



# Magnetisk resonansangiografi

**Magnetisk resonansangiografi (MRA) er en gruppe MR-teknikker som kan gi angiografiknende projeksjonsbilder av arterier og vener uten bruk av ioniserende stråler eller katetre. To av hovedteknikkene, såkalt innstrømnings-MRA og fasekontrast-MRA, fremstiller blodårene selektivt fordi blodet beveger seg. Den tredje hovedteknikken, kontrastforsterket MRA, baserer den selektive fremstillingen av blodårer på bruk av intravenøs injeksjon av kontrastmiddel. I motsetning til jodholdige røntgenkontrastmidler er kontrastmidlene som benyttes ved MRA, ikke nefrotoksiske og kan derfor uten fare benyttes også hos pasienter med nyresvikt og diabetes. MRA er indisert ved sykdom i en rekke kargebeter, ikke minst arterier og vener i hode og hals, de store arterier og vener i thorax og abdomen og underkstremitetsarteriene. Selv om »gullstandard» fortsatt er røntgenangiografi, vil MRA ofte være et tilstrekkelig godt alternativ. Det er grunn til å tro at det meste av den diagnostiske angiografien etter hvert vil bli utført med MR-teknikker.**

Magnetisk resonanstomografi, eller bare MR, er en teknikk som kan gi snittbilder av en hvilken som helst del av kroppen i en hvilken som helst retning. Teknikken benytter ingen ioniserende stråler, men baserer seg bl.a. på bruk av magnetfelter og radiobølger (1). Snittbilder kan gi god fremstilling av blodårer, men er utilstrekkelige for visualisering av tredimensjonal karanatomi. MR-angiografi (MRA) er en gruppe MR-teknikker som kan gi angiografiknende, todimensjonale projeksjonsbilder av karanatomi. Det tredimen-

sjonale kartreet kan betraktes fra valgfrie synsvinkler, hvilket gir et tredimensjonalt inntrykk. MRA er en ung teknikk under stadig utvikling, men er allerede et godt alternativ til invasiv røntgenangiografi – heretter kalt kateterangiografi – ved flere indikasjoner.

Det er tre hovedtyper MRA, såkalt innstrømnings-MRA, fasekontrast-MRA og kontrastforsterket MRA. Disse tre teknikkene har sine fordeler og ulemper og ulike indikasjonsområder. I denne artikkelen vil jeg gi en kort orientering om det teoretiske grunnlaget for de ulike typene MRA og nevne de vesentligste forskjellene mellom MRA og alternative teknikker som kateterangiografi, CT og ultralydundersøkelse. De viktigste indikasjonene for MRA vil også bli omtalt.

## Teoretisk grunnlag Innstrømnings-MRA

Dette er en MRA-teknikk som gir hvite blodårer mot en mørk bakgrunn fordi blod stadig strømmer inn i det snittet (eller volumet) som avbildes. Teknikken er kanskje bedre kjent under sitt engelske navn, time-of-flight (TOF) MRA (2). For å forstå hvordan innstrømning av blod kan gi angiografiske bilder, må vi ta utgangspunkt i de basale prinsippene for MR.

Ved MR-avbildning (magnetic resonance imaging, MRI) blir pasienten plassert i et meget kraftig magnetfelt, hvilket fører til at alt vev, også blod i blodårene, blir magnetisk. Denne vevsmagnetismen er basert på hydrogenkjernenes (protonenes) kjernemagnetisme (1). Vevsmagnetismen er en vektor med en viss størrelse og retning, og denne magnetiske vektoren kan settes i rotasjon av spesielle radiobølgepulser og dermed indusere strøm i en mottakerspole (1).

Man kan selektivt påvirke magnetismen bare i en smal vevsskive og dermed få induserte strømsignaler bare fra denne skiven. Fordelingen av magnetisme i denne skiven kan fremstilles som et todimensjonalt bilde der hvert bildeelement (piksel) får en gråtone bestemt av magnetismens styrke på tilsvarende sted i vevsskiven (1).

For å få nok data til å rekonstruere et bilde kreves mange induserte strømsignaler og derfor transmisjon av mange kortvarige radiobølgepulser. Hver radiobølgepuls svekker den magnetiske

## Författare

HANS-JØRGEN SMITH  
Røntgen-Radiumavdelingen  
Rikshospitalet  
0027 Oslo  
h.j.smith@rh.uio.no

Smith H-J.

## Magnetic resonance angiography (MRA).

*Läkartidningen* 2000; 97: 2473-80.  
Tidsskr Nor Lægeforen 2000; 120: 936-40.

Introduction. MR angiography (MRA) is a group of MRI techniques capable of producing projectional images of arteries and veins without the use of ionising radiation or catheters.

Material and methods. This review describes two of the main techniques, time-of-flight (TOF) MRA and phase contrast MRA, that provide high signal-intensity vessels due to flow phenomena, and a third main technique, contrast-enhanced MRA, which relies on intravenous injection of contrast media. Contrary to the iodine-containing x-ray contrast media, the contrast media for MRA are not nephrotoxic, making contrast-enhanced MRA a good alternative for patients with reduced renal function. MRA is indicated in several vascular areas, especially head and neck arteries and veins, the large thoracic and abdominal arteries and veins, and the lower extremity arteries.

