



# Magnetisk resonanstomografi av hjertet

---

## TEMA

HANS-JØRGEN SMITH

Email: [h.j.smith@rh.uio.no](mailto:h.j.smith@rh.uio.no)  
Røntgen-radiumavdelingen  
Rikshospitalet  
0027 Oslo

---

Magnetisk resonanstomografi (MR) er en lite brukt undersøkelse ved hjertesykdom bl.a. på grunn av lett tilgjengelige alternative metoder som ekkokardiografi. Ved mange hjertesykdommer kan imidlertid MR være et verdifullt supplement til både invasive og ikke-invasive diagnostiske metoder. MR kan gi presis anatomisk informasjon og måle viktige funksjonelle parametere ved de fleste medfødte hjertesykdommer og ved tilstander som akutt og kronisk iskemisk myokardsykdom, klaffefeil, kardiomyopater, høyre ventrikkeldysplasi, perikardsykdom og kardiale tumorer. MR-teknikken er under rivende utvikling og har potensial til å kunne gi en komplett evaluering av hjertets anatomi og funksjon.

---

Hjertesykdom er en relativt sjelden indikasjon for MR-undersøkelse, i hvert fall når man sammenlikner med det antall MR-undersøkelser som gjøres ved sykdommer i sentralnervesystemet og muskel- og skjelettsystemet. Det er flere grunner til dette. En viktig grunn er undersøkelsens relative nytteverdi. Ved sykdommer i de sistnevnte organsystemene er det ofte slik at bare MR kan gi en nøyaktig diagnose. Det eksisterer ingen adekvate alternative bildediagnostiske metoder. For vurdering av hjertets anatomi og funksjon finnes mange gode alternative metoder, ikke minst flere ultralydteknikker som transtorakal og transøsofageal ekkokardiografi med fargedoppler og spektraldoppler, nukleærmedisinske metoder og hjertekateterisering med angiografi. På grunn av hjertets

kontraksjoner og respirasjonsbevegelser har det også vært et problem å oppnå samme bildekvalitet ved MR-undersøkelse av hjertet som ved MR-undersøkelse av mer stillestående organer. Ikke minst har man fortsatt til gode å få en god nok fremstilling av koronararteriene. Til tross for visse begrensninger kan MR like fullt gi unik anatomisk og funksjonell informasjon om hjertet og bidra med viktig diagnostikk ved flere typer hjertesykdom. Denne artikkelen gir en kort oversikt over de MR-teknikkene man har til rådighet ved undersøkelse av hjertet, og dessuten en omtale av de viktigste indikasjonene.

## MR-teknikker

### ANATOMISKE SNITTBILDER



**Figur 1** T1-vektet frontalsnitt gjennom hjertet. HA = høyre atrium, VV = venstre ventrikel. Gjengitt med tillatelse (3)

Artefakter pga. respirasjonsbevegelse kan av og til være et problem ved MR-avbildning av hjertet. Det finnes imidlertid flere teknikker for å redusere disse (3), og det er dessuten mulig å gjøre hele bildeopptaket så raskt (15 – 20 sekunder) at pasienten kan holde pusten (3). Dette eliminerer naturlig nok denne type bildeartefakter fullstendig, men ulempen er at man bare får ett anatomisk snitt per hold pusten-periode.

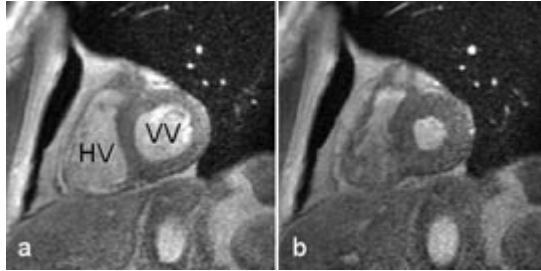
det stor variasjon av R-R-intervallets lengde i løpet av opptakstiden, vil bildekvaliteten bli redusert.

### FREMSTILLING AV HJERTETS PUMPEFUNKSJON

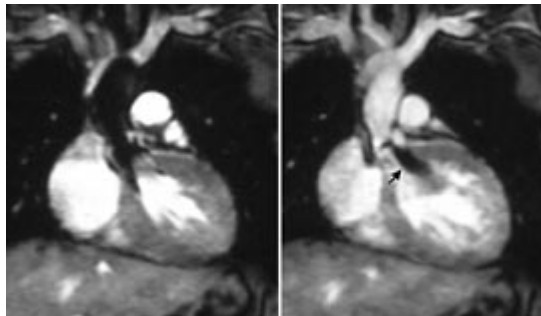
Ved fremstilling av hjertets kontraksjoner, velges ofte ett snitt om gangen, og dette legges gjerne etter hjertets egne akser (f.eks. tokammer, firekammer eller kortaksessnitt av venstre ventrikel). For å oppnå høy tidsoppløsning brukes gradientekkoteknikker (3). Også her benyttes EKG-triggering, men da på en slik måte at signalene fra samme anatomiske snitt registreres flere ganger per hjertesykklus. Det første signalet registreres like etter R-takken (dvs. på tidspunktet for endediastolen), mens de neste signalene registreres med faste tidsintervaller (minimum 20 – 25 ms) frem mot neste R-takk. Hele bildeopptak kan også her ta ca. 4 – 6 minutter. Når opptaket er over, benyttes alle førstesignalene til å lage ett bilde, alle andresignalene til å lage neste bilde, osv. Sluttresultatet er kanskje 15 – 20 bilder av samme anatomiske snitt, alle fra hvert sitt tidspunkt i hjertesykklus. Når disse bildene vises fortløpende om og om igjen i en sløyfe, gir de et visuelt inntrykk av bevegelse. Denne kinolignende fremstillingen kalles cine-MR. Selv om tidsoppløsningen for disse opptakene kan være i størrelsesorden 20 – 25 ms, må man huske at dette ikke er sanntidsopptak. Bildene viser et gjennomsnitt av begivenhetene i en 4 – 6 minutters periode. Også cineopptak kan imidlertid utføres mens pasienten holder pusten, dvs. i løpet av ca. 15 – 20 sekunder. Det man her renonserer litt på, er den maksimale tidsoppløsningen (ca. 45 – 55 ms

mot 20 – 25 ms med den konvensjonelle teknikken).

Cine-MR med gradientekkoteknikk gir relativt dårlig kontrast mellom de ulike bløtdelene, men god kontrast mellom sirkulerende blod og omgivende stasjonært vev. Normalt sirkulerende blod blir lysegrått eller hvitt, mens de fleste stasjonære vev har ulike mellomgråtoner (fig 2). I områder med turbulent blodstrøm forsvinner imidlertid signalstyrken i blodet. En jet av blodstrøm gjennom en stenotisk klaff eller en septumdefekt, eller en regurgitasjon gjennom en insuffisient hjerteklaff, vil derfor sees som en svart dusj i det ellers hvite blodet (fig 3). Basert på cineopptakene kan man beregne parametere som endediastolisk og endesystolisk ventrikkelvolum, ejectionsfraksjon og muskelmasse. Selve cinefremvisningen gir også detaljert informasjon om regional myokardkontraksjon, så som hypokinesi, akinesi og paradoks (invers) bevegelighet.



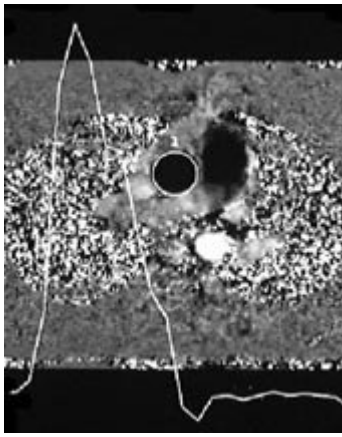
**Figur 2** Kortakse cine-MR av venstre ventrikkel i a) endediastole og b) endesystole. Opptakstiden var ca. 15 s (holdpusten-teknikk). HV = høyre ventrikkel, VV = venstre ventrikkel



**Figur 3** Valvulær aortastenose (gradient 70 mm Hg) og liten aortainsuffisiens hos 17 år gammel kvinne vist med konvensjonell gradientekkoteknikk. a) Stenosen sees som bortfall av signal fra klaffenivå og opp i hele aorta ascendens i systolen, mens b) insuffisiensen fremtrer som en liten svart "dusj" (pil) under klaffenivå i diastolen. Gjengitt med tillatelse (3)

#### MÅLING AV BLODSTRØMSHASTIGHET - FASEKONTRAST-MR

I vanlige MR-bilder, inkludert anatomiske snittbilder og funksjonelle cineopptak, er gråtonene bestemt av de induerte strømsignalenes styrke. Disse signalene består som alle strømsignaler av en viss styrke, frekvens og fase. Man kan imidlertid også rekonstruere bildene på en slik måte at gråtonene, eller kontrasten i bildet, er bestemt av signalenes fase. Denne teknikken kalles derfor fasekontrast-MR. Her gjøres opptakene slik at alt stasjonært vev får én fase (fasevinkel lik null), mens blod som beveger seg, får en avvikende fasevinkel bestemt av blodstrømmens hastighet og retning (3). I disse bildene får alt stasjonært vev en middels gråtone, mens blodstrøm i én retning får gråtoner som med økende blodstrømhastighet går fra middels grått mot hvitt (fig 4). Maksimal hvithet tilsvarer en fasevinkel på  $+180^\circ$ . Blodstrøm i motsatt retning får gråtoner som med økende blodstrømhastighet går mot svart. Helt svart tilsvarer en fasevinkel på  $-180^\circ$ . Gir de høyeste hastighetene en fasevinkel på mer enn  $180^\circ$ , oppstår et salt-og-pepper-mønster med avvekslende svarte og hvite piksler. Dette er helt analogt til den "aliasing" som sees med fargedoppler ved for høye hastigheter. Man må derfor på forhånd velge en opptaksteknikk tilpasset de forventede maksimale blodstrømhastighetene.



**Figur 4** Fasekontrast cine-MR med blodstrømsmåling i aorta ascendens. Fasekontrastbildet er et aksialsnitt gjennom thorax tatt i systolen med kranial (svart) blodstrøm i aorta ascendens (pil) og kaudal (hvit) blodstrøm i aorta descendens (pilsnitt). Kurven viser blodstrømmens variasjon med tiden i løpet av systolen og deler av diastolen målt innenfor sirkelen som omslutter aorta ascendens

Fasekontrast-MR av hjertet gjøres med EKG-trigget cineteknikk. Også her er maksimal tidsoppløsning ca. 20 – 25 ms. Man kan derved generere kurver som viser hvordan hastigheten i et område varierer i løpet av hjertesyklus. Lar man dette området omfatte tverrsnittet av en hel blodåre, får man fremstilt hvordan gjennomsnittshastigheten i blodåren varierer med tiden (fig 4). Multipliseres dette med blodårens tverrsnittsareal, kan man også måle volum blodstrøm, f.eks. minuttvolumet. En forutsetning for å måle sann blodstrømhastighet er at snittplanet legges vinkelrett på blodstrømmens retning. Måling av maksimal blodstrømhastighet i jeten over en stenotisk klaff kan benyttes til å beregne trykkgradienten i stenosen (3), helt analogt til bruk av doppler. Måling av blodstrømhastighet med MR er særlig aktuelt i kar som er utilgjengelige med doppler pga. overliggende luft eller bein. Metoden kan således benyttes til å måle hastigheter (og ev. gradienter) i pulmonalarterier, kirurgiske shunter, bypasser og koronararterier.

#### MÅLING AV PERFUSJON

Den beste modaliteten for måling og billedlig fremstilling av myokardperfusjon er fortsatt nukleærmedisin. MR kan gi en semikvantitativ fremstilling av myokardperfusjon ved å avbilde hjertet i løpet av første gangs passasje av et intravenøst injisert kontrastmiddel (3). Regionale endringer i signalstyrke vil avspeile regional perfusjon. Dette krever svært raske bildeopptak, minst ett bilde per hjerteslag. Så raske teknikker finnes (3), men disse tillater avbildning bare av ett eller noen få snitt samtidig. Med dagens teknikker er det derfor umulig å undersøke hele myokard på denne måten.

#### MR-ANGIOGRAFI

MR kan benyttes til å lage ikke bare snittbilder, men også angiografiliknende projeksjonsbilder av tredimensjonale karstrukturer, såkalt MR-angiografi (MRA) (4). MR-angiografi av koronararteriene har lenge vært en stor utfordring, og foreløpig har man bare lyktes med en brukbar fremstilling av de proksimale hovedgrenene (5). Metoden vil muligens kunne benyttes til å utelukke signifikante sentrale stenoser, men vil ikke i overskuelig fremtid kunne erstatte den invasive angiografien. Den nyeste MR-angiografiteknikken, kontrastforsterket MR-angiografi, gir imidlertid god fremstilling av hjertets store arterier, aorta og pulmonalarteriene (6).

#### 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 egenfrekvens som varierer litt med kjernens atomære naboskap. En atomkjernes egenfrekvens er således avhengig av hvilket molekyl kjernen er en del av og hvor i dette molekylet kjernen er lokalisert. Ulike kjernetyper har mye større frekvensforskjeller, og

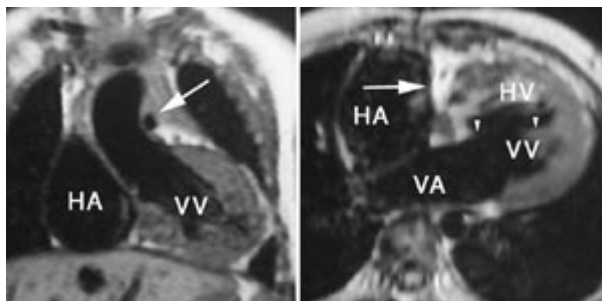
mottakerspolen kan bare stilles inn på frekvensområdet til én kjernetype av gangen. Flere kjerner kan være aktuelle, bl.a. hydrogen og fosfor ( $^{31}\text{P}$ ). Ved å analysere frekvensspektret til det signalet som induseres av én bestemt kjernetype, kan man påvise tilstedeværelse og konsentrasjon av flere ulike forbindelser. Fosfor-MRS kan fremstille f.eks. de relative konsentrasjoner av ATP, ADP og anorganisk fosfat. Hydrogen-MRS kan f.eks. vise den relative konsentrasjonen av laktat, som er av interesse ved iskemi.

MRS av hjertet har vist seg teknisk vanskelig, og funnene har vært lite spesifikke for ulike hjertesykdommer (7). Metoden har derfor ikke fått noe gjennombrudd i den kliniske hverdag.

## Indikasjoner

### MEDFØDT HJERTESYKDOM

MR har potensial til å spille en viktig rolle i utredningen av de fleste medfødte hjertesykdommer (3, 8), men undersøkelsens betydning er langt på vei bestemt av i hvilken grad man lykkes med ekkokardiografi, som alltid vil være førstevalg blant de bildediagnostiske metodene. En generell ulempe ved MR-undersøkelse av små barn (som ikke kan ligge stille) er behovet for sedering eller anestesi. MR har 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 til nytte ved de mer komplekse medfødte feil (fig 5). MR kan også gi verdifull funksjonell informasjon så som ventrikkelvolum og myokardmasse, ejeksjonsfraksjon, klaffefunksjon, minuttvolum, evaluering av shunting og beregning av gradienter. Vurdering av høyre ventrikkels funksjon er ofte et problem ved medfødte hjertefeil, og MR har her et betydelig potensial. Ved kontroll av postoperative forhold, spesielt hos ungdom og voksne, vil MR ofte være den foretrukne metode (3, 8). Ved mer enkle feil som coarctatio aortae bør MR helt kunne erstatte invasiv angiografi med trykkmåling. I tillegg til en nøyaktig fremstilling av anatomen, kan MR også benyttes til å beregne trykkgradienten i en koarktasjon og graden av shunting forbi koarktasjonen.



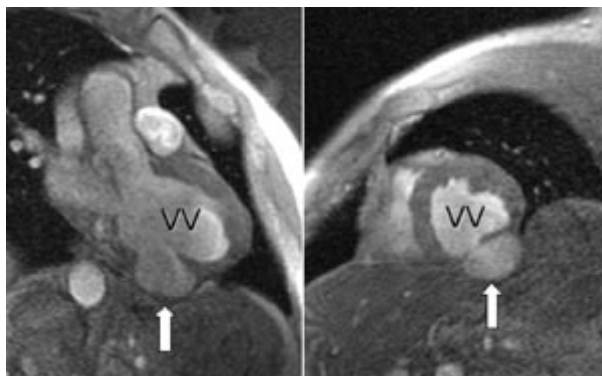
**Figur 5** Trikuspidalatresi og hypoplastisk pulmonalarterie hos tre år gammel gutt. a) Frontalsnitt viser sterkt hypoplastisk pulmonalarterie (pil) ved siden av aorta ascendens (sammenlikne med tilsvarende snitt i fig 1 og 3). HA = høyre atrium, VV = venstre ventrikkel. b) Aksialsnitt viser hvitt fettvev (stor pil) i stedet for trikuspidalklaff mellom høyre atrium (HA) og høyre ventrikkel (HV). Det er også en stor perimembranøs ventrikkelseptumdefekt (mellom pilehodene). Høyt signal anteriørt i høyre ventrikkel skyldes stillestående blod. VA = venstre atrium, VV = venstre ventrikkel. Gjengitt med tillatelse (3)

### ISKEMISK HJERTESYKDOM

MR kan gi verdifull informasjon ved tilstander som reversibel og kronisk iskemi, akutte og kroniske infarkter. Ved reversibel iskemi viser myokard normale kontraksjoner i hviletilstand, men regionale områder med redusert kontraktilitet kan fremprovoseres av dobutamin (et syntetisk katekolamin). Stoffet har til dette formål vært mest benyttet sammen med ekkokardiografi (såkalt stressekkokardiografi) og isotopundersøkelser, men er også blitt brukt sammen med cine-MR. Man har funnet en høy korrelasjon mellom dobutaminindusert regional hypokinesi ved cine-MR og stressinduserte perfusjonsdefekter ved thalliumscintigrافي (9).

Ved kronisk iskemi vil MR kunne være til hjelp ved å skille mellom de to viktigste årsakene til regional hypokinesi eller akinesi, nemlig hibernerende myokard og arrvev. Hibernering er en myokardiell dysfunksjon som skyldes kronisk iskemi (10). I motsetning til arrvev kan hibernerende myokard gjenvinne sin kontraksjonsevne ved revaskularisering. Det har ingen hensikt å revaskularisere arrvev, og ved påvisning av regional akinesi er det derfor viktig å skille mellom arrvev og hibernerende myokard før en ev. bypassoperasjon eller PTCA (ballongdilatasjon). En slik differensiering kan gjøres ved bruk av lavdose dobutamin som kan bedre kontraksjonen i hibernerende myokard. Effekten av dobutamin kan påvises ved hjelp av ekkokardiografi eller cine-MR (11, 12), men også vanlig cine-MR uten bruk av medikamenter kan være av verdi. Selv om MR ikke kan påvise direkte om myokardcellene er levende eller ei, har MR-studier vist at akinetiske veggområder med tykkelse på mindre enn 5–6 mm ikke bedrer sin funksjon etter revaskularisering (13, 14). Selve veggtykkelsen målt med MR kan derfor også gi verdifull informasjon med hensyn til nytten av revaskularisering. MR er en langt bedre metode enn ekkokardiografi til å fremstille den nøyaktige veggtykkelsen i både venstre og høyre ventrikkel.

MR kan vise den regionale utbredningen av akutte infarkter (15, 16), men har nok større betydning i diagnostikken av komplikasjoner til akutte infarkter, så som aneurismer, pseudoaneurismer og intraventrikulære tromber (fig 6). Gamle infarkter sees som regionale akinetiske områder med permanent fortennnet vegg (<5 mm), uten respons på lavdose dobutamin. Perfusjonstudier vil vise redusert perfusjon, men graden av nedsatt perfusjon kan ikke brukes til å skille mellom hibernerende myokard og arrvev.



**Figur 6** Aneurisme (pil) utgående fra bakre vegg av venstre ventrikkel (VV) hos 51 år gammel mann. Endesystolisk a) langaksessnitt og b) kortaksessnitt med gradientekoteknikk. Cineopptak i løpet av en hold pusten-periode

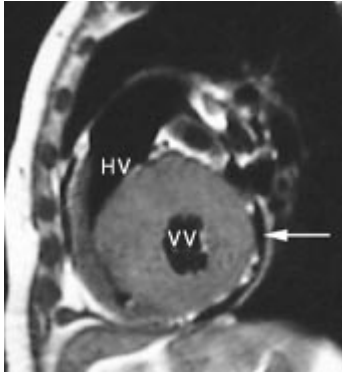
#### KLAFFEFEIL

Klaffefeil alene er sjelden indikasjon for MR-undersøkelse. Cine-MR kan fremstille klaffebevegelse og påvise insuffisiens og stenose (fig 3). Insuffisiensgraden kan semikvantifiseres, men estimering av regurgitasjonsfraksjon og stenosegrad (trykkgradient) krever fasekontrastteknikk. Ved tvil om hvorvidt det foreligger en valvulær eller subvalvulær stenose, kan MR være til hjelp ved å vise hvor den stenotiske jeten oppstår. Sekundære forandringer som ventrikulær hypertrofi eller dilatasjon kan påvises. Perivalvulære abscesser kan også visualiseres.

#### KARDIOMYOPATIER

MR kan bidra til å skille mellom idiopatisk dilatert kardiomyopati og ventrikkeldilatasjon pga. kronisk iskemi. Ved førstnevnte tilstand er venstre ventrikkels veggtykkelse vanligvis jevn og normal, men ved dilatasjon pga. kronisk iskemi finner man som regel områder med ekstremt fortennnet vegg etter tidligere infarkter. Hypertrofisk kardiomyopati er vanligvis en ekkokardiografisk diagnose, men MR vil bedre kunne vise den nøyaktige utbredelse av veggfortykkelsen (17) (fig 7). Muskelmassen i høyre og venstre ventrikkel kan beregnes, og cine-MR vil kunne gradere en eventuell mitralinsuffisiens (som er hyppig assosiert med denne tilstanden) og dessuten kunne påvise en unormal diastolisk fylling av høyre

ventrikkel (18). Ved restriktiv kardiomyopati vil MRs viktigste bidrag være å utelukke konstriktiv perikarditt; ved førstnevnte tilstand er perikard normal, ved sistnevnte fortykket (minst 4 mm).



**Figur 7** Hypertrofisk kardiomyopati hos 55 år gammel kvinne. T<sub>1</sub>-vektet spinnekkokortaksnitt. Venstre ventrikkel (VV) er kraftig hypertrofisk, og det er også moderat hypertrofi av høyre ventrikkel (HV). Det er små mengder perikardvæske (mørk sone indikert av pil). Gjengitt med tillatelse (3)

#### HØYRE VENTRIKKEL-DYSPLASI

Ved høyre ventrikkel-dysplasi – en arvelig sykdom som kan gi alvorlige rytmeforstyrrelser – sees varierende grader av fettinfiltrasjon i myokard. Spesielt utsatt er høyre ventrikkels frie vegg (fig 8). T<sub>1</sub>-vektede bilder viser tydelig forskjell på fettvev (hvitt) og myokard (mellomgrått) og er den bildediagnostiske metoden som er best egnet til å vise fettinfiltrasjonen (19). Tilstanden kan også ytre seg som regional eller generell fortynning av høyre ventrikkels frie vegg. De patologiske områdene er ofte hypokinetiske, hvilket kan fremstilles med cine-MR.



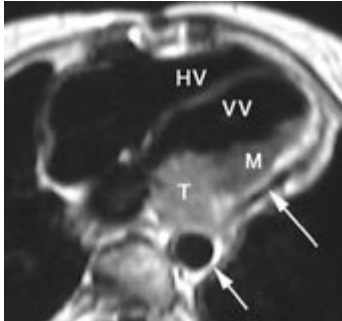
**Figur 8** Høyre ventrikkel-dysplasi hos 39 år gammel mann. Det er fettinfiltrasjon og kraftig fortynning i deler av høyre ventrikkels frie vegg (piler). Perikard sees som en tynn, mørk stripe ventralt for denne veggen

#### PERIKARDSYKDOM

T<sub>1</sub>-vektede MR-bilder viser det normale perikard som en mørk stripe mellom to lyse vev, det epikardiale fettvev og det perikardiale fettvev (fig 8, 9). Fortykkelse av perikard ( $\geq 4$  mm) kan av og til sees ved akutt perikarditt, men er mer vanlig ved kronisk perikarditt. MR er en sensitiv metode til å påvise konstriktiv perikarditt (20). I tillegg til perikardfortykkelsen, sees dilatasjon av høyre atrium, v. cava inferior og levervenene og normalt stor eller liten høyre ventrikkel. MR er imidlertid en dårlig metode til å påvise forkalkninger i perikard. Perikardvæske har et varierende utseende ved MR avhengig av innhold av protein og andre makromolekyler. Stormolekylære stoffer forkorter væskens T<sub>1</sub> og forårsaker økt signalstyrke på T<sub>1</sub>-vektede bilder. Eksudatet i perikard ved den sterkt inflammatoriske uremiske perikarditt gir således et moderat kraftig signal på T<sub>1</sub>-vektede bilder, mens det perikardiale transsudat som sees ved f.eks. hjertesvikt, har nesten manglende signal på T<sub>1</sub>-vektede bilder (fig 7). Hemoperikardium har et karakteristisk utseende med en intens signalstyrke på T<sub>1</sub>-vektede bilder.

## KARDIALE TUMORER

MR er generelt den beste teknikken til påvisning av tumorer i eller omkring hjertet (fig 9). Ingen annen metode kan som MR fremstille en tumors utbredelse og ev. 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.



**Figur 9** Angiomyosarkom i venstre ventrikel (VV) hos 61 år gammel kvinne. Aksialt T<sub>1</sub>-vektet bilde viser at tumor (T) har infiltrert myokard (M) nær mitralostiet. Perikard (tynn pil) er gjennombrutt, og tumor strekker seg dorsalt til aorta descendens (bred pil). HV = høyre ventrikel. Gjengitt med tillatelse (3)

## FREMTIDSUTSIKTER

MR-undersøkelse av hjertet kan i dag gi unik anatomisk informasjon og mulighet for måling av en lang rekke funksjonelle parametere. Det som mangler for at MR skal kunne gi en komplett vurdering av hjertets anatomi og funksjon, er først og fremst en adekvat fremstilling av koronararteriene, måling av perfusjon i hele hjertet og sanntidsopptak med tilstrekkelig god bildekvalitet. MR-teknikken er imidlertid under rivende utvikling, og man skal ikke se bort fra at de nevnte mangler kan avhjelpes innen få år. Pris og tilgjengelighet tilsier at ekkokardiografi vil fortsette å være den primære bildediagnostiske metoden, men MR vil i økende grad kunne erstatte invasive metoder ved behov for ytterligere diagnostikk.

---

## LITTERATUR:

1. Smith H-J, Gjesdal K-I. M Magnetisk resonans – historikk og teoretisk grunnlag Tidsskr Nor Lægeforen 2000; 120: 931 – 5.
2. Smith H-J, Ranallo FN. A non-mathematical approach to basic MRI. Madison, WI: Medical Physics Publishing, 1989.
3. Smith H-J. Cardiac MR imaging. Acta Radiol 1999; 40: 1 – 22.
4. Edelman RR. Basic principles of magnetic resonance angiography. Cardiovasc Intervent Radiol 1992; 15: 3 – 13.
5. Edelman RR, Manning WJ, Pearlman J, Li W. Human coronary arteries: projection angiograms reconstructed from breath-hold two-dimensional MR images. Radiology 1993; 187: 719 – 22.
6. Neimatallah MA, Ho VB, Dong Q, Williams D, Patel S, Song JH et al. Gadolinium-enhanced 3D magnetic resonance angiography of the thoracic vessels. J Magn Reson Imaging 1999; 10: 758 – 70.
7. Bottomley PA. MR spectroscopy of the human heart: the status and the challenges. Radiology 1994; 191: 593 – 612.
8. Didier D, Ratib O, Beghetti M, Oberhaensli I, Friedli B. Morphologic and functional evaluation of congenital heart disease by magnetic resonance imaging. J Magn Reson Imaging 1999; 10: 639 – 55.
9. Pennell DJ, Underwood SR, Manzara CC, Swanton RH, Walker JM, Ell PJ et al. Magnetic resonance



- imaging during dobutamine stress in coronary artery disease. *Am J Cardiol* 1992; 70: 34 – 40.
10. Rahimtoola SH. The hibernating myocardium. *Am Heart J* 1989; 117: 211 – 21.
  11. Baer FM, Voth E, Schneider CA, Theissen P, Schicha H, Sechtem U. Comparison of low-dose dobutamine-gradient-echo magnetic resonance imaging and positron emission tomography with (18F) fluorodeoxyglucose in patients with chronic coronary artery disease. A functional and morphological approach to the detection of residual myocardial viability. *Circulation* 1995; 91: 1006 – 15.
  12. Iskandrian AS, Heo J, Schelbert HR. Myocardial viability: methods of assessment and clinical relevance. *Am Heart J* 1996; 132: 1226 – 35.
  13. Kløw NE, Smith H-J, Gullestad L, Seem E, Endresen K. Outcome of bypass surgery in patients with chronic ischemic left ventricular dysfunction: the predictive value of magnetic resonance imaging. *Acta Radiol* 1997; 38: 76 – 82.
  14. Pettigrew RI, Parekh J, Garvin A, Albert T, Oshinski JN, Vansant J et al. Predictive value of cine MRI for functional outcome post coronary artery revascularization. I: Proceedings of the Society of Magnetic Resonance Third Scientific Meeting and Exhibition and the European Society for Magnetic Resonance in Medicine and Biology Twelfth Annual Meeting and Exhibition, Nice, 19. – 22. mai, 1995. Berkeley, CA: Society of Magnetic Resonance, 1995.
  15. Johnston DL, Mulvagh SL, Cashion RW, O'Neill PG, Roberts R, Rokey R. Nuclear magnetic resonance imaging of acute myocardial infarction within 24 hours of chest pain onset. *Am J Cardiol* 1989; 64: 172 – 9.
  16. Matheijssen NA, de Roos A, van der Wall EE, Doornbos J, van Dijkman PR, Bruschke AV et al. Acute myocardial infarction: comparison of T2-weighted and T1-weighted gadolinium-DTPA enhanced MR imaging. *Magn Reson Med* 1991; 17: 460 – 9.
  17. Higgins CB, Byrd BF III, Stark D, McNamara M, Lanzer P, Lipton MJ et al. Magnetic resonance imaging in hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 1985; 55: 1121 – 6.
  18. Suzuki J, Chang JM, Caputo GR, Higgins CB. Evaluation of right ventricular early diastolic filling by cine nuclear magnetic resonance imaging in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol* 1991; 18: 120 – 6.
  19. Blake LM, Scheinman MM, Higgins CB. MR features of arrhythmogenic right ventricular dysplasia. *AJR* 1994; 162: 809 – 12.
  20. Masui T, Finck S, Higgins CB. Constrictive pericarditis and restrictive cardiomyopathy: evaluation with MR imaging. *Radiology* 1992; 182: 369 – 73.

---

Publisert: 30. april 2000. Tidsskr Nor Legeforen. DOI:

© Tidsskrift for Den norske legeforening 2020. Lastet ned fra tidsskriftet.no