

Elna-Marie Larsson, docent, överläkare, Bild- och funktionsdiagnostiskt centrum (BFC), röntgenavdelningen, Universitetssjukhuset i Lund (elna-marie.larsson@drad.lu.se)

Freddy Ståhlberg, professor i radiofysik, avdelningen för diagnostisk radiologi, Jubileumsinstitutionen, Lunds universitet

MR-undersökning av hjärnan vid 3 tesla

Högre magnetfältstyrka ger bättre morfologisk och funktionell bild

■ Magnetresonans(MR)undersökning av hela kroppen är nu accepterad i klinisk verksamhet av bl a FDA (Food and Drug Administration, USA) och IEC (International Electrotechnical Commission) för magnetfältstyrka upp till 4 tesla (T). Ännu högre fältstyrkor kan, efter erhållande av vederbörligt tillstånd, utnyttjas i forskningsbaserade MR-utrustningar, och för närvarande är fältstyrkor upp till cirka 10T tekniskt möjliga för helkropps-MR. Många högfälts-MR-utrustningar (>2T) används huvudsakligen för forskning, men 3T-MR-utrustningar ökar i antal och integreras även i klinisk neuroradiologisk verksamhet. En 3T-MR-utrustning för undersökning av hjärnan (Siemens Magnetom Allegra head-scanner) installerades på avdelningen för neuroröntgen vid Bild- och funktionsdiagnostiskt centrum (BFC), Universitetssjukhuset i Lund i januari 2002. Utrustningen används till 50 procent för kliniska MR-undersökningar och till 50 procent för forskning.

Detta var den första 3T-MR-utrustningen som installerades i Skandinavien. En 3T-helkropps-MR-utrustning (Philips Gyroscan Intera) installerades på MR-avdelningen på samma klinik under hösten 2003.

3T-MR ger förbättrade morfologiska och funktionella undersökningar av hjärnan jämfört med de mer vanligt förekommande MR-utrustningarna med fältstyrkan 1,5T eller lägre [1]. Applikationer för andra delar av kroppen är under utveckling och börjar få klinisk användning. Den höga fältstyrkan kombineras som regel med ett kraftfullt gradientssystem för att optimala prestanda ska uppnås.

För- och nackdelar med 3T-MR av hjärnan

Klinisk 3T-MR av hjärnan har fördelar för högupplösande morfologisk bildtagning, men framför allt för MR-angiografi, diffusions- och perfusions-MR, funktionell MR (fMRI) och MR-spektroskopi. Fördelar och nackdelar jämfört med lägre fältstyrkor är sammanfattade i Tabell I och Tabell II.

Signal-till-brusförhållandet ökar med magnetfältstyrkan och är ungefär fördubblad vid 3T jämfört med vid 1,5T. Detta är en stor fördel som kan utnyttjas för att reducera undersökningstiden eller för att öka den spatiella upplösningen, alternativt en kombination av dessa. Den magnetiska susceptibilitetseffekten, dvs känsligheten för lokala variationer i magnetfältet, ökar också med magnetfältstyrkan. Detta är till nytta för detektion av t ex blödning och förkalkningar och ökar också signalskillnaden mellan aktivering och vila i fMRI-studier samt sensitiviteten för signalförändring vid

Sammanfattat



Magnetresonansundersökning med magnetfältstyrka 3 tesla (3T-MR) ger förbättrade morfologiska och funktionella undersökningar av hjärnan jämfört med de mer vanligt förekommande MR-utrustningarna med fältstyrkan 1,5T eller lägre. Fördelarna med 3T dominerar enligt vår mening markant över vissa nackdelar som den högre fältstyrkan också medför. Kombination med ett kraftfullt gradientssystem ger optimala prestanda.

Morfologisk MR med hög upplösning är värdefull, t ex för undersökning av temporalben och kranialnerv.

MR-angiografi vid 3T ger utmärkt avbildning även av små perifera kärlgrenar.