Interpretation. For several indications, the sensitivity and specificity of MRA is approaching those of the gold standard, x-ray angiography. There are reasons to believe that most diagnostic angiographic procedures will soon be performed as MRA.

vektoren i vevet, men denne bygger seg opp igjen i tidsrommet frem til neste radiobølgepuls. Er dette tidsrommet (også kalt repetisjonstiden) langvarig, er den magnetiske vektoren blitt stor når neste puls sendes, og det påfølgende induserte strømsignal blir kraftig. Er tidsrommet svært kortvarig, er den magnetiske vektoren fortsatt liten når neste puls sendes, og det påfølgende signalet blir svakt. Ved innstrømnings-MRA benyttes svært korte repetisjonstider, og signalene fra stasjonært vev blir derfor svake. For blod som beveger seg, er

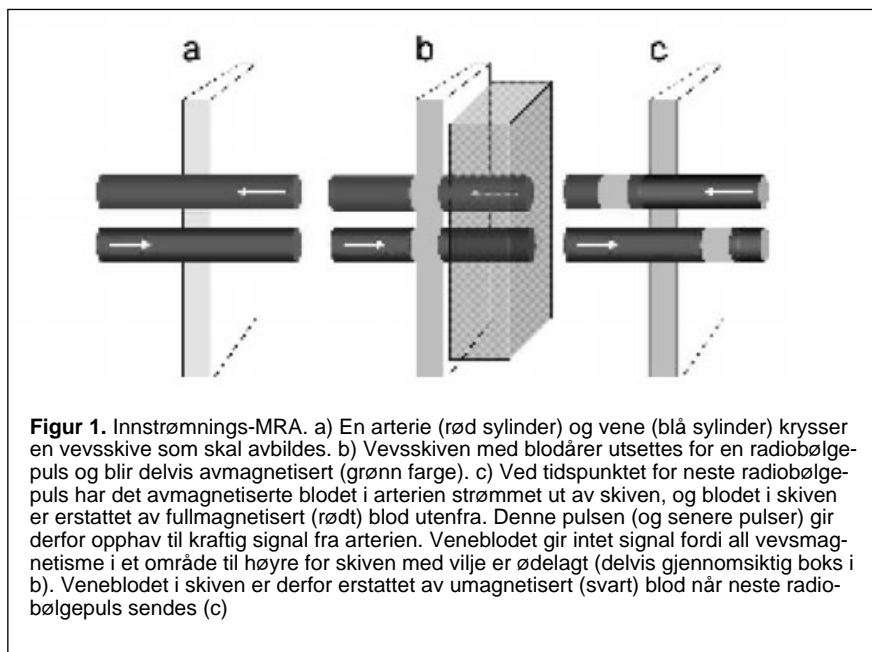
Artiklen har tidligere varit publicerad i Tidsskrift for den norske lægeforening 2000; 8: 936-40,

imidlertid situasjonen en annen. Det avmagnetiserte blodet flytter seg ut av vevsskiven i løpet av repetisjonstiden og blir erstattet av friskt, fullmagnetisert blod utenfra skiven (fig 1). Dette gir bilder med kraftig signal fra blod (hvitt blod) og svakt signal fra omgivende stasjonært vev. Selektiv fremstilling av arterier eller vener kan oppnås ved å ødelegge vevsmagnetismen på den ene siden av skiven (fig 1). Blod som strømmer inn i skiven fra denne siden er umagnetisk og kan derfor ikke avgi signal, mens blod som strømmer inn fra motsatt kant, har maksimal magnetisme og avgir kraftig signal.

Bildeopptaket kan gjøres med to- eller tredimensjonal teknikk (henholdsvis 2D- eller 3D-innstrømnings-MRA). Ved 2D-teknikken registreres de induerte strømsignalene fra en tynn skive om gangen, og i løpet av et bildeopptak dekkes den aktuelle anatomen av mange skiver kant i kant eller med en viss overlappning. Denne teknikken er sensitiv for langsom (venøs) blodstrøm fordi det i hvert snitt bare er en kort blod søyle som behøver å erstattes av friskt blod utenfra (fig 2). Ved 3D-teknikken registreres signalene fra et større, avgrenset volum, og teknikken er derfor avhengig av høyere (arteriell) blodstrømhastighet for å fornye blodet i de dype deler av volumet. 3D-innstrømnings-MRA gir best romoppløsning og er mer egnet enn 2D-teknikken til å vise slyngede kar (fig 3). Den tredimensjonale karanatomen som dekkes av et to- eller tredimensjonalt innstrømnings-MRA-opptak, kan projiseres ned til et todimensjonalt bilde ved hjelp av en spesiell algoritme kalt maksimal intensitetsprojeksjon (MIP) (3). Algoritmens funksjon kan illustreres ved at man tenker seg hele snittstabellen gjennomstrålt av parallelle linjer mot en bakenforliggende skjerm. Hver linje avsetter en gråtone på skjermen lik den maksimale gråtonen linjen påtreffer under sin passasje av snittstabellen. Resultatet er et skarpt projeksjonsbilde av karanatomen mot en mørk bakgrunn. Projeksjonen kan foretas i valgfri retning (fig 2, 3). Maksimal intensitetsprojeksjon brukes ved alle de tre nevnte MRA-teknikkene.

