

# MAGNETISK RESONANS AV HJERTET

*Einar Hopp og Hans-Jørgen Smith*

Magnetisk resonans (MR) er blitt et viktig verktøy til bruk i hjertediagnostikk, og alt taler for at metoden blir stadig viktigere i tiden som kommer. Teknikken gjør nytte av de magnetiske egenskapene til elementærpartikler i kroppen. Hver enkelt MR-maskin (magnettomograf) har et kraftig magnetfelt, og undersøkelsen gjennomføres ved hjelp av manipulering av magnetfeltet og bruk av hurtige og kraftige elektromagnetiske pulser. Metoden innebærer ingen bruk av ioniserende stråling, men det kraftige magnetfeltet gjør at man må ta noen forholdsregler.

I dette kapittelet gjør vi rede for de grunnleggende prinsippene for MR-avbildning, de vanligste sekvensene brukt ved hjerteundersøkelser, og hvordan disse sekvensene kan brukes for effektiv diagnostikk. Dessuten tar vi opp noen forholdsregler og kontraindikasjoner ved MR generelt.

## MR, magnetisme og bildedannelse

### Magneten og magnetfeltet

Magnettomografens viktigste bestanddeler er en meget kraftig magnet, en radiosender, en mottakerspole og en datamaskin (1). Magneten kan ha forskjellig utforming, men er ofte sylindrisk. Den er stor nok til å plassere pasienten inne i den. Magnetfeltstyrke måles i tesla (T) eller Gauss, der 1 tesla =  $10^4$  Gauss. De fleste magnettomografer har feltstyrke i området 0,2 - 3,0 tesla. Til sammenligning har jordklodens magnetfelt en styrke som ved polene er 0,7 Gauss og ved ekvator 0,3 Gauss. De kraftigste kliniske magnetene (0,5 - 3,0 tesla) er supraledeende, hvilket betyr at de er elektromagneter der vindingene består av supraledeende materiale. Supraledeende materiale har ingen elektrisk motstand ved tilstrekkelig lav temperatur, og disse magnetene er nedkjølt av flytende helium med en tempe-

ratur på 4° Kelvin. Magneten er bygget som en termos, og med periodevis etterfylling av flytende helium beholder den sin lave temperatur og sitt magnetfelt i årevis uten ytterligere 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, noe som 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 vanlige for pasientundersøkelser. Tidlige generasjoner av 3,0 tesla magneter hadde en del utfordringer nettopp ved hjerteundersøkelser, men trenden er at disse utfordringene overkommes og at 3,0 tesla også er godt egnet. Signal/støy-forholdet øker med økende feltstyrke.

### MR-signalet kommer fra hydrogenkjernene

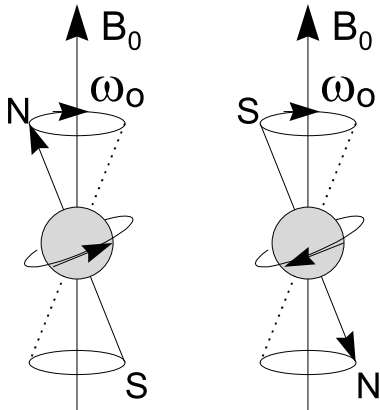
Magnetisk resonans er basert på det faktum at noen atomkjerner er magnetiske. Dette gjelder i prinsippet alle atomkjerner som har et ulikt antall protoner og/eller et ulikt antall nøytroner i kjernen. Slike kjerner roterer om sin egen akse - de har spinn - og siden kjernen også er elektrisk ladet, fører spinnbevegelsen til at kjernen blir magnetisk som en dipol med en nordpol og en sydpol. Hydrogenkjernen ( $^1\text{H}$ ) 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 ( $^{16}\text{O}$ ) og karbon ( $^{12}\text{C}$ ) 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  $^{31}\text{P}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{23}\text{Na}$  og  $^{19}\text{F}$ .

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 ( $\omega_0$ ) er bestemt av styrken til det ytre magnetfeltet ( $B_0$ ) i henhold til den såkalte Larmorligningen:

$$\omega_0 = \gamma \times B_0$$

der  $\gamma$  er en konstant kalt den gyromagnetiske ratio som er spesifikk for hver kjernetype. Hydrogenkjernenes Larmorfre-



*Figur 1. Presesjonsbevegelse. Magnetfeltaksen (syd-nord-aksen) til alle hydrogenkjerner tvinges til å rotere med Larmorfrekvens ( $\omega_0$ ) omkring retningen til det kraftige magnetfeltet  $B_0$ . Et flertall hydrogenkjerner preseserer med sin nordpol (N) i samme retning som  $B_0$  («parallele 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.*

kvens er 42,58 MHz ved 1,0 tesla; det vil si i samme frekvensområde som radiobølger.

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

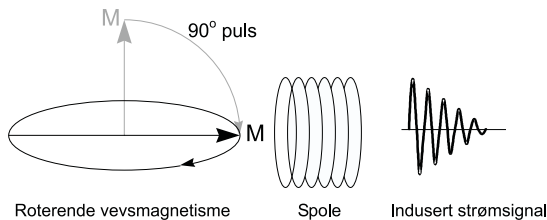
er proporsjonal med antall hydrogenkjerner per volumenhet («protontettheten») i vevet. En kortvarig radiobølge (en radiobølgepuls) som har samme frekvens som hydrogenkjernenes Larmorfrekvens, vil rotere alle hydrogenkjernenes magnetfelt og derved også vevsmagnetismen bort fra  $B_0$ -feltets retning et visst antall grader («flipvinkelen») avhengig av pulsens varighet (1). Slike pulser får navn etter denne flipvinkelen. En  $90^\circ$  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.

## Signalregistrering: spinnekk og gradientekko

Signalet som kan registreres like etter en  $90^\circ$  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  $180^\circ$  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  $90^\circ$  pulsen til ekkoet kalles ekkotiden. Teknikker som benytter  $180^\circ$  pulser til å lage ekko, kalles generelt spinnekketeknikker, mens de teknikkene som genererer ekkoet ved hjelp av magnetfeltgradienter, kalles gradientekkoteknikker (1).

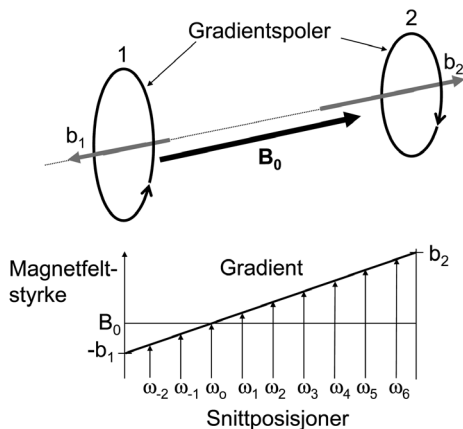
## De induserte strømsignalene blir til snittbilder

Alle digitale snittbilder er egentlig bilder av vevsskiver med en viss tykkelse. Med MR oppnår man dette ved å sørge for at bare hydrogenkjernene i en smal skive av kroppen kan påvirkes av radiobølgene. Dette oppnås ved hjelp av såkalte magne-



**Figur 2. Induksjon av strømsignal i mottakerspolen.** Vevsmagnetismen,  $M$ , er dreid  $90^\circ$  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  $M$ .

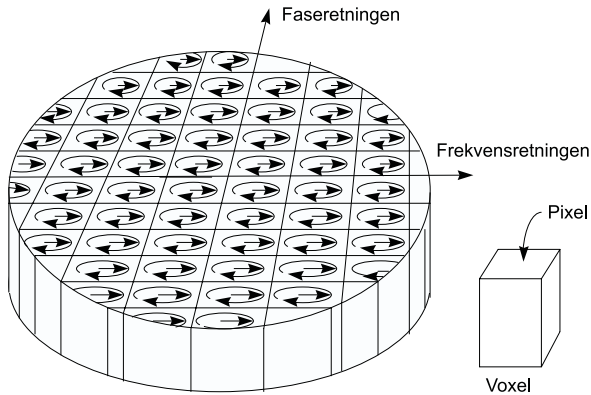
tiske feltgradienter. Ved hjelp av spesielle strømspoler (gradientspoler) legger man til svake magnetfelt på toppen av det kraftige  $B_0$ -feltet (figur 3). På denne måten vil magnetfeltstyrken stige jevnt i en fritt valgt retning som kalles gradientretningen. I denne retningen vil magnetfeltstyrken variere fra litt mindre enn  $B_0$  via  $B_0$  til litt mer enn  $B_0$ , og tilsvarende vil hydrogenkjernenes Larmorfrekvens variere fra litt mindre enn  $\omega_0$  til litt mer enn  $\omega_0$ . Alle plan vinkelrett på gradientretningen vil imidlertid ha ens



**Figur 3. To gradientspoler (1 og 2) orientert på tvers av  $B_0$ -retningen inducerer 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 radiobølgenes frekvenser ( $\omega_2 - \omega_6$ ).

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 multisnitt-opptak som gir mange snitt fra ulike anatomiske posisjoner samtidig. Dette oppnås ved å benytte radiobølgepulser med mange ulike frekvenser. Radiobølgene er ikke monofrekvente, men har et avgrenset frekvensområde som tilsvarende nøyaktig variasjonen i Larmorfrekvens gjennom snittets tykkelse. Tykkelsen på snittet kan bestemmes dels av radiobølgens frekvensspektrum (båndbredde), dels av gradientens styrke. 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 vokslens magnetisme inducerer samtidig hvert sitt separate signal (voksel-signal) i mottakerspolen. For å kunne omdanne disse signalene til et bilde, må datamaskinen kunne vite forskjellen på de ulike voksel-signalene. Det oppnås ved å gi de ulike voksel-signalene en unik kode bestående av frekvens og fase. Et strømsignal kan som kjent karakteriseres ved sin styrke, sin frekvens og sin fase. Voksel-signalets 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 radiobølgen, men før registreringen av signalet. 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. Hvert voksel-signal har derved fått en unik kombinasjon av frekvens og fase som gjør at de kan plasseres i korrekt posisjon i det endelige bildet (1).



*Figur 4. Utsnitt av vevsskive inndelt i sine enkelte volumelementer, vokslar. Snittflaten på hver voxel tilsvarer et bildeelement, piksel, i det endelige todimensjonale bildet. Vokselens 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 voksel-signal som skal skilles fra hverandre er mange, det er gjerne 256 x 256, dvs. 65536 piksler i et MR-bilde. Datamaskinen bruker Fourieranalyse for å skille alle disse signalene fra hverandre. For å få nok data til dette, må det sendes ut mange radiobølgepulser og registreres like mange signaler (ekko). Tiden mellom hver pulsutsendelse kalles repetisjonstiden. For at hvert ekko skal gi ny informasjon, endres styrken til fasegradienten før hvert nytt ekko. Med tradisjonell spinnekkoteknikk må det registreres like mange ekko som det er piksler i faseretningen i bildet. Minste opptakstid med tradisjonell spinnekkoteknikk blir dermed i praksis flere minutter. I de senere årene er det blitt stadig vanligere å benytte ulike «hurtigteknikker». Ved dels å korte drastisk ned på repetisjonstider og ekkotider (vanlig ved gradientteknikker), 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, eller enda lavere.

## Bildekontrasten bestemmes av vevsmagnetismen

Bildekontrasten, dvs. sjetteringen av gråtoner som gjør at man kan se de ulike vev og strukturer, oppnås ved at hver piksel tildeles en gråtone bestemt av styrken til det induserte voksel-signalet, og dette er igjen bestemt av styrken til vevsmagnetismen i vokselen. Jo kraftigere vevsmagnetisme i en voxel, desto lysere gråtone i motsvarende piksel. Magnetismen i hver voxel er som før nevnt bestemt av «protontettheten» i vokselen, men den kan også gjøres avhengig av flere andre parametere. For at datamaskinen skal få nok informasjon til å kunne lage bilder, må det som nevnt sendes inn mange radiobølgepulser og registreres mange induserte 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 langsetter  $B_0$ -feltets retning. Desynkroniseringen (defaseringen) kalles T2-relaksasjon. Innrettingen kalles T1-relaksasjon. Parameterne 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. Hvordan parameterne T1 og T2 kommer til uttrykk i bildekontrasten, blir også påvirket av hvorvidt man benytter spinnekk- eller gradientteknikker. For gradientteknikkene 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 hjertekammer 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»).

## Kontrastmidler ved MR-undersøkelse

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, viabilitet og ekstracellulærvolum.

I praksis baserer aktuelle MR-kontrastmidler seg på tungmetallet gadolinium (Gd), som er «pakket inn» i et chelat for å eliminere toksiske effekter. De vanligste kontrastmidlene har liten molekylstørrelse og passerer endotelvegg uhindret, men de når ikke intracellulærrømmet. Noen intravaskulære kontrastmidler som ikke passerer endotelet, har vært til utprøving. Disse har en annen distribusjonskinetikk og vil gi kvalitativt annen informasjon for eksempel ved perfusjonsopptak.

## Gjennomføring av MR-sekvenser

De aller fleste MR-opptak av hjertet må med dagens teknikker utføres synkront med hjerteslagene, dvs. med EKG-triggering, for å unngå bevegelsesuskarphet (1). Det betyr at man registrerer pasientens EKG fortløpende, og at MR-opptaket synkroniseres fortløpende til R-takken i EKG. Prinsipielt kan man gjøre det prospektivt, der sekvensens opptak starter ved R-takk, eller retrospektivt der sekvensen gjennomføres med samtidig EKG-registrering for deretter å tilegnes tidspunkt etter R-takk. Hensikten med EKG-triggering er at hjertet skal ha samme kontraksjonsgrad hver gang ekkoet fra ett og samme snitt blir registrert. Begge

teknikker er sårbare for ujevn hjerterytme, fordi signalene da kan være dannet til ulik tid gjennom hjertesyklus. For å lage ett snittbilde, leser vi ut signaler til samme tid etter R-takken gjennom flere hjerteslag. Når man lager en serie med bilder som sammen utgjør en sekvens med hver sin fase gjennom hjertesyklus, vil hvert av disse bildene være dannet gjennom signalutlesning til samme tid etter R-takk gjennom flere hjertesykler. Opptakstiden kan være fra noen sekunder til flere minutter, avhengig av teknikk og utstyr, men det vanlige er at ett plan avbildes i en kort periode på fra 7 til 18 hjerteslag mens pasienten holder pusten.

Noen MR-sekvenser har sin styrke i anatomisk fremstilling, mens andre først og fremst gir fysiologisk informasjon.

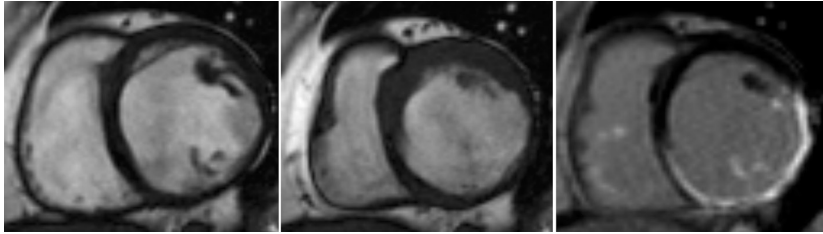
## Planvalg

En av styrkene ved MR er at standardisering av plan er enkelt og robust, i og med at metoden er uavhengig av akustisk vindu. Vi benytter generelt de vanlige standardiserte planvalgene av hjertet. Således er det vanlig å gjennomføre en undersøkelse med flere langakseplan gjennom venstre ventrikkel og multiple kortakseplan som til sammen dekker begge ventriklene. Ved behov legger vi snittplan over atrier eller de store kar i basis i tillegg. Det er vanlig å supplere med langakse gjennom høyre ventrikkel, og høyre ventrikkels frie vegg kommer godt fram med rette eller skrå sagittale eller aksiale snitt.

## Cine-sekvens

Nær alle hjerteundersøkelser på MR inkluderer en serie snittplan med cine-sekvens. Opptaket baserer seg på bruk av gradienttekkoteknikker som gir kraftig signal fra blod (hvitt blod) og relativt svakt signal fra myokard og andre bløtdeler (figur 5). Det registreres ekko fra ett og samme snitt flere ganger per hjertesyklus med en tidsoppløsning på 20 - 50 ms. Etter endt opptak har man 15 - 30 bilder med økende tid fra R-takken av samme anatomiske snittplan, og når disse bildene vises om og om igjen i en sløyfe (cine loop), oppnås en kinolignende fremstilling (2). Selv om fremstillingen illuderer ett hjerteslag, er opptaket altså basert på summen av flere. I områder med høye blodstrøms hastigheter og turbulens vil





*Figur 5. Kortaksebilder basalt fra MR-undersøkelse av 60 år gammel mann med tidligere gjennomgått hjerteinfarkt. Til venstre og i midten bilder fra EKG-trigget cinesekvens. Sekvensen telte 25 bilder gjennom syklus. Her har vi gjengitt bilde 1 og 9 etter R-takk, henholdsvis endediastole og endesystole. Legg merke til fortynnet myokard med svekket kontraksjon regionalt i hele nedre vegg av venstre ventrikkel. Området samsvarer godt med det signalintense (hvite) infarkt som kommer fram på tilsvarende kortaksebilde fra viabilitetsopptaket.*

signalet tapes, og en jet gjennom en stenotisk klaff eller lekkasje gjennom en insuffisient klaff vil derfor sees som en sort «dusj».

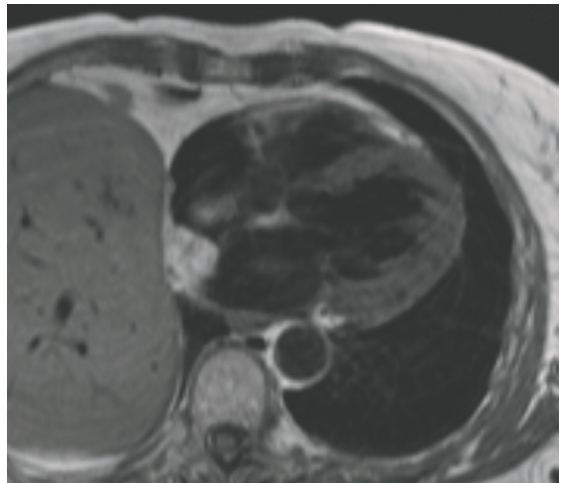
Cine-sekvensen gir både god anatomisk informasjon og vesentlig fysiologisk informasjon. Ved gransking av filmen ser vi veggtykkelse i de ulike kamrene, papillemuskler og fibrillær struktur, størrelse av kamre og klaffringer, og både medfødte og ervervede anatomiske avvik. Veggfortykkelsen gjennom systole kan vurderes direkte og kvalitativt. Gjennom syklus kan vi identifisere endediastole og endesystole (figur 5). Ved systematisk planvalg er det mulig å beregne kamrenes volumer ved de to tidspunktene i tillegg til muskulaturens volum. Ulike tilnæringer med lang- og kortakseprosjeksjoner har vært benyttet, men en direkte summering av skiver tatt i kortakseplan som til sammen dekker ventriklene er den best validerte og minst variable metoden i beregning av basale volumer av både venstre og høyre ventrikkel, som endediastolisk og endesystolisk volum, ejsjonsfraksjon og muskelvolum. Manuell inntegning av myokards avgrensning er fortsatt regnet for å være mest nøyaktig, men ulike automatiserte programmer finnes med nokså god nøyaktighet; dog med ulike behov for manuell korrigering gjennom prosedyren.

## T1 og T2

Det vanligste er at anatomiske stillbilder framstilles slik at blodet i hjertekamre og kar blir sort (black blood teknikk) med tanke på best mulig

avgrensning av endokard og karvegg.

T1-vektede bilder er stillbilder med detaljert anatomisk framstilling med god kontrast mellom sort blod, grått myokard og hvitt fettvev (figur 6). Med spinneko- eller turbospinnekoteknikk er opptakstiden fra noen sekunder til flere minutter. Det høye signalet i normalt fettvev gir mulighet for god anatomisk forståelse, og i noen tilfeller er det et selvstendig poeng å kartlegge fettinfiltrasjon i myokard eller fettholdige oppfyllninger i eller omkring hjertet (figur 6).



*Figur 6. EKG-trigget spinnekoteknikk for anatomisk framstilling av hjertet. Figuren viser et aksialt snitt av hjertet med T1-vektning. Myokard er jevnt grått, luften i lungene og blodet i hjertekamrene og de store karene er sort. Fettvevet er hvitt. Legg merke til fortykkelsen av fettvevet i bakre del av atrioseptum hos denne 68 år gamle kvinnen med septal lipomatose.*

T2-vektede teknikker er «vannfølsomme», i den forstand at vann gir høyt signal. Ulike teknikker med eller uten suppressjon også av fettsignal finnes. Disse sekvensene er aktuelle som metode for å detektere og kartlegge ødem i hjertemuskelen.

## 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 voksel har i faseretningen. Fasen kan imidlertid også gi informasjon om blodstrøms hastigheten i en voksel. Ved hjelp av spesielle magnetfeltgradienter («hastighetsinnkodingsgradienter») er det mulig å gjøre fasen i et vokselsignal direkte proporsjonal med blodstrøms hastigheten (2,3). I et såkalt fasekontrast MR-bilde er gråtonen i hver piksel bestemt av fasen til motsvarende vokselsignal på en slik måte at alt stasjonært vev blir mellomgrått, mens piksler med blodstrøms hastighet får en endret gråtone avhengig av hastighetens størrelse 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. hjertesykklus, kan man måle hvordan hastigheten varierer i løpet av en hjertesykklus. 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:  $\text{Gradient (mmHg)} = 4 \times V_{\text{max}}^2 \text{ (m/s)}$ .

## MR-perfusjon

Perfusjonsserier er serier der man tar bilder av samme vevsnett over tid, og følger utviklingen i signalegenskaper basert på blodgjennomstrømming. Denne typen sekvenser kan gjennomføres både ved hjelp av kontrastmiddel og uten, men ved hjerte-MR startes perfusjonsopptaket umiddelbart etter intravenøs injeksjon av kontrastmiddel og vedvarer gjennom første gangs passasje av kontrastmiddelet gjennom hjertet og

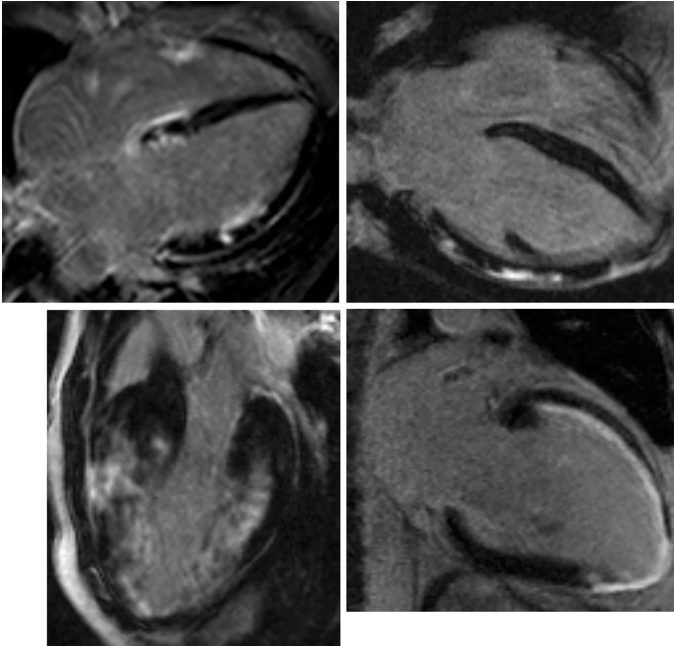
noe etter denne. Bildeopptakene må være raske nok til å dekke hjertet med flere snitt for hver hjertesykklus (2,3). Perfusjons-MR av myokard gjøres i hvile og etter farmakologisk stress, f.eks. adenosin. Adenosin-stress MR er blitt en god metode til å påvise perfusjonsdefekter perifert for signifikante stenoser. Metoden kan brukes til å selektere pasienter til invasiv undersøkelse (koronar angio).

## Viabilitet

Viabilitetsopptak kalles late eller delayed enhancement i engelskspråklig litteratur. Denne sekvensen baserer seg på injeksjon av ekstracellulært kontrastmiddel og distribusjonen av dette kontrastmiddelet i stabil fase (10 – 20 min etter injeksjonen). Sekvensen framhever T1-kontrast og innrettes slik at frisk hjertemuskel skal bli uten signal (sort), og at man skal få maksimal kontrast til vev med annen T1-tid. På den måten kommer ganske små forskjeller i T1-tid, og dermed konsentrasjon av kontrastmiddel, fram i bildet (2,3). Så ulike tilstander som infarkt, betennelse, fokal fibrose og ujevne avleiringer vil alle gi T1-forkorting og dermed foci med høysignal på viabilitetsopptaket, men ofte med ulik fordeling i myokard, der distribusjonen av infarkt er typisk (figur 7). Viabilitetsopptaket er så sensitivt og nøyaktig i påvisningen av regionale forskjeller mellom normalt og infarsert myokard at dette på kort tid er blitt en gullstandard i kartlegging av infarkt. Imidlertid er sekvensen lite egnet til å avsløre diffuse forandringer i myokard, i og med at den baserer seg på relative signalforskjeller.

## MR-angiografi

MR-angiografi (MRA) er en gruppe av sekvenser brukt for å framstille blodårer, eller helst lumen av blodårer. Det er ulike teknikker enten basert på injisert kontrastmiddel eller uten. Tredimensjonalt opptak innebærer at man etterpå kan rekonstruere projeksjonsbilder med helt valgfri projeksjonsretning og derved friprojisere de ulike karstrukturene. I thoraks er kontrastforsterket tredimensjonal MRA mest brukt (2). Teknikken er godt egnet til fremstilling av pulmonalkar og aorta med sidegrener,



*Figur 7. EKG-triggede enkeltsnitt viabilitetsopptak av fire ulike pasienter. Sort myokard er å oppfatte som normalt mens hvitt (høy signalintensitet) er patologisk, ikke-viabelt myokard. Oppe til venstre: 4-kammerplan av pasient med sarkoidose og spredte inflammatoriske foci. Oppe til høyre: 4-kammerplan av pasient med akutt myokarditt og spredte, særlig subepikardielle inflammatoriske foci. Nede til venstre: 3-kammerplan av pasient med uttalt hypertrofiisk obstruktiv kardiomyopati (HOCM) med fokale fibroseforandringer i midtre vegglag, særlig i mest hypertrofe region. Nede til høyre: 2-kammerplan av pasient med gjennomgått fremreveggsinfarkt; dels transmuralt, dels subendokardielt.*

og den er så rask at pasienten kan holde pusten under opptaket, slik at man unngår uskarphet i bildene pga. respirasjonsbevegelse. For framstilling av hjertets kamre og kransarterier må man ikke bare kontrollere respirasjonsbevegelsene, men også synkronisere opptaket til EKG. Til nå har det krevd lang tid, og slik angiografi har enten basert seg på nativ kontrast uten injisert kontrastmiddel, eller langsom infusjonsteknikk. Under optimale forhold oppnår man god framstilling av kransarteriene, men både invasiv angiografi og CT-angiografi er så langt bedre.

### Parametriske metoder

De vanlige metodene nevnt over baserer gråtoneskalaen på relative forskjeller i signalegenskaper mellom ulike typer vev.

Nye parametriske metoder tar sikte på direkte måling av magnetiske egenskaper i vevet, fortrinnsvis for å oppnå objektiv karakterisering av vevet. I skrivende stund er man i en overgangsfase der de ulike MR-produzentene er på trappene til å introdusere disse metodene kommersielt. Kunnskapsmessig er vi tilsvarende i en fase mellom eksperimentelle erfaringer og klinisk bruk. Det mest aktuelle er å måle T1- og T2-tid direkte; piksel for piksel gjennom sekvenser som gir bilder kalt T1- og T2-kart (4).

Målingen av T1- og T2-tid baserer seg på at man gjennomfører sekvenser med stillbilder der samme vevsskive blir avbildet en serie ganger ved samme kontraksjonsfase av hjertet, vanligvis end-diastole. Et T1-kart oppnås etter en såkalt inversjonspuls som innleder hvert bildeopptak. Magnetiseringen i vevet gjenvinnes i ulike lang tid, før man henter ut

signalet for bildedannelse for hvert enkelt bilde. Et T2-kart lages mest robust etter en såkalt T2-prep puls med påfølgende avlesning av signal etter ulike ekkotider. Forskjellen i signal mellom de ulike bildene i serien gjør det mulig å regne ut direkte hvor lang tid T1- og T2-relaksasjonen tar, og dermed vevets T1- eller T2-tid (4). Det nye i de såkalte «mapping-sekvensene» er ikke egentlig at man beregner disse tidene, men at de raske seriene er designet som hjertesekvenser med beregning av hvert signal i samme tid etter R-takk. Slik illuderer serien at hjertet står i ro, og direkte måling piksel for piksel blir mulig.

T1-kart for direkte måling av T1-tid kan gjøres uten bruk av kontrastmiddel, og kalles nativ T1. Det er så langt dokumentert at ødem, fibrose og amyloidose forlenger hjertemuskelens T1-tid, og avleiring



av fett eller jern forkorter den. Hvis man lager T1-kart både før og etter injeksjon av kontrastmiddel, kan man også få et mål for kontrastmiddelets distribusjon, som i sin tur er nøye relatert til vevets ekstracellulære volumfraksjon, ECV. Kjenner man blodets cellevolum, hematokrit, kan man beregne ECV i myokard, piksel for piksel (figur 8). Gjennom fusjonering av de to bildeseriene kan man lage et såkalt ECV-kart av myokard, der ECV i prosent av myokardvolumet er fargekodet. Hjertemuskelens ECV øker med diffus fibrose og har vist seg å være økt i grupper av individer med så ulike tilstander som kardiomyopati, hypertensjon, diabetes mellitus og følgetilstander av medfødt hjertefeil og tidligere cellegiftbehandling for kreft. Størst økning har vært dokumentert ved amyloidose og etablerte arr. Imidlertid er det også tegn til kjønnsforskjeller, og dessuten holdepunkt for at ECV øker med aldring. Både for måling av nativ T1 og ECV er det behov for bedre kartlegging før målene kan anvendes på individnivå i klinisk sammenheng. I tillegg må man være oppmerksom på lokale variasjoner fra laboratorium til laboratorium, og være nøye med lokal kalibrering av målene (5).

Generering av T2-kart er egnet til direkte måling av T2-tiden. Med dette kan

man oppnå et direkte uttrykk for ødem i myokard. Denne sekvensen har så langt hatt sin største styrke i bedre visuell framstilling av ødem enn de tradisjonelle T2-vektede sekvensene, som har vært vanskelige å gjennomføre godt, rent teknisk. I klinisk hverdag er ødemdeteksjon viktigst ved spørsmål om akutt inflammasjon, og det gjenstår å se hvor viktig T2 mapping blir.

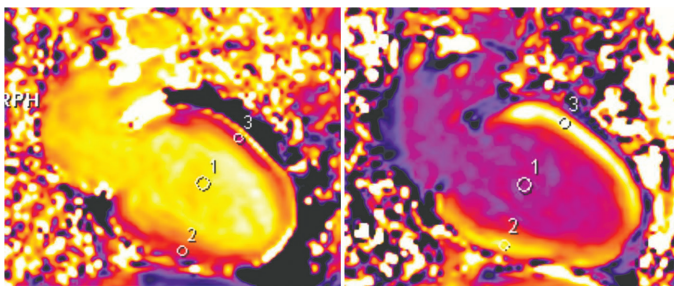
T2\*-tiden blir kortere ved defasering av magnetisme basert på ujevnheter i magnetfeltet, og en T2\*-sekvens er sensitiv for magnetiske elementer i vev. Måling av T2\*-tid har lenge vært etablert i pasientgrupper med jernavleiringstilstander, også i myokard. Innføring av T2\*-kart vil forenkle denne prosedyren.

## Indikasjoner

### Medfødt hjertesykdom

Ved primærutredning av medfødt hjertefeil har MR sin styrke først og fremst i oversiktlig fremstilling av komplisert anatomi, ikke minst relasjonen mellom de store kar og hjertets ulike avsnitt. Metoden er derfor særlig nyttig ved mer komplekse medfødte feil (2). Ekkokardiografi med Doppler vil imidlertid alltid være førstevalg, og CT-angiografi for fremstilling av karanatomi er en vesentlig raskere prosedyre enn en MR-undersøkelse. Både primært og i senere oppfølging kan MR gi nyttig informasjon om både høyre og venstre ventrikkels funksjon, tilstedeværelse og omfang av klaffefeil og dessuten forløp og dimensjon av de store karene.

Både cine-sekvenser, 3D-angiografi med eller uten kontrastmiddel og T1-vektede serier gir anatomisk oversikt. Framstilling av kontraksjonen og måling av blodstrøm med fasekontrast gir viktig fysiologisk informasjon, dessuten blir det gradvis mer viktig med myokard-



|         | T1-tid før kontrastmiddel | T1-tid etter kontrastmiddel | Hematocrit | ECV  |
|---------|---------------------------|-----------------------------|------------|------|
| Myokard | 1240 ms                   | 540 ms                      |            | 26 % |
| Blod    | 1740 ms                   | 320 ms                      | 44 %       |      |

*Figur 8. Eksempel på T1-kart i 2-kammerplan før (til venstre) og i stabil fase etter injeksjon av kontrastmiddel (til høyre) hos 11 år gammel pasient tidligere operert for transposisjon av de store arterier (TGA). Måleområdene i venstre ventrikkels vegg og lumen gir oss T1-tiden i millisekunder direkte. Ratio mellom endringer i T1-forkortingene i myokard og lumen sammenholdt med hematokrit gir et tall for myokards ekstracellulære volumfraksjon (ECV); i dette tilfellet 26 % som er normalt.*

karakterisering med viabilitetsopptak og trolig T1-mapping.

## Iskemisk hjertesykdom

MR er fortsatt ikke regnet som den beste metoden for framstilling av koronararteriene, men kan tilføre mye informasjon i framstilling av myokard.

Cine-sekvenser gir en direkte mulighet til kvalitativ vurdering av hjertemuskelen; veggykkelse, regional og global kontraktilitet, og et sett med cine-opptak gir grunnlag for presis beregning av volumer, ejeksjonsfraksjon og muskelmasse.

Myokard-perfusjon gir informasjon om gjennomblødningen av myokard. Som ved annen stress-testing kan stress-perfusjon kartlegge områder av myokard der det oppstår svekket perfusjon ved stress-belastning. Vasodilasjons-stress, mest med adenosin, er den vanligste metoden. Bildene vurderes oftest kvalitativt der relative perfusjonsdefekter fremstår som mørke områder i kontrastmiddelets første-passasje. Stress-perfusjon med MR er regnet som en meget god metode sett opp mot andre stress-metoder; særlig med tanke på presis anatomisk kartlegging av iskemiske områder.

Viabilitet gir nøyaktig framstilling av infarkt områder, men før revaskularisering for angina pectoris brukes metoden vel så mye for å avklare hvilke deler av hjertemuskelen som er hibernerende uten infarkt. Ved akutte infarkt har kombinasjonen av viabilitet, som kartlegger infarktområdet, og T2-vekting, som i tillegg framstiller omgivende ødem, en rolle i forskningsstudier. Dette med tanke på definering av «area at risk» i den akutte fasen for senere å kartlegge behandlingseffekt.

## Klaffefeil

Fasekontrast cine-MR kan gradere klaffe-insuffisiens med samme nøyaktighetsgrad som røntgen-angiografi. Klaffestenoser kan påvises, og ved hjelp av måling av blodstrømhastighet kan stenosegraden beregnes etter samme prinsipper som med Doppler ultralyd. MR kan også avklare om en stenose sitter i eller under selve klaffene (valvulær eller subvalvulær stenose). Selv om alle kunstige hjerteventiler trygt

kan undersøkes med nesten all 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.

## Kardiomyopati

Ikke-iskemisk kardiomyopati omfatter ulike tilstander med heterogen opprinnelse og ytringsform. Dette er tilstander som kan føre til hjertesvikt og/eller alvorlig arytmi. I tillegg til god funksjonskartlegging kan MR gi nyttig diagnostisk informasjon ved noen av kardiomyopatiene.

Ved hypertrofisk kardiomyopati gir MR god kartlegging av veggykkelsen og regionalt omfang av hypertrofien. Eventuell obstruksjon gjenfinnes også med MR. Det er viktigere at viabilitetsopptak kan detektere myokardnekrose/fokal fibrose og omfanget av dette. Det gir vesentlig prognostisk informasjon, og bidrar i vurdering av om ICD er indisert. Både histopatologiske studier og nyere studier med T1-kart og beregning av ECV har vist at det vel så ofte foreligger diffus fibrose i myokard, med eller uten fokal fibrose. Det er mulig at disse nye metodene vil få en rolle i kartlegging av denne pasientgruppen.

MR er ikke avgjørende i kartleggingen av dilatert kardiomyopati, men viabilitetsopptak kan være nyttig for å skjelne de tilfellene der omfattende «iskemisk kardiomyopati» gir det samme funksjonelle bildet, men på grunnlag av infarkt.

Non-compaction kardiomyopati gir et nokså karakteristisk anatomisk bilde med bredt, fibrillært myokard innenfor et fortynnet område av plateformet muskel, oftest i den apikale delen av venstre ventrikel. Den fibrillære delen har minst dobbel tykkelse av den plateformede, målt endediastolisk, selv om noen mener at presisjonen er bedre om man krever at tykkelsen skal være minst tre ganger. MR gir bedre både deteksjon og kartlegging enn andre metoder, og brukes noen ganger for avklaring, andre ganger erkjennes tilstanden uten at det var ventet.

Diagnostikk av arytmogent høyre ventrikel kardiomyopati (ARVC) er komplisert. Tilstanden er regnet som vanligste årsak til brå hjertedød hos unge i Europa,

og debuterer ofte med alvorlig arytmi. MR er ett av flere verktøy i en diagnostisk matrise satt opp som «Task force criteria» der positive MR-funn baseres på dilatasjon og generell eller regional svekkelse av høyre hjertekammers funksjon, sett med cine-sekvens (6). Ved ARVC er det i tillegg rapportert fettinfiltrasjon i høyre ventrikkels myokard, og kontrastopptak ved viabilitet, uten at disse funnene hører med i den diagnostiske matrisen. MR-undersøkelsen kan være helt normal hos pasienter i tidlig fase av denne tilstanden, til tross for at de allerede kan ha risiko for alvorlig arytmi.

Ved restriktiv kardiomyopati vil en differensialdiagnose være konstriktiv perikarditt. Den sistnevnte tilstanden gir fortykket perikard, noe som greit påvises med MR. I tillegg vil hindret atriefylning ved konstriktiv perikarditt kunne gi hemodynamiske forskjeller avhengig av inspirasjonsgrad, noe som kan detekteres med studier av septums bevegelse ved cine-opptak.

MR kan påvise og nivåbestemme alvorlig jernavleiring som ved hemokromatose eller transfusjons hemosiderose med måling av forkortet T2\*-tid. I tillegg vil MR trolig få en mer betydningsfull rolle i avklaring av amyloidose og Fabry-Andersons sykdom der nativ T1 viser henholdsvis forlenget og forkortet T1-tid i myokard.

MR kan være avklarende i diagnostikken av pasienter med akutte brystsmertter og troponinutslipp, men med normale koronar. Akutt myokarditt gir typisk myokardielle områder med økt signal på T2-vektede opptak der det er ødem, og sammenfallende eller andre områder med kontrastopplading på viabilitetsopptak der det er definerte inflammatoriske foci eller arr. Slike MR-funn må imidlertid vurderes nøye opp mot det kliniske bildet, fordi bildet kan være helt tilsvarende ved granulomatøse betennelser som for eksempel sarkoidose (2).

Akutt takotsubo kardiomyopati gir et annet bilde. Her er funksjonsundersøkelsen like typisk ved MR som ved ekko med dilatasjon og svekket kontraksjon i venstre ventrikkels apikale del, men i tillegg ser man økt T2-signal i samme region som uttrykk for ødem. Denne tilstanden ledsages ikke av fokal kontrastopplading ved viabilitetsopptaket, noe som skiller den fra infarkt.

## Kardiale svulster

MR er et utmerket hjelpemiddel til påvisning og kartlegging av tumor i eller omkring hjertet. Ingen annen metode kan som MR fremstille en tumors utbredelse og evt. infiltrasjon i hjertet og de store kar. På samme måte er MR avklarende ved påvisning og kartlegging av lumenale tromber som vil kunne skjelles fra tumor.

Ved kartlegging av tumor i hjertet må man skreddersy undersøkelsen i hvert enkelt tilfelle, og ofte benytte mange av de ulike sekvensene til optimal anatomisk og fysiologisk kartlegging i tillegg til best mulig vevskarakterisering. God bildeklaritet forutsetter imidlertid en jevn hjerterytme. Spesielt små intraluminale tumorer (f.eks. myksomer) kan være vanskelige å påvise dersom bildeklariteten 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. Likeledes er lipomatose helt karakteristisk. Man kan som regel skille mellom cystiske og solide tumorer, men de fleste solide tumorer har uspesifikt utseende og signalmønster.

## Sikkerhet og kontraindikasjoner

MR er i utgangspunktet regnet som en helt ufarlig undersøkelse, når man ser bort ifra at støynivået kan skade hørselen uten beskyttelse. Det kraftige magnetfeltet og kraftige radiobølger gjør imidlertid at man må ta forholdsregler når det gjelder magnetiske fremmedlegemer og elektromagnetisk utstyr. Noen individer reagerer med allergilignende reaksjon på MR-kontrastmidler, og man må da unngå repetert dose av det samme middelet. Siden 2005 har tilstanden Nefrogen systemisk fibrose (NSF) vært kjent, og vi er nå varsomme med kontrastmidler til personer med redusert nyrefunksjon.

## Svangerskap

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. Kontrastmiddel er kontraindisert under svangerskapet grunnet oppkonsentrering i morkaken. Etter fødsel kan man gi kontrastmiddel, men man anbefaler da opphør av amming i ett døgn.

## Fremmedlegemer

I magnetrommet vil et magnetisk legeme kunne opptre som et prosjektil eller legemer i pasientens kropp vil kunne flytte på seg, vri seg eller bli deformert. Elektrisk ledende objekter vil kunne danne elektriske felt, bli varme, eller magneten kan skade eller påvirke mekanismene til elektromagnetisk utstyr. I tillegg vil slike legemer kunne skape artefakter; lokalt eller generelt. Virkningen på magnetiske legemer er ulik avhengig av magnetfeltstyrken, men også av øvrige spesifikasjoner knyttet til gradienter og radiobølgesender. Det vil dessuten avhenge av hvilke sekvenser man velger å undersøke pasienten med. Derfor må man forholde seg til nokså detaljrik informasjon i noen tilfeller knyttet til hvert enkelt fremmedimplantat og hver enkelt type magnet.

Generelt deler man fremmedlegemer inn i tre kategorier (7). Gjenstander som ikke gir risiko uansett magnetisk miljø, er MR safe. Dette kan være legemer av plast, umagnetisk metall, de fleste aortagraftene eller for eksempel metallsuturer etter sternotomi som aldri vil flytte på seg i magnetmiljøet. Noen legemer er MR unsafe uansett miljø, per i dag for eksempel aorta ballongpumper, pulmonalarterielle trykkmålings katetere og venstre ventrikel assist pumper – selv om en magnetisk saks er et enklere eksempel. Langt de fleste metalliske legemer er imidlertid MR conditional, noe som forutsetter at man orienterer seg om detaljer både om legemet og aktuelle magnet for sikkerheten er klarert. Etter hvert som 3T magneter blir vanligere, må man være mer forsiktig. Uansett går utviklingen i retning av at medisinske implantater i flere og flere tilfeller er MR conditional heller enn unsafe, fordi fabrikantene også legger vekt på dette i design. Eksempler på dette

er nye cochleaimplantat som kan undersøkes under gitte forutsetninger, og noen nye pacemakere som kan undergå undersøkelse i et 1,5 T miljø. Alle nåværende klaffeventiler er MR safe eller MR conditional, den siste kategorien fordi de kan inneholde ferromagnetiske komponenter som i svært høye magnetiske felt (>4,7 T) vil påvirke ventilen mer enn de mekaniske kreftene.

Generelt forholder vi oss til et førevar prinsipp der gjenstander med ukjente egenskaper ikke slipper inn i det magnetiske miljøet.

## Nefrogen systemisk fibrose

Nefrogen systemisk fibrose (NSF) ble første gang beskrevet i 2000. Tilstanden har bare oppstått hos personer med nyresvikt. Huden blir gradvis fortykket med erythem, det blir funnet fibrose og fortykkede bunter med kollagen, men det ledsages ikke av egentlige betennelsesforandringer. Tilstanden begynner perifer i ekstremitetene, men kan progrediere til truncus. Også indre organer kan affiseres, i verste fall med dødelig utgang. Progresjonen kan stoppe spontant, og remisjon har vært sett hos noen få. Så langt foreligger ingen kjent kur. Fra 2006 ble sykdommen koblet til bruk av Gd-holdige kontrastmidler (8). Nøyaktige tall for risiko finnes ikke, men man mener risiko øker med fallende nyrefunksjon og med høyere og eventuelt repeterte doser. Det kan foreligge tilleggsfaktorer med økt risiko som metabolsk acidose, inflammasjon og leversvikt. Hemodialyse etter administrert kontrastmiddel har til nå ikke vist å redusere risiko. Det er holdepunkt for at ulike kontrastmidler gir ulik risiko, kanskje på bakgrunn av styrken i bindingen mellom chelat og metalionet Gd<sup>3+</sup>. Selv om mekanismene ikke er kartlagt, mener man nå at det er risiko for å påføre pasienter NSF hvis Gd administreres til personer med redusert nyrefunksjon, og i praksis er man forsiktig ved renal clearance < 60 ml/min/1,73 m<sup>2</sup>). Denne grensen er imidlertid ikke absolutt, og valget om bruk av kontrastmiddel vil måtte avhenge også av indikasjonsstilling, historie med tidligere og repetert kontrastmiddelbruk, og trolig valg av kontrastmiddel. Generelt er utfordringen tredelt: å identifisere individer med redusert nyrefunksjon, å unngå unødige og

risikabel bruk av kontrastmiddel, men også å sikre riktig bruk av kontrastmiddel.

## Referanser

1. Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010; 12:71.
2. Hundley G, A. Bluemke, Finn JP, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, Ho VB, Jerosch-Herold M, Kramer CM, Manning WJ, Patel M, Pohost GM, Stillman AE, White RD, Woodard PK. ACCF/ACR/AHA/NASCI/SCMR 2010 Expert Consensus Document on Cardiovascular Magnetic Resonance : A Report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. *Circulation* 2010; 121:2462-2508
3. Biglands JD, Radjenovic A, Ridgway JP. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: Part II. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14:66.
4. Salerno M, Kramer CM. Advances in Parametric Mapping with CMR Imaging. *JACC: Cardiovasc Imag* 2013; 6:806-22
5. Moon JC, Messroghli DR, Kellman P, Piechnik SK, Robson MD, Ugander M, Gatehouse PD, Arai AE, Friedrich MG, Neubauer S, Schulz-Menger J, Schelbert E. Myocardial T1 mapping and extracellular volume quantification: a Society for Cardiovascular Magnetic Resonance (SCMR) and CMR Working Group of the European Society of Cardiology consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson* 2013; 15:92
6. Marcus FI, McKenna WJ, Sherrill D, Basso C, Bauce B, Bluemke DA, Calkins H, Corrado D, Cox MG, Daubert JP, Fontaine G, Gear K, Hauer R, Nava A, Picard MH, Protonotarios N, Saffitz JE, Sanborn DM, Steinberg JS, Tandri H, Thiene G, Towbin JA, Tsatsopoulou A, Wichter T, Zareba W. Diagnosis of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy/dysplasia: proposed modification of the task force criteria. *Circulation* 2010; 121:1533-41
7. Shellock FG, Woods TO, Crues III JV. MR labeling Information for Implants and Devices: Explanation of Terminology. *Radiology* 2009; 253:26-30
8. Grobner T. Gadolinium - a specific trigger for the development of nephrogenic fibrosing dermopathy and nephrogenic systemic fibrosis? *Nephrol Dial Transplant* 2006; 21:1104-8