventilens nærmeste omgivelser blir usynlige). En eventuell lekkasje omkring en slik ventil er derfor ikke egnet for MR-undersøkelse.

16.3.4 Kardiomyopatii

MR er god til å vise fordelingen av veggfortykkelse ved hypertrofisk kardiomyopati (3-5); cine-opptak kan vise kontraksjonsevnen i hypertrofisk myokard, og viabilitetsopptak vil kunne avsløre myokardnekrose i de samme segmentene. MR kan også til en viss grad skille mellom idiopatisk dilatert kardiomyopati (oftest normal veggykkelse) og ventrikkeldilatasjon pga. koronarsykdom (lokalisererte arrforandringer). Ved restriktiv kardiomyopati vil en differensialdiagnose være konstriktiv perikarditt. Den siste tilstand har fortykket perikard, noe som lett påvises med MR. MR kan imidlertid ikke påvise avleiringssykdommer i myokard, bortsett fra uttalt jernavleiring (hemokromatose eller transfusjonshemosiderose) som vil gi synlig redusert signal i myokard.

16.3.1 Høyre ventrikkeldysplasi

Ved denne arvelige sykdommen, som kan gi alvorlige rytmeforstyrrelser utgående fra høyre ventrikkel, vil MR kunne påvise strukturforandringer og fettinfiltrasjonen i høyre ventrikkels frie vegg (3-5) og også eventuelle funksjonsforandringer i ventrikkelen (f.eks. redusert kontraksjonsevne). MR kan imidlertid ikke påvise hvor i høyre ventrikkel en evt. rytmeforstyrrelse oppstår. MR-forandringer typiske for høyre ventrikkeldysplasi vil også kunne sees hos asymptomatiske slektninger til pasienter med symptomatisk sykdom, men på den annen side har ikke alle pasienter med symptomatisk sykdom synlige forandringer ved MR-undersøkelse.

16.3.1 Perikardsykdom

T1-vektede spinneko-bilder viser det normale perikard som en mørk stripe mellom to lyse vev, det epikardiale fettvev og det perikardiale fettvev (3-5). Perikarditt sees som en lokalisert eller generell fortykkelse av perikard (5). Perikardvæskens signalstyrke er avhengig av væskens innhold av protein og andre makromolekyler. Stormolekylære stoffer forkorter væskens T1 og forårsaker økt signalstyrke på T1-vektede bilder. Eksudatet i perikard ved den sterkt inflammatoriske uremiske perikarditt gir således et moderat kraftig signal på T1-vektede bilder, mens det perikardiale transudat som

sees ved f.eks. hjertesvikt, har nesten manglende signal på T1-vektede bilder. Perikardvæske har for øvrig ofte lavere signal enn pleuravæske av samme sammensetning pga. den større molekylære bevegelse i perikardvæsken. Hemoperikardium (blod i perikard) har et karakteristisk utseende med en intens signalstyrke på T1-vektede bilder.

16.3.1 Kardiale tumorer

MR er generelt den beste teknikken til påvisning av tumorer i eller omkring hjertet (3-5). Ingen annen metode kan som MR fremstille den tumors utbredelse og evt. infiltrasjon i hjertet og de store kar. God bildekvalitet forutsetter imidlertid en jevn hjerterytme. Spesielt små intraluminale tumorer (f.eks. myksomer) kan være vanskelige å påvise dersom bildekvaliteten reduseres av ujevn rytme. Da kan ekkokardiografi være et bedre alternativ. Enkelte ekspansive prosesser kan ved MR ha en karakteristisk signalstyrke, f.eks. lipomer og hematomer. Man kan som regel skille mellom cystiske og solide tumorer, men de fleste solide tumorer har ved MR et uspesifikt utseende.

16.4 Kontraindikasjoner

MR av hjertet er for de fleste pasienter en helt ufarlig undersøkelse forutsatt at man tar hensyn til de kontraindikasjoner som gjelder alle MR-undersøkelser. Disse skyldes dels magnetfeltet, dels radiobølgene. Kontrastmiddelallergi kan også være en kontraindikasjon.

16.4.1 Absolutte kontraindikasjoner

Pacemaker/pacemakerelektrode. Det kraftige statiske magnetfeltet kan ha en meget uheldig virkning på en pacemaker; dens triggerrytme kan endres eller triggerfunksjonen helt opphøre. Er pacemakern fjernet, men elektroden fortsatt til stede, vil også dette være en kontraindikasjon. Radiobølgene vil kunne indusere strøm i elektroden med en uheldig varmeutvikling som følge. Dette gjelder også de perkutane pacemakerelektroden som ofte brukes i det postoperative forløp etter en hjerteoperasjon. Det er riktignok nå utviklet MR-kompatible pacemakere der metall-elektroden er erstattet av en fiberoptisk

kabel og der stimuleringen av hjertet skjer via laserlys, men disse pacemakerne er foreløpig sjeldne unntak.