### Fasekontrast-MRA

Fasekontrast-MRA (2D eller 3D) gir i likhet med innstrømnings-MRA »hvite« blodårer fordi blodet beveger seg. De to teknikkene er likevel prinsipielt svært forskjellige. Ved innstrømnings-MRA er gråtonen i bildene bestemt av styrken til det induerte strømsignalet. Ved fasekontrast-MRA er gråtonen i hvert bildelement (piksel) bestemt av signalenes fase (4). Det er mulig å gjøre bildeopptakene på en slik måte at sig-



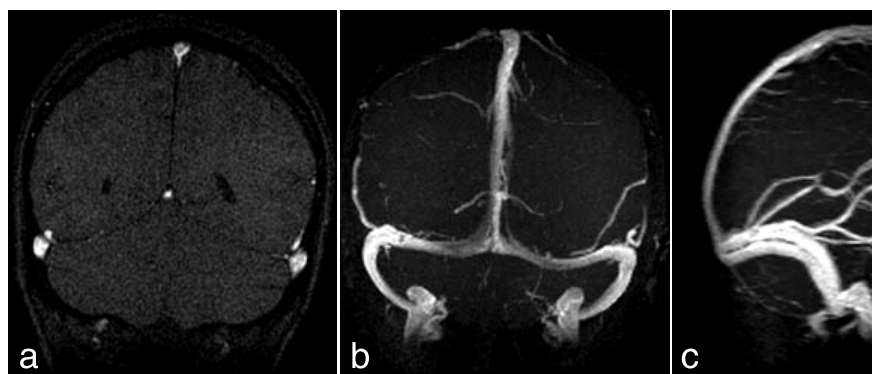
**Figur 1.** Innstrømnings-MRA. a) En arterie (rød sylinder) og vene (blå sylinder) krysser en vevsskive som skal avbildes. b) Vevsskiven med blodårer utsettes for en radiobølgepuls og blir delvis avmagnetisert (grønn farge). c) Ved tidspunktet for neste radiobølgepuls har det avmagnetiserte blodet i arterien strømmet ut av skiven, og blodet i skiven er erstattet av fullmagnetisert (rødt) blod utenfra. Denne pulsen (og senere pulser) gir derfor opphav til kraftig signal fra arterien. Veneblodet gir intet signal fordi all vevsmagnetisme i et område til høyre for skiven med vilje er ødelagt (delvis gjennomsliktig boks i b). Veneblodet i skiven er derfor erstattet av umagnetisert (svart) blod når neste radiobølgepuls sendes (c)

nalene fra alt stasjonært vev får én felles fase, mens alt blod som beveger seg, får en avvikende fasevinkel. På den måten kan man selektivt fremstille blodårene, og bare dem. Stasjonært vev gis ingen gråtone og blir helt svart i bildet, mens blod som strømmer, får en gråtone eller hvithet bestemt av blodstrømhastigheten (fig 4). Avhengig av opptaksteknikken vil en viss blodstrømhastighet gi maksimal hvithet, mens både lavere og høyere blodstrømhastigheter vil fremstilles med svakere intensitet. For å få optimal fremstilling av blodårene med fasekontrast-MRA, må man derfor på forhånd kjenne til den omtrentlige blodstrømhastigheten i de aktuelle blodårene. Fasekontrastteknikken kan også benyttes til å måle blodstrømmens hastighet.

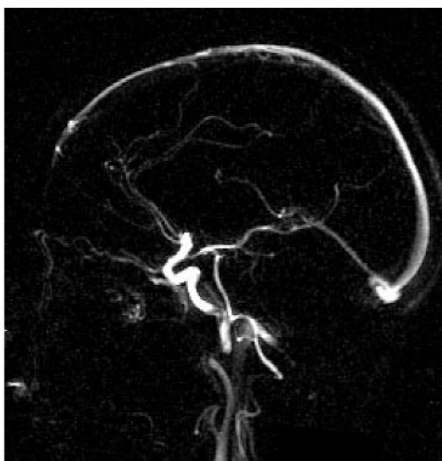
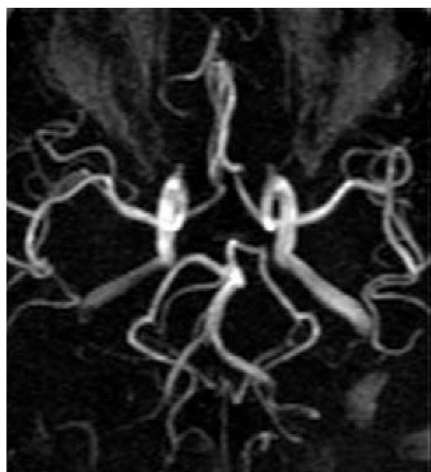
### Kontrastforsterket MRA

Denne MRA-metoden baserer seg helt og holdent på bruk av kontrastmiddel. Det gis en rask bolusinjeksjon av kontrastmidlet intravenøst, og når kon-

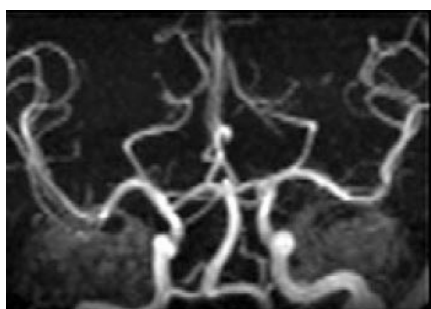
trastmidlet er fremme i de aktuelle blodårene første gang, gjøres et raskt 3D-bildeopptak av den aktuelle regionen (5, 6). Kontrastmidlet er paramagnetisk (hvilket betyr at det blir magnetisk når det bringes inn i et magnetfelt), og den høye konsentrasjonen av kontrastmidlet i blod fører til en meget kraftig forkorting av T1 i blod (1). Kort T1 betyr at magnetismen gjenvinnes raskt. Til tross for svært kort repetisjonstid gjenvinnes magnetismen i blod fullstendig mellom hver radiobølgepuls. Som ved innstrømnings-MRA, er gråtonene i bildet bestemt av de induerte strømsignalenes styrke. Kontrastholdig blod blir derfor hvitt, mens bakgrunnen blir relativt mørk (fig 5). Dette er den nyeste MRA-teknikken, og den krever moderne og rask apparatur. Ikke minst for MRA av kar i thorax og abdomen er det viktig at bildeopptaket er så hurtig at pasienten kan holde pusten under hele opptaket (15 – 25 sekunder). Hurtige opptak gjør det også mulig å avbilde kontrastmidlet både i arteriell og venøs