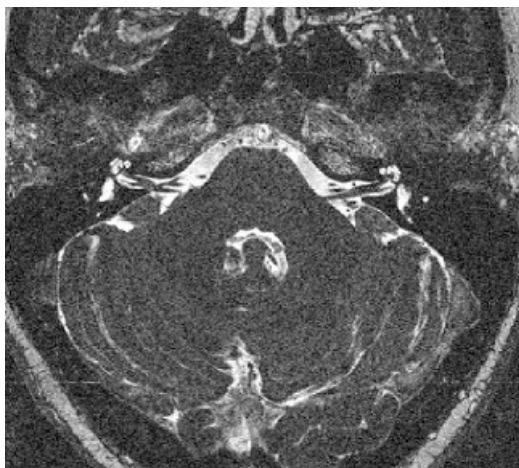
Diffusions-MR inklusive s k diffusion tensor imaging, perfusions-MR, kortikala aktiveringsstudier med funktionell MR samt MR-spektroskopi utförs med förbättrad kvalitet vid 3T.

Se även medicinsk kommentar i detta nummer.

kontrastförstärkt perfusions-MR. De ökade susceptibilitetsartefakterna, t ex nära luftförande sinus och temporalbenet, är däremot en nackdel.

Depositionen av energi i patienten anges genom den s k specifika absorptions hastigheten. Den ökade energidepositionen vid högre fältstyrka är en nackdel, eftersom den kan begränsa de olika pulssekvensernas utformning (t ex antal snitt och repetitionstid). Detta är ett ringa problem när man endast undersöker skallen, men kan försvåra undersökning av t ex rygg eller buk hos barn med låg kroppsvikt.

S k kemiskt skift (skillnad mellan resonansfrekvens hos kärnorna i väteatomer [protoner] bundna till olika molekyler) ökar linjärt med fältstyrkan, vilket är en fördel för MR-spek-



Figur 1. Hårt T2-viktad gradientekosekvens med hög upplösning avbildar tydligt kranialnerverna VII och VIII i meatus acusticus internus.



Figur 2. MR-angiografi utan kontrastinjektion avbildar intrakraniella artärer med hög upplösning.

troskopi men en nackdel avseende artefakter, som uppstår i gränssytan mellan fettvävnad och annan vävnad, t ex i gränssytan mellan fetthaltig benmärg i skallbenet och intilliggande vävnad.

T1-relaxationstiden förlängs vid högre fältstyrka. Detta är positivt för inflödes-MR-angiografi på grund av bättre undertryckning av bakgrunden i bilden, medan den nedsatta kontrasten mellan grå och vit substans på T1-viktade spin-ekobilder är en nackdel. Denna kontrastreduktion kan förklaras av att T1 i grå och vit substans konvergerar med ökande fältstyrka, vilket medför att signalskillnaden mellan dessa vävnader blir mindre än vid t ex 1,5T.

Ökad kontrastförstärkning efter intravenös injektion av gadoliniumbaserat kontrastmedel ökar sensitiviteten för lesioner som uppvisar kontrastuppladdning eller barriärskada, t ex diskreta inflammatoriska förändringar i hjärnparenkymet. Den ökade kontrastförstärkningen följer av att T1-relaxationstiden för kontrastmedlet ändras mindre än T1 för hjärnvävnad då fältstyrkan ökas [2]. Detta kan emellertid leda till överdiagnostik, t ex är uppladdningen av hjärnhinnorna oftare ett normalt fynd vid 3T än vid lägre fältstyrkor och kan misstolkas som ett patologiskt fynd. Det är således viktigt att radiologen känner till hur en normal hjärna ser ut vid 3T före och efter intravenös kontrastinjektion. Man bör också vara medveten om att skillnader i kontrastförstärkning av en lesion mellan två undersökningstillfällen kan bero enbart på att patienten undersökts vid olika fältstyrkor [3].

Tabell I. Fördelar (+) och nackdelar (–) med magnetresonansundersökning med magnetfältstyrka 3 tesla (3T-MR) jämfört med lägre fältstyrkor.

	Fördel	Nackdel
Signal-till-brus-ökning	+	
Ökad susceptibilitetseffekt	+	–
Ökad energideposition (specifika absorptions hastigheten)		–
Ökat kemiskt skift	+	–
Längre T1-relaxationstid	+	–
Ökad kontrastförstärkning	+	
Större flödesartefakter		–
Otillräcklig säkerhetsinformation		–

Vi har noterat större flödes- och rörelseartefakter vid 3T, vilket kan påverka bildkvaliteten negativt och försvåra t ex visualisering av intilliggande diskreta kontrastuppladdande lesioner, t ex i bakre skallgropan intill sinus transversus och sinus sigmoideus. Bakgrunden till denna observation kan vara parameterinställningarna i de använda sekvenserna vid 3T, exempelvis utnyttjade gradientamplituder, men även den generellt ökade signalen med ökad fältstyrka. Kvantitativ flödesmätning kan dock utföras även vid 3T, och man kan förvänta att signal-till-brusökningen kommer noggrannheten tillgodo.

