
Magnetisk resonans – historikk og teoretisk grunnlag

TEMA

HANS-JØRGEN SMITH

Email: h.j.smith@rh.uio.no
Røntgen-Radiumavdelingen
Rikshospitalet
0027 Oslo

KJELL-INGE GJESDAL

Radiofysisk seksjon
Avdeling for medisinsk fysikk og teknikk
Ullevål sykehus
0407 Oslo

Magnetisk resonanstomografi (MR) er en ung radiologisk modalitet i rivende utvikling. Fra å være en teknikk som i 1987 ble oppfattet av Lønning-utvalget som etterspurt, men unødvendig og uten klart dokumentert nytteverdi, har MR utviklet seg til et uunnværlig diagnostisk redskap ved en lang rekke sykdommer. I Norge ble den første magnettomografen installert i 1986, og ved utgangen av 1999 var antallet maskiner her i landet 39, som er én maskin per 114 000 innbyggere. MR er fri for ioniserende stråler, i stedet benyttes radiobølger og magnetfelter uten kjente biologiske skadevirkninger. Prinsippet for bildedanning er basert på at alt biologisk vev blir mer eller mindre magnetisk når det plasseres i det kraftige magnetfeltet til en magnettomograf. Kortvarige radiobølgepulser setter vevsmagnetismen i rotasjon slik at den kan indusere strømsignaler i en mottakerspole. Disse strømsignalene kan ved hjelp av magnetfeltgradienter gis romlig informasjon slik at signalene kan benyttes til å rekonstruere snittbilder av pasienten. Bildenes gråtoner kan gjøres avhengige av flere vevsbestemte parametere, og unike former for bildekontrast kan derved oppnås.

For 20 år siden ville nok de fleste sett med dyp skepsis på en person som hevdet at man om få år ville ha en teknologi som ved hjelp av magnetfelter og radiobølger kunne oppnå følgende:

- – Tynne snittbilder av alle kroppens organer i alle plan
- – En potensiell romoppløsning på linje med lysmikroskopi
- – En kontrastoppløsning overlegen computertomografi (CT) og ultrasonografi
- – En tidsoppløsning ned mot 20 ms
- – Angiografisk fremstilling av arterier og vener
- – Projeksjonsbilder av galletre og pancreasgang
- – Dynamisk fremstilling av hjertets kontraksjoner og klaffebevegelse
- – Dynamisk fremstilling av leddbevegelse eller respirasjonsbevegelse
- – Måling av blodstrømhastighet og -volum
- – Måling av karveggers ettergivelse og blodtrykk
- – Bildefremstilling av vevsdiffusjon og -perfusjon
- – Bildefremstilling av temperaturforskjeller i kroppen
- – Bildefremstilling av aktive (f.eks. tenkende) områder i hjernen
- – Kjemisk analyse in vivo av et vevsvolum uten bruk av biopsi

Denne listen av muligheter er dagens MR-teknologi i et nøtteskall. Noen av applikasjonene som her er nevnt, er fortsatt eksperimentelle, men mange er rutinemessige. Den sistnevnte applikasjonen (kjemisk analyse) kalles MR-spektroskopi (MRS), mens de øvrige er knyttet til MR-billedanning (magnetic resonance imaging, MRI), på norsk ofte kalt magnettomografi, magnetisk resonanstomografi eller bare MR. En serie artikler vil i dette og kommende numre av Tidsskriftet presentere ulike aspekter ved denne unike teknologien. Denne artikkelen vil gi et kort historisk tilbakeblikk og en summarisk forklaring av de basale fysiske prinsipper som ligger til grunn for alle MR-applikasjoner.

Kort historisk tilbakeblikk

Fenomenet kjernemagnetisk resonans (nuclear magnetic resonance, NMR) ble første gang beskrevet av den amerikanske fysiker Isidor I. Rabi i 1938, men det er likevel to andre amerikanske fysikere, Felix Bloch og Edward Purcell, som regnes som opphavsmenn for prinsippet slik det i dag anvendes til billedanning. Disse publiserte sine funn i 1946 og mottok for dette Nobelprisen i fysikk fem år senere. NMR ble i mange år bare benyttet til spektroskopi, og det var først i siste halvdel av 1970-årene at teknikken ble tatt i bruk for billedanning. Etter den tid gikk imidlertid utviklingen raskt. I 1983 var det installert knapt 200 maskiner på verdensbasis, ti år senere var antallet 7 000.

Innføringen av MR i Norge gikk initialt raskere enn myndighetene hadde tenkt (1). Staten mente opprinnelig at én maskin fikk være nok. I juli 1984 sendte Helsedirektoratet (nå Statens helsetilsyn) ut et brev til sykehussjefene i fylkeskommuner med regionsykehus og til Rikshospitalet, Det Norske Radiumhospitalet og de medisinske fakulteter, der mottakerne ble bedt om å vurdere anvendelsesområdene og behovet for magnettomografi. Høringsrunden resulterte i at Helsedirektoratet anbefalte anskaffelse av to magnettomografer, én ved Rikshospitalet (første prioritet) og én ved Regionsykehuset i Trondheim. Helsedirektoratet så det imidlertid som et mål at alle regionsykehus og Det Norske Radiumhospitalet etter hvert burde få sin egen magnettomograf. Stortinget fulgte opp Helsedirektoratets råd og bevilget etter forslag fra regjeringen 40 millioner kroner til anskaffelse av magnettomograf ved Rikshospitalet og Regionsykehuset i Trondheim. Under forhandlingene falt prisene dramatisk, og det endte i Trondheim med anskaffelse av to maskiner for omtrent samme pris som én. Også Rikshospitalets maskin ble billigere slik at de bevilgede 40 millioner nå nesten rakk til fire maskiner. Sosialdepartementet bestemte at en fjerde maskin skulle plasseres på Radiumhospitalet. Restbeløpet var riktignok ikke stort nok alene, men en gave fra Landsforeningen mot Kreft på fem millioner kroner muliggjorde anskaffelse også til dette sykehuset. Sosialdepartementets plan om anskaffelse av én magnettomograf var brått blitt til fire maskiner.

De fire magnettomografene kom i drift i perioden oktober 1986 – desember 1987, men ingen av disse ble den første i Norge. I mai 1986 åpnet MR-laboratoriet ved Sentralsjukehuset i Rogaland. Stavanger hadde foretatt en meget effektiv innsamlingsaksjon (med regjeringens velsignelse) etter initiativ fra en hotelldirektør, og fikk i løpet av tre måneder inn 17,5 millioner kroner (med renter). Bygget til en verdi av fem millioner kroner ble dessuten reist gratis ved hjelp av 50 firmaer.

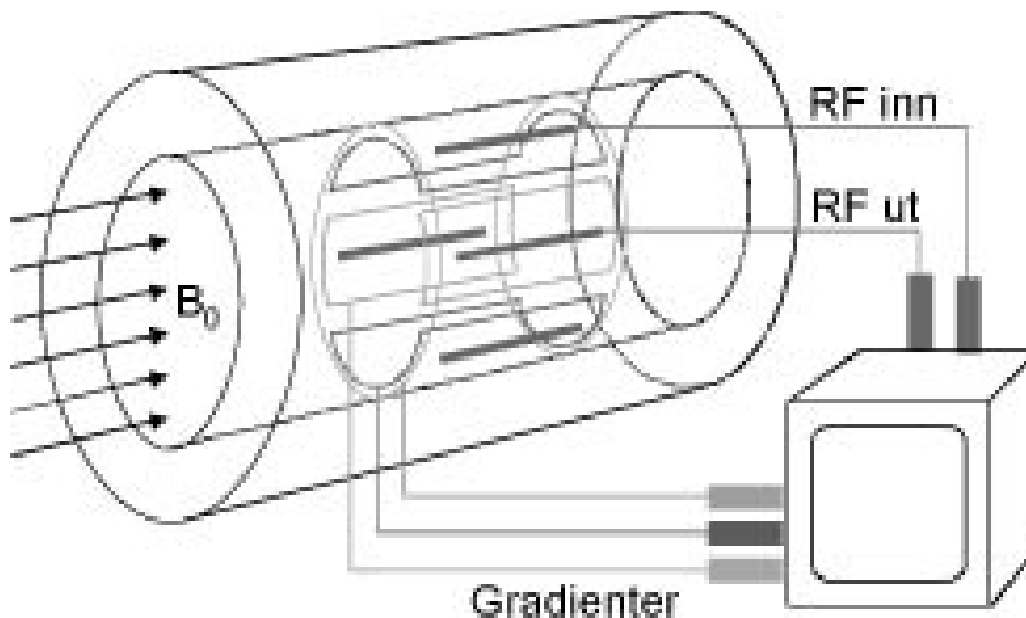
Denne storstilte anskaffelsen, som brakte Norge nær Europa-toppen hva angår antall MR-maskiner i forhold til antall innbyggere, fikk etter hvert atskillig kritikk, og ble av flere omtalt som grov feildisponering av helsekronene. Det regjeringsoppnevnte Lønning-utvalget, hvis mandat var å utarbeide retningslinjer for prioriteringer innenfor helsevesenet, rangerte magnettomografi som null prioritet, definert som «helsetjenester som er etterspurte, men som verken er nødvendige eller har klart dokumentert nytteverdi» (2). Lønning-utvalget uttalte også om magnettomografi at «i dag vet vi at metoden har relativt begrenset diagnostisk verdi. Det er først og fremst når det gjelder diagnostikk av sjeldne tilstander innen sentralnervesystemet at metoden er andre overlegen». Selv om fagmiljøene protesterte høylytt mot en slik nedvurdering av MRs nytteverdi, fikk uttalelsene stor gjennomslagskraft og bidrog til en sterkt redusert anskaffelsestakt. Tidlig i 1990-årene nærmet Norge seg europeisk bunnivå med hensyn til antall maskiner i forhold til folketallet. Sosialdepartementet var av den bestemte oppfatning at bruk av MR-teknologi var en regionsfunksjon som ikke skulle spres til sykehus på lavere nivå. Denne restriktive linjen fikk imidlertid en brå slutt i 1993. Basert på anbefaling fra Helsedirektoratets fagråd for høyspesialiserte tjenester, fattet Sosial- og helsedepartementets rådgivende utvalg for statlig styring av sykehusvirksomhet (Heløe-utvalget) følgende vedtak 1.7. 1993:

«Utvalget tilrå at det gis anledning til å anskaffe MR-teknologi ved sentralsykehus. I de mest folkerike fylkene kan det gis mulighet for anskaffelse av to maskiner, slik at dekningen i gjennomsnitt blir ca. én maskin per 200 000 innbyggere i fylker uten regionfunksjon. I regionsykehusfylkene finner utvalget det rimelig med en noe høyere dekning. På grunn av knapphet på personell tilrås at det de nærmeste årene bare gis anledning til utbygging av inntil to maskiner per år.»

I brev til landets fylkeskommuner datert 2.12. 1993 opplyser Sosial- og helsedepartementet at det slutter seg til dette. I samme brev anslås totalbehovet i Norge til 30 – 32 magnettomografer. Også dette anslaget har nok vært en underestimering av behovet. Ved utgangen av 1999 var det installert 39 magnettomografer her i landet, 31 ved sykehus og åtte ved private røntgeninstitutter. Med ca. 4,46 millioner innbyggere blir dette én maskin per 114 000 innbyggere. Flere anskaffelser er under planlegging. Mangelen på kvalifisert personell er imidlertid fortsatt svært merkbar og representerer en stor utfordring for norsk radiologi.

Magnettomografen

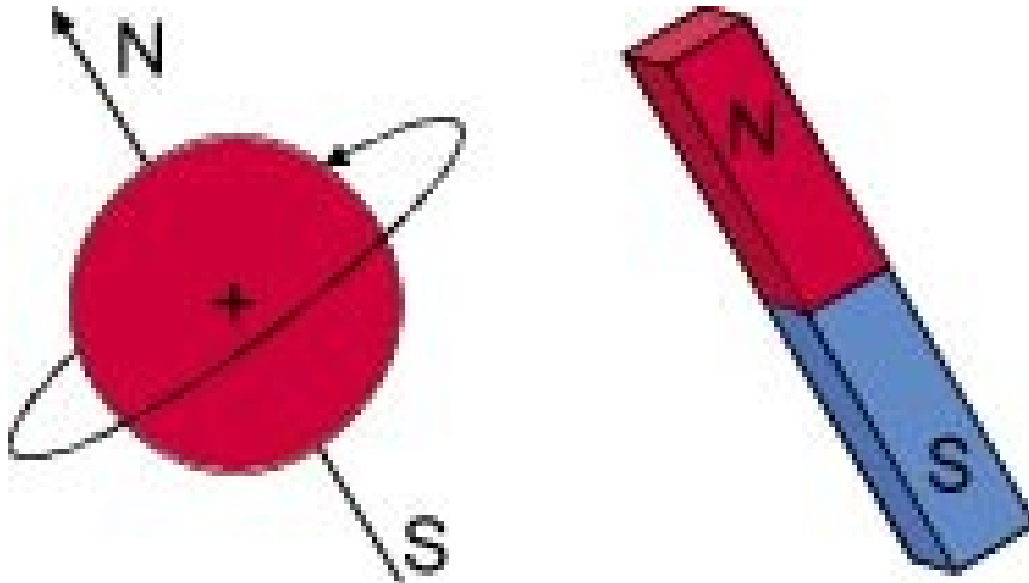
Hovedbestanddelene i en magnettomograf er en stor og meget kraftig magnet for å gjøre pasientens vev magnetisk, en radiobølgesender for å påvirke vevsmagnetismen, en mottakerspole for å registrere signalene fra vevet, magnetiske feltgradienter for å lokalisere disse signalene og et datasystem for å lagre signalene og omforme dem til bilder (fig 1). De fleste magneter som benyttes til MR er så store at hele pasienten kan plasseres inne i dem. Styrken til magnetfeltet (B_0 -feltet) måles i tesla (T) (1 tesla = 10^4 gauss). De fleste magnettomografer har feltstyrke i området 0,1 – 1,5 T.



Vevsmagnetisme og kjernemagnetisme