**Figur 2.** 2D-innstrømnings-MRA av de store venesinuser i bakre halvdel av hodet. a) Koronalt enkeltstnitt, b) maksimal intensitetsprojeksjon sett forfra, c) maksimal intensitetsprojeksjon sett fra siden



**Figur 4.** 2D-fasekontrast-MRA av sagittalsnitt uten maksimal intensitetsprosjeksjon



**Figur 3.** 3D-innstrømnings-MRA av intrakranielle arterier. Maksimal intensitetsprosjeksjon sett nedenfra (øverst) og forfra (nederst)

fase. Kvaliteten på opptaket er helt avhengig av at det gjøres på riktig tidspunkt i forhold til kontrastinjeksjonen. Man pleier derfor å sette en liten prøvedose på forhånd for å finne ut hvor lang

tid kontrastmidlet bruker fra injeksjonsstedet og frem til de aktuelle blodårene.

#### MRA versus alternative teknikker

Kateterangiografi er fortsatt »gullstandard» for fremstilling av arterier. I dag er den nesten enerådende metoden intraarteriell digital subtraksjonsangiografi (DSA). Metoden er invasiv, og selv med dagens teknikk og tynne katetre medfører den en viss morbiditet og mortalitet (7). CT-angiografi er en teknikk som minner mye om kontrastforsterket MRA. Også her gjøres et raskt volumopptak på det tidspunkt kontrastmiddelkonsentrasjonen er maksimal i de aktuelle blodårene. Resultatet kan sees som projeksjonsbilder ved hjelp av maksimal intensitetsprosjeksjon og andre rekonstruksjonsteknikker. Både kateterangiografi og CT er i motsetning til MRA basert på bruk av ioniserende stråler. Man må dessuten benytte seg av kontrastmidler som er nefrotoksiske, og som derfor representerer en viss fare for nyreskade, spesielt hos pasienter med redusert nyrefunksjon og diabetes (8). Kontrastmidlene som brukes ved kontrastforsterket MRA (gadoliniumkelteter), påvirker ikke nyrefunksjonen, og kan derfor anbefales brukt også til pasienter med nedsatt nyrefunksjon (9). MRA har her en betydelig fordel fremfor kateterangiografi og kontrastforsterket CT.

MRA og ultralydundersøkelse er begge ikke-invasive metoder uten bruk av ioniserende stråler og nefrotoksiske

kontrastmidler. Ultralydundersøkelsens fortrinn er særlig pris og tilgjengelighet, mens dens største svakheter i forhold til MRA er stor operatørvhengighet, dårlig anatomisk fremstilling av karanatomi (kun snittbilder) og manglende anvendelighet i områder som er dekket av luft eller kompakt bein.

#### Indikasjoner for MRA Intrakranielle kar

Kontrastforsterket MRA har foreløpig for dårlig romopløsning for intrakranielt bruk. Den MRA-metoden som er best egnet for fremstilling av intrakranielle arterier, er 3D-innstrømnings-MRA (fig 3). Ved hjelp av denne metoden kan man påvise stenoser og okklusjoner av de større arteriene. Både MRA og CT-angiografi kan fremstille intrakranielle aneurismer med diameter på 5 mm eller mer med stor nøyaktighet (10, 11), for mindre aneurismer synes CT-angiografi å være noe bedre enn MRA. De ikke-invasive metodene kan bidra ved planlegging av behandling av aneurismer (kirurgisk eller radiologisk intervensjon), men metodene har ennå ikke kunnet erstatte kateterangiografi (12). Ved intrakranielle arteriovenøse malformasjoner er MR-snittbilder den metoden som best viser den anatomiske lokaliseringen av nidus (13). MRA kan gi en bedre anatomisk oversikt over hele malformasjonen, særlig om man benyt-



**Figur 5.** Kontrastforsterket MRA av halskar og øvre aortabue. Maksimal intensitetsprosjeksjon sett forfra



**Figur 6.** Kontrastforsterket MRA av coarctatio aortae. Selve koarktasjonen sees som en markert innsnevring (pil) på aorta like distalt for avgangen av en vid a. subclavia sinistra. Kollateral blodstrøm forbi koarktasjonen går retrograd gjennom dilaterte interkostalarterier

ter fasekontrast-MRA, som gir best fremstilling av både arterie- og venesiden. Både kirurgi og endovaskulær embolisering krever imidlertid en detaljfremstilling som bare kan gis av kateterangiografi.

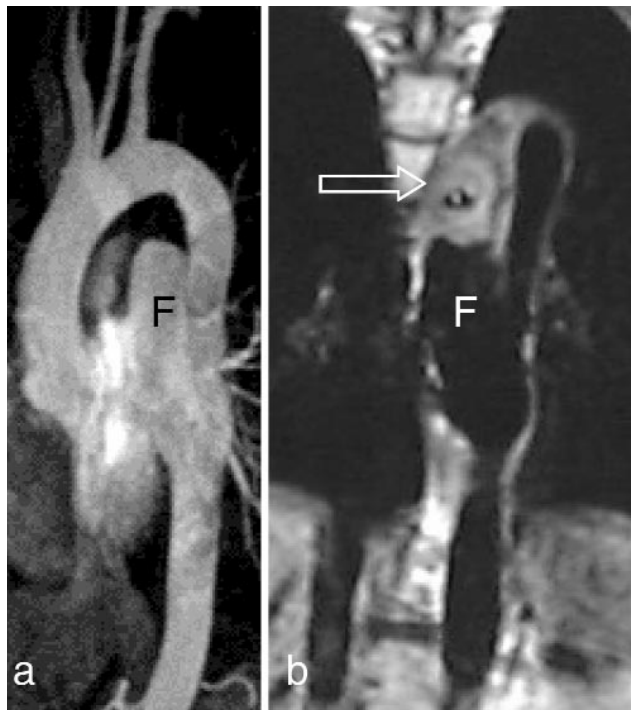
Intrakraniale vener kan fremstilles med 2D-innstrømnings-MRA eller fasekontrast-MRA (fig 2, 4). Ved trombose av de store venesinuser kan begge metodene gi diagnosen. En fersk trombe kan imidlertid ha høyt signal ved 2D-innstrømnings-MRA og derfor mistolkes som signal fra blodstrøm. Fasekontrast-MRA er derfor den sikreste metoden til å skille mellom blodstrøm og fersk trombe. En tumors relasjon til en stor venesinus vises imidlertid best med 2D-innstrømnings-MRA fordi denne metoden kan vise både tumor og venen, mens fasekontrastmetoden som nevnt bare kan vise blodstrøm.

### Cervikobrakiale kar

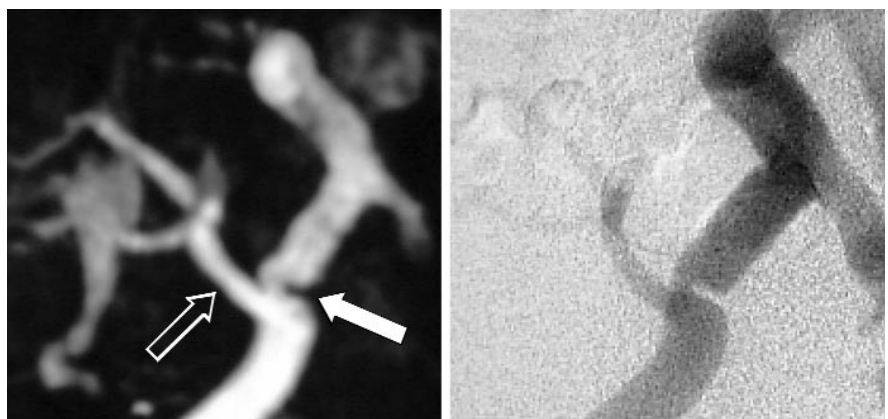
Arteriosklerotisk sykdom i halsarteriene er en av de vanligste indikasjonene for MRA. Ultralydundersøkelse (med fargedoppler og spektraldoppler) er et godt ikke-invasivt alternativ, og for stenoser i carotisbifurkaturen synes denne metoden å være nokså likeverdig med MRA (14). Ultralydundersøkelsens svakhet i forhold til MRA er begrenset anatomisk dekning, verken den intrakraniale del av halsarteriene eller avgangen fra aortabuen kan fremstilles adekvat. Fremstillingen av vertebralisarteriene blir også ufullstendig. Inntil nylig har innstrømnings-MRA vært den foretrukne MRA-metoden for fremstilling av carotis- og vertebralisarteriene, men den er i ferd med å bli erstattet av kontrastforsterket MRA. Sistnevnte metode er mindre ømfintlig enn innstrømnings-MRA for ulike artefakter, som bl.a. kan føre til overestimering av stenosegrad, og den kontrastforsterkede varianten gir også en mye bedre fremstilling av arterieavgangene fra aorta (fig 5). MR med innstrømnings-MRA kan erstatte kateterangiografi ved mistanke om carotidisdisseksjon (15), det er foreløpig liten erfaring med kontrastforsterket MRA ved denne indikasjonen.

Kontrastforsterket MRA gir en god fremstilling av a. subclavia og er et godt alternativ ved spørsmål om stenose i skalenusporten. To kontrastinjeksjoner med redusert dose gjør det mulig å undersøke arterien med både løftet og senket arm i samme seanse.

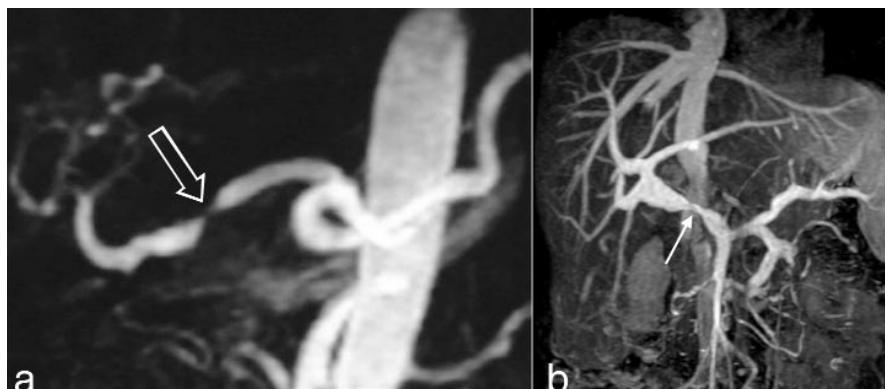
Halsvenene kan fremstilles med 2D-innstrømnings-MRA eller med kontrastforsterket MRA, men der det er spørsmål om trombose eller venens relasjon til en tumor, vil ofte ultralydundersøkelse være tilstrekkelig. MRA gir imidlertid en bedre anatomisk oversikt



**Figur 7.** Disseksjon i aorta descendens med aneurismatisk falskt lumen. a) Kontrastforsterket MRA av torakalaorta viser den sirkulerte del av det falske lumen (F). b) Koronalt snittbilde gjennom aorta descendens med konvensjonell spinnekkoteknikk viser at det foreligger (grå) trombemasser (pil) kranialt for det sirkulerte falske lumen, som her er svart (F)



**Figur 8.** a) Kontrastforsterket MRA av arterieforsyningen til transplantert nyre. Det er en markert stenose (lukket pil) på a. iliaca externa like før avgangen av nyrearterien (åpen pil), som er anastomosert ende til side på a. iliaca externa. b) Funnet ble verifisert av kateterangiografi (intraarteriell digital subtraksjonsangiografi)



**Figur 9.** Kontrastforsterket MRA av transplantert lever i a) arteriell og b) venøs fase. Det er en markert stenose i a. hepatica, svarende til anastomosestedet (åpen pil) og også en stenose svarende til anastomosestedet i v. portae (pil). Arteriene i b) er fjernet ved å subtrahere opptaket i arteriell fase fra opptaket i venøs fase

**ANNONS**

**ANNONS**

og er også mer reproducerbar. 2D-innstrømnings-MRA er også egnet for fremstilling av de sentrale armvenene, men anatomiske detaljer som utbredning av en trombose og kollateraler fremstilles fortsatt best med røntgenvenograf.

### Intratorakale kar

Kontrastforsterket MRA er de andre MRA-metodene helt overlegen for fremstilling av de store intratorakale arterier. Ved riktig tidsberegning av opptaket i forhold til kontrastinjeksjonen kan man få angiografisk fremstilling enten av lungearteriene eller av aorta med sidegrener. (To av de viktigste sidegrenene, koronararteriene, lar seg imidlertid ikke fremstille adekvat med MRA.) Den største ikke-invasive konkurrenten til MRA er kontrastforsterket CT, ev. supplert med CT-angiografi. CT er fortsatt den foretrukne metoden ved spørsmål om lungeemboli, ikke minst pga. tilgjengelighet, men MRA har utvilsomt et stort potensial, og vil kanskje etter hvert bli førstevalg, ikke minst pga. mindre risiko for pasienten.

Ved medfødte aortabueanomalier inkludert coarctatio aortae vil MR med MRA kunne gi all nødvendig informasjon og erstatte kateterangiografi. Ikke minst ved mistanke om koarktasjon burde MR være førstevalg. MRA gir en fullgod anatomisk oversikt over hele torakalaorta (fig 6), og måling av blodstrømhastighet i det stenotiske området kan brukes til å beregne trykkgradienten over stenosen.

Ved aortadisleksjon er CT og MR likeverdige når det gjelder å påvise disleksjonen, men MR med kontrastforsterket MRA gir en bedre angiografisk oversikt og kan lettere fremstille det falske lumens kommunikasjon med det ekte lumen. Kontrastforsterket MRA kan med fordel utføres som to opptak med et kort tidsintervall. Det første opptaket vil kunne fremstille tidlig kontrastfylling av det ekte lumen, mens det forsinkede opptaket vil kunne vise forsinket kontrastfylling av det falske lumen.

Aortaaneurismer fremstilles som regel adekvat med både CT og MR. Kontrastforsterket MRA har den svakhet (i likhet med kateterangiografi) i forhold til CT at bare karlumen og ikke trombemassene vises. Konvensjonell MR kan imidlertid vise trombene (fig 7).

### Intraabdominale kar

Kontrastforsterket MRA representerer et betydelig fremskritt for MR-diagnostikken av intraabdominal karanatom. Metoden har potensial til å overta mye av kateterangiografis diagnostiske rolle i dette kargebetet. I diagnostikk av signifikant nyrearteriestenose

har metoden sensitivitet og spesifisitet på godt over 90 % ved sammenlikning med kateterangiografi (16–18). MRA vil kunne utelukke signifikant stenose i de største nyrearteriene, men metoden gir fortsatt for dårlig fremstilling av de intrarenale grener. Ved hypertensjon hos yngre personer der man kan mistenke fibromuskulær dysplasi, bør det derfor fortsatt gjøres kateterangiografi. Kontrastforsterket MRA har ikke minst vist seg nyttig hos nyre- og levertransplanterte pasienter (19). Ved mistanke om arteriestenose vil metoden kunne selekere de pasienter som bør utredes videre med kateterangiografi før ev. ballongdilatasjon av stenosen (fig 8). Ved å gjøre flere MRA-opptak etter samme kontrastmiddelbolus kan både arteriefase og venefase fremstilles separat, noe som er særlig nyttig ved utredning av levertransplantater (fig 9). Den gode fremstillingen av sentrale arterier og vener gjør metoden også egnet ved vurdering av tumoroperabilitet i lever og pancreas.

### Perifere kar

En av de vanligste indikasjonene for kateterangiografi er arteriosklerotisk sykdom i underkstremitetsarteriene. Stenoser vil kunne behandles i samme seanse med perkutan transluminal angioplastikk (PTA). MRA gir ikke mulighet for behandling, men metoden har et stort diagnostisk potensial. Hittil har man mest benyttet 2D-innstrømnings-MRA for fremstilling av arteriene i underkstremitetene. Metoden er tidkrevende (ca. 40 minutter for å dekke området fra distale aorta til ankler med tynne tverrsnitt) og gir ofte overestimert av stenosegrad og lengden av okklusjoner. Metoden er et særlig godt supplement når kateterangiografi er umulig eller inadekvat pga. utbredte karokklusjoner. 2D-innstrømnings-MRA er svært sensitiv for langsom blodstrøm, og vil f.eks. kunne påvise åpne perifere arterier ved uttalte proksimale okklusjoner. Den beste MRA-metoden er likevel kontrastforsterket MRA, forutsatt ny og rask MR-apparatur med mulighet for å flytte pasientbordet under bildeopptaket. Denne metoden gjør det mulig å undersøke bekken- og underkstremiteter i løpet av én kontrastbolusinjeksjon, og kvaliteten på disse opptakene er nesten identisk med den som oppnås med kateterangiografi (20). Utviklingen går mot at man velger MRA til den diagnostiske angiografiske utredningen, mens kateterangiografi reserveres de tilfellene der intervensjonsbehandling er aktuelt.

Ved dyp venetrombose i underkstremitetene er ultralydundersøkelse med doppler vanligvis førstevalg, ev. etterfulgt av røntgenvenografi. MRA kan være et godt alternativ i de anatomi-

skiske områdene der man med ultralyd kan ha problemer pga. tarmluft, nemlig i bekkenet og abdomen. 2D-innstrømnings-MRA kan gi god fremstilling av bekkenener og v. cava inferior, men det er vanskelig å skille mellom total okklusjon og svært langsom blodstrøm med denne metoden.

### Konklusjon

MRA er en metode i rivende utvikling. Den kan fremstille arterier og vener i de fleste anatomiske områder uten smerter eller risiko for pasienten. Ved undersøkelse av de større kar har metoden sensitivitet og spesifisitet som nærmer seg »gullstandarden», kateterangiografi. Det er grunn til å tro at MRA vil bli den foretrukne metoden ved de fleste diagnostiske angiografier, mens kateterangiografien langt på vei reserveres intervensjonsprosedyrer.

### Litteratur

1. Smith HJ, Gjesdal KI. Magnetisk resonans – historikk og teoretisk grunnlag. Tidsskr Nor Lægeforen 2000; 120: 931-5.
2. Wehrli FW, Shimakawa A, Gullberg GT, MacFall JR. Time-of-flight MR flow imaging: selective saturation recovery with gradient refocusing. Radiology 1986; 160: 781-5.
3. Laub GA, Kaiser WA. MR angiography with gradient motion rephasing. J Comput Assist Tomogr 1988; 12: 377-82.
4. Doumolin CL, Souza SP, Walker MF, Wagle W. Three-dimensional phase contrast angiography. Magn Reson Med 1989; 9: 139-49.
5. Prince MR, Narasimham DL, Stanley JC, Chenevert TL, Williams DM, Marx MV et al. Breathhold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its major branches. Radiology 1995; 197: 785-92.
6. Snidow JJ, Johnson MS, Harris VJ, Margosian PM, Aisen AM, Lalka SG et al. Three-dimensional gadolinium-enhanced MR angiography for aortoiliac inflow assessment plus renal artery screening in a single breath hold. Radiology 1996; 198: 725-32.
7. Hankey GJ, Warlow CP, Sellar RJ. Cerebral angiographic risk in mild cerebrovascular disease. Stroke 1990; 21: 209-22.
8. Smith HJ, Levorstad K, Berg KJ, Rootwelt K, Sveen K. High dose urography in patients with renal failure. A double blind investigation of iohexol and metrizoate. Acta Radiol Diagn 1985; 25: 213-20.
9. Berg KJ, Lundby B, Reinton V, Nordal KP, Rootwelt K, Smith HJ. Gadodiamide in renal transplant patients: effects on renal function and usefulness as a glomerular filtration rate marker. Nephron 1996; 72: 212-7.
10. Korogi Y, Takahashi M, Mabuchi N, Nakagawa T, Fujiwara S, Horikawa Y et al. Intracranial aneurysms: diagnostic accuracy of MR angiography with evaluation of maximum intensity projection and source images. Radiology 1996; 199: 199-207.
11. Hope JK, Wilson JL, Thompson FJ. Three-dimensional CT angiography in the detection and characterization of intracranial berry aneurysms. AJNR Am J Neuroradiol 1996; 17: 439-45.
12. Brant-Zawadzki M, Heiserman JE. The roles of MR angiography, CT angiography, and sonography in vascular imaging of the

- head and neck. AJNR Am J Neuroradiol 1997; 18: 1820-5.
13. Smith HJ, Strother CM, Kikuchi Y, Duff T, Ramirez L, Merless A et al. MR imaging in the management of supratentorial intracranial AVMs. AJNR Am J Neuroradiol 1988; 9: 225-35.
  14. Huston III J, Lewis BD, Wiebers DO, Meyer FB, Riederer SJ, Weaver AL. Carotid artery: prospective blinded comparison of two-dimensional time-of-flight MR angiography with conventional angiography and duplex US. Radiology 1993; 186: 339-44.
  15. Bakke SJ, Smith HJ, Kerty E, Dahl A. Cervicocranial artery dissection. Detection by Doppler ultrasound and MR angiography. Acta Radiol 1996; 37: 529-4.
  16. Bakker J, Beek FJ, Beutler JJ, Hené RJ, de Kort GA, de Lange EE et al. Renal artery stenosis and accessory renal arteries: accuracy of detection and visualization with gadolinium-enhanced breath-hold MR angiography. Radiology 1998; 207: 497-504.
  17. Hany TF, Debatin JF, Leung DA, Pfammatter T. Evaluation of the aortoiliac and renal arteries: comparison of breath-hold, contrast-enhanced, three-dimensional MR angiography with conventional catheter angiography. Radiology 1997; 204: 357-62.
  18. Steffens JC, Link J, Grassner J, Mueller-Huelsbeck S, Brinkmann G, Reuter M et al. Contrast-enhanced, K-space-centered, breathhold MR angiography of the renal arteries and the abdominal aorta. J Magn Reson Imaging 1997; 7: 617-22.
  19. Stafford-Johnson DB, Hamilton BH, Dong Q, Cho KJ, Turcotte JG, Fontana RJ et al. Vascular complications of liver transplantation: evaluation with gadolinium-enhanced MR angiography. Radiology 1998; 207: 153-60.
  20. Ho KY, Leiner TL, de Haan MW, Kessels AGH, Kitslaar P, van Engelshoven JMA. Peripheral vascular tree stenoses: evaluation with moving-bed infusion-tracking MR angiography. Radiology 1998; 206: 683-92.

## Magnetisk resonans – forkortinger og ordforklaringer

attenuasjon	Basis for kontrasten som sees på bilder fra CT-undersøkelser (og ikke MR)
$B_0$	Statisk magnetfelt (main magnetic field)
CE	Kontrastforsterket MR-opptak (contrast enhanced)
cine-MR	Stillbilder satt sammen for å lage inntrykk av bevegelse (film)
EPI	Ultrahurtig opptaksteknikk av gradientekko (echo planar imaging)
flippvinkel	Vinkel mellom nettomagnetisme og z-retning
gradientekko	MR-opptaksteknikk der ekko genereres av gradientspolene alene
gradientspole	Spoler orientert i magnetens x-, y- og z-retning, skaper ett lokalt kontrollerbart magnetfelt overlagret $B_0$
IR	MR-opptaksteknikk (inversion recovery)
larmorfrekvens	Presesjonsfrekvens, resonansfrekvens
larmorlikning	Presesjonens rotasjonsfrekvens bestemt av forhold mellom en gyromagnetisk konstant og styrken til det ytre magnetfeltet
MR	Magnetisk resonanstomografi, bildefremstilling vha. magnetisk resonans. Brukes også om selve fenomenet magnetisk resonans
MRA	Magnetisk resonansangiografi
MRI	MR-bilddanning (magnetic resonance imaging), brukes internasjonalt, men ikke i Norge
MRS	Magnetisk resonansspektroskopi, kjemisk analyse vha. MR
MT	Kontrastmekanisme i MR-opptak (magnetisation transfer)
NMR	Kjernemagnetisk resonans (nuclear magnetic resonance), brukes ikke i Norge lenger
PC	Fasekontrast (phase contrast), signalvariasjon i væskestrøm forårsaket av faseendringer, MRA-teknikk utnytter dette fenomenet
piksel	Minste bildeelement i et digitalt bilde
presesjon	Magnetiseringsvektorens rotasjon i et magnetfelt
RF	Radiofrekvens, radiosignalers frekvens
RF-spole	Radioantenne, sender ut RF-pulser, og mottar RF-signal fra spinn under relaksasjonsprosessen
signal	Angivelse for kontrasten som sees på bilder fra MR-undersøkelser (og ikke CT)
signalintensitet	Energien målt per tid og volum, ved MR-signalet målt i en gitt voksel
spinnekk	MR-opptaksteknikk der ekko genereres av en 180° radiopuls
T	Tesla, enhet for å oppgi magnetfeltets styrke
T1-relaksasjon	Frigjøring av radiobølger ved magnetiseringsvektorens retur til likevekt (T1 er en vevsegenskap)
T1-vektet bilde	Bilde der gråtonene er bestemt av forskjellen i T1-relaksasjon mellom vevene
T2-relaksasjon	Tidsparameter for hvor fort nettomagnetismen i x-y-planet forsvinner etter en radiobølgepuls
T2-vektet bilde	Bilde der gråtonene er bestemt av forskjellen i T2-relaksasjon mellom vevene
TE	Ekkotid (echo time), tiden fra første RF-puls til ekko
T11	Tidsparameter for hvor fort det reduserte overskuddet av parallelle protoner gjenoppbygges etter radiobølgepuls
TR	Repetisjonstid (repetitive time), tiden mellom to 90° RF-pulser
turbospinnekk	Hurtig spinnekketeknikk der man genererer flere ekko per TR
voksel	Tredimensjonalt volumelement i vev, som gir opphav til signalintensitet i en piksel

*Pål Rasmus Njølstad, Barneklubben, Karen Rosendahl, Røntgenavdelingen, Lars Ersland, Røntgenavdelingen, Haukeland Sykehus, 5021 Bergen*