Avsaknad av säkerhetsdata för ett antal implantat vid 3T och högre fältstyrkor har förhindrat klinisk MR-undersökning av patienter med metallimplantat, som inte har testats och godkänts för höga fältstyrkor. Detta problem har successivt minskat allt eftersom fler implantat har testats [4].

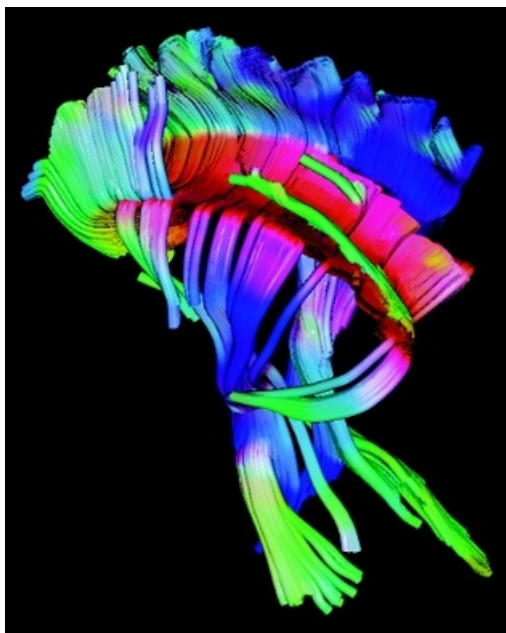
Kliniska tillämpningar

Morfologiska bilder med hög upplösning. Morfologisk MR med hög upplösning är värdefull, t ex för undersökning av temporalben och kranialnerv (Figur 1). Tredimensionell T1-viktad gradientekosekvens kan erhållas med hög isotropisk upplösning. Den används t ex för att detektera migrationsstörningar hos barn med epilepsi och som morfologiskt bildunderlag för överlagring av fMRI-data.

MR-angiografi. Med MR-angiografi kan man avbilda blod-

Tabell II. Kliniska tillämpningar där magnetfältstyrkan 3 tesla (3T) har avgjorda fördelar jämfört med lägre fältstyrkor för magnetresonans(MR)undersökning av hjärnan. Tillämpningarna i tabellen har rangordnats så att de vi i nuläget anser har störst klinisk fördel av 3T står överst.

MR-undersökning	Kliniska frågeställningar
MR-angiografi	Aneurysm (elektiv undersökning för detektion, uppföljning efter endovaskulär behandling med coils), dissektion, trombos/okklusion
Funktionell MR	Preoperativ lokalisering av viktiga funktioner hos patienter med hjärntumörer och epilepsi
Diffusions- och perfusions-MR	Akut stroke, cirkulationsstörningar vid kärlocklusion/stenos, differentialdiagnostik vid olika tumörtyper, svårt skalltrauma m m
Morfologisk MR med hög upplösning	Kranialnerv inklusive nerverna i meatus acusticus internus, kortikal dysplasi vid epilepsi m m
MR-spektroskopi	Differentialdiagnostik abscess/intrakraniell tumör, metabola sjukdomar i hjärnan m m

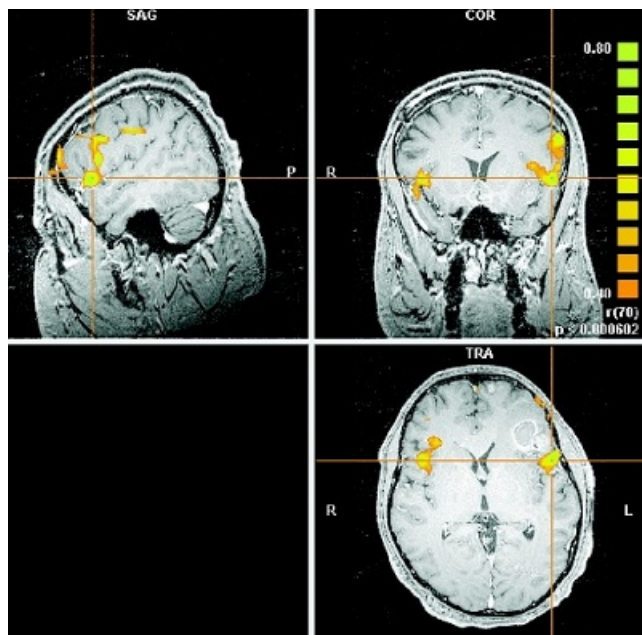


Figur 3. Diffusions-tensortraktografi med diffusionsmätning i 72 riktningar visar banor i hjärnans vita substans med rikttningsberoende färgkodning (frisk försöksperson).