Nevrostimulator. De samme forhold vil gjøre seg gjeldende for en nevrostimulator som for en pacemaker med elektrode (se over), men også her finnes det MR-kompatible modeller.

Intrakranielt aneurismeklips. Aneurismeklips er store, og tidligere var de fleste som ble satt inn her i landet, oftest også magnetiske. I et kraftig magnetfelt vil magnetiske klips rette seg inn etter magnetfeltets retning og følgelig rotere. De potensielt katastrofale følger skulle være innlysende. Alle nevrokirurgiske avdelinger her i landet skal nå benytte bare umagnetiske, og derfor ufarlige, aneurismeklips.

Intraokulært fremmedlegeme. Blindhet som følge av intraokulær blødning, kan være det sørgelige resultat av en MR undersøkelse dersom pasienten har et bevegelig og magnetisk fremmedlegeme inne i øyeeplet.

Cochlea implantat (innoperert høreapparat). Magnetiske komponenter av implantatet vil kunne forskyves pga. magnetfeltet, og implantatets funksjon vil sannsynligvis bli påvirket av radiobølgene. Det finnes imidlertid også digitale modeller som er MR-kompatible.

16.4.2 Relative kontraindikasjoner

Graviditet. Graviditet ble tidligere regnet som en absolutt kontraindikasjon i første trimester pga. en teoretisk mulighet for oppvarming av fosteret (pga. radiobølgene). Det er nå enighet om at denne kontraindikasjonen bare er relativ og må veies mot nytten av undersøkelsen. Senere i svangerskapet vil det største problemet for pasienten sannsynligvis være å måtte ligge lenge flatt på ryggen.

Kunstig hjerteklaff av metall. Kunstige hjerteklaffer utsettes for store mekaniske påkjenninger pga. hjertets kontraksjoner, påkjenninger som i de fleste tilfeller er langt større enn den mekaniske kraft forårsaket av magnetfeltet. Metall i en hjerteklaff betyr altså ingen fare, men kan

forårsake bildeartefakter i klaffens umiddelbare nærhet. Den eneste hjerteklaff som har vært regnet som en kontraindikasjon, er den gamle Starr-Edwards kuleventil.

Suturer, stenter og klips. Alle metaller, spesielt de magnetiske, kan forårsake bildeartefakter i sin umiddelbare nærhet, men de vil som regel ikke innebære noen fare for pasienten. Stålrådsuturer i sternum eller vaskulære klips i mediastinum etter bypassoperasjon er altså ingen hindring for MR-undersøkelse, men det anbefales å vente ca. 6 uker etter en bypassoperasjon for at evt. magnetiske klips skal få anledning til å "gro fast". Det samme gjelder stenter, f.eks. i koronararteriene. Dersom disse er umagnetiske, kan man gjøre MR-undersøkelse umiddelbart etter innsettelse, men er de magnetiske bør man vente ca. 6 uker.

Klaustrofobi. Alvorlig klaustrofobi kan umuliggjøre MR-undersøkelse, men problemet er relativt sjeldent. Ved Radiologisk avdeling på Rikshospitalet må ca. 1 prosent av undersøkelsene utgå pga. klaustrofobi.

Kontrastmiddelallergi. Allergi overfor et MR-kontrastmiddel er en relativt kontraindikasjon mot bruk av dette kontrastmiddelet. Slik allergi opptrer imidlertid svært sjeldent. Det er ingen kryssreaksjon med røntgenkontrastmidler, og allergi overfor røntgenkontrastmidler er derfor ingen kontraindikasjon mot bruk av MR-kontrastmiddel.

16.5 Litteratur

- Smith H-J, Gjesdal K-I. Magnetisk resonans - historikk og teoretisk grunnlag. Tidsskr Nor Lægeforen 2000;120:931-5
- Gjesdal K-I, Smith H-J. Magnettomografi - nyere teknikker og fremtidsperspektiver. Tidsskr Nor Lægeforen 2000;120:1562-6
- Smith H-J. Magnetisk resonanstomografi av hjertet. Tidsskr Nor Lægeforen 2000;120:1337-41
- Smith H-J. MR-undersøkelser. I: Klinisk kardiologi, <http://lupin.legeforeningen.no/kurs>, 2003
- Smith H-J. Cardiac MR imaging. Acta Radiol 1999;40:1-22
- Smith H-J. Magnetisk resonansangiografi. Tidsskr Nor Lægeforen 2000;120:936-40