kärl utan kontrastinjektion eller efter intravenös kontrastinjektion. Den ovannämnda bättre undertryckningen av bakgrunden i bilden, kombinerad med ökat signal-till-brus konkurrerar med viss saturation av blod till följd av något ökat T1, men ger sammantaget bättre avbildning av små perifera kärlgrenar vid inflödes-MR-angiografi utan kontrastinjektion vid 3T [5-7] (Figur 2). Flera parametrar kan kombineras för att erhålla optimal effekt vid 3T-MR-angiografi, exempelvis kan ökat signal-till-brus användas för förbättrad upplösning, och bättre bakgrundsundertryckning kan användas för att sänka flipvinkeln i angiografisekvenser, vilket motverkar saturering av blod som flödar i bildplanet. Kombination med »magnetization transfer contrast«-teknik kan dessutom ytterligare förbättra bakgrundsundertryckningen [8]. Det är således fördelaktigt att använda en 3T-utrustning för intrakraniell MR-angiografi. Man ska dock vara medveten om att en lätt »förträngning« av arteria carotis interna vid skallbasen ibland kan ses på grund av en susceptibilitetsartefakt vid hög fältstyrka.

Diffusions- och perfusions-MR. Diffusions-MR påvisar nedsett, alternativt ökad diffusion av vattenmolekylerna i vävnaden utan kontrastinjektion. Perfusions-MR påvisar förändringar i blodflödesparametrar i vävnaden, t ex cerebralt blodflöde och cerebral blodvolym, och utförs för kliniskt bruk, som regel efter intravenös kontrastinjektion. Båda metoderna är mycket snabba, med en undersökningstid på 1–2 minuter. De används t ex för diagnostik av akut stroke, vid differentialdiagnostik mellan olika lesioner samt vid kartläggning av cirkulationsstörningar.

Diffusions- och perfusions-MR vid 3T kan utföras med tunnare och större antal snitt än vid lägre fältstyrkor. Detta tillåter exakt jämförelse av lesioner på diffusions- och perfu-



Figur 4. Funktionell MR (fMRI) hos patient med hjärntumör visar aktivitet alldeles bakom och intill den vänstersidiga frontala tumören när patienten tänker på olika ord (lokalisering av språk). Detta är till hjälp för neurokirurgen vid planering av det operativa ingreppet. Det röda korset markerar aktivitet motsvarande Brocas area på vänster sida överlagrad på sagittal, koronar respektive transversell morfologisk MR-bild (rekonstruerade från tredimensionell T1-viktad gradientekosekvens). Språkaktivering erhålls även i motsvarande område på höger sida.

sionsbilder med motsvarande snitt på morfologisk MR-sekvens.

Trots susceptibilitetsartefakter vid skallbasen kan hjärnstammen och lillhjärnan vanligen bedömas adekvat på högfälts-, diffusions- och perfusions-MR. »Parallel imaging«-teknik med flerkanaliga mottagarpoler kan avsevärt reducera dessa susceptibilitetsartefakter. Den höga fältstyrkan medger möjligheter att använda ett stort antal olika riktningar vid diffusionsundersökning med »diffusions-tensoravbildning« med rimlig tidsåtgång för kliniskt bruk. Detta är en relativt ny diffusionsapplikation som medger avbildning och bedömning av banorna i vit substans i hjärnan [9]. Man kan dels detektera patologi i vit substans tidigare än med andra MR-sekvenser, dels avbilda banorna i hjärnan med avseende på riktning, dislokation, avbrott och infiltration. Den sistnämnda tekniken kallas diffusions-tensortraktografi (Figur 3).

Funktionell MR (fMRI). fMRI kan helt icke-invasivt påvisa aktivering i hjärnbarken vid motorisk aktivitet, t ex vid finger rörelse eller vid sensorisk stimulering. Man kan även påvisa aktivitet då patienten/försökspersonen tänker på ord, vilket kan lokalisera språkcentrum. Metoden används också mycket för kognitiva studier. Preoperativ fMRI med bildtagning som täcker hela hjärnan kan användas för att kartlägga lokaliseringen av viktiga funktioner i hjärnbarken hos patienter med hjärntumörer och andra lesioner, vilket är till nytta för den preoperativa planeringen (Figur 4). Den ökade känsligheten för signalskillnader vid aktivering jämfört med vila vid höga fältstyrkor, orsakad av blodflödesförändringar med ändrad halt av deoxihemoglobin, ger mer tillförlitlig lokalisering av hjärnfunktion och kortare undersökningstider [10].

MR-spektroskopi (MRS). MR-spektroskopi (MRS) avspeglar

protonernas kemiska omgivning i vävnaden. Man kan exempelvis med proton-MRS få fram spektrum som visar olika metaboliters koncentration inom ett eller flera områden i vävnaden. Denna information kan till exempel differentiera mellan abscess och tumör i hjärnan och används även vid diagnostik av metabola sjukdomar i hjärnan. Den ökade frekvensskillnaden (kemiskt skift) vid högre fältstyrka kombinerad med ökat signal-till-brus medför fördelar för spektroskopi, till exempel för att differentiera specifika metaboliter i hjärnan. Dessutom kan undersökningstiden för spektroskopi förkortas [11].

*

Potentiella bindningar eller jävsförhållanden: Inga uppgivna.

Referenser

1. Norris DG. High field human imaging. *J Magn Reson Imaging* 2003;18:519-29.
2. Elster AD. How much contrast is enough? Dependence of enhancement on field strength and MR pulse sequence. *Eur Radiol* 1997;7 Suppl 5:S276-S280.
3. Nobauer-Huhmann IM, Ba-Ssalamah A, Mlynarik V, Barth M, Schoggl A, Heimberger K, et al. Magnetic resonance imaging contrast enhancement of brain tumors at 3 tesla versus 1.5 tesla. *Invest Radiol* 2002;37:114-9.
4. Shellock FG. Reference manual for magnetic resonance safety. 2004 ed. Salt Lake City: Amirsys Inc; 2004.
5. Bernstein MA, Huston J 3rd, Lin C, Gibbs GF, Felmlee JP. High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0T: technical considerations and initial experience. *Magn Reson Med* 2001;46:955-62.
6. Al-Kwif O, Emery DJ, Wilman AH. Vessel contrast at three Tesla in time-of-flight magnetic resonance angiography of the intracranial and carotid arteries. *Magn Reson Imaging* 2002;20:181-7.
7. Willinek WA, Born M, Simon B, Tschampa HJ, Krautmacher C, Gieseke J, et al. 3.0T time-of-flight MR angiography: comparison with 1.5T. Initial results. *Radiology* 2003;229:913-20.
8. Thomas SD, Al-kwif O, Emery DJ, Wilman AH. Application of magnetization transfer at 3.0 T in three-dimensional time-of-flight magnetic resonance angiography of the intracranial arteries. *J Magn Reson Imaging* 2002;15:479-83.
9. Melhem ER, Mori S, Mukundan G, Kraut MA, Pomper MG, van Zijl PC. Diffusion tensor MR imaging of the brain and white matter tractography. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178:3-16.
10. Kruger G, Kastrup A, Glover GH. Neuroimaging at 1.5T and 3.0T comparison of oxygenation-sensitive magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2001;45:595-604.
11. Gonen O, Gruber S, Li BS, Mlynarik V, Moser E. Multivoxel 3D proton spectroscopy in the brain at 1.5 versus 3.0T: signal-to-noise ratio and resolution comparison. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;22:1727-31.



Artikeln är referentgranskad

SUMMARY

3T MRI offers improved morphological and functional studies of the brain compared with the more commonly used field strength 1.5T. Clinical 3T MRI of the brain is beneficial for high resolution morphological imaging, MR angiography, diffusion-MRI including diffusion tensor imaging, perfusion-MRI, functional MRI (fMRI), and MR spectroscopy. The performance is enhanced by the combination with powerful magnetic field gradients.

Elna-Marie Larsson, Freddy Ståhlberg

Correspondence: Elna-Marie Larsson, BFC/Röntgen, Universitetssjukhuset, SE-221 85 Lund, Sweden (elna-marie.larsson@drad.lu.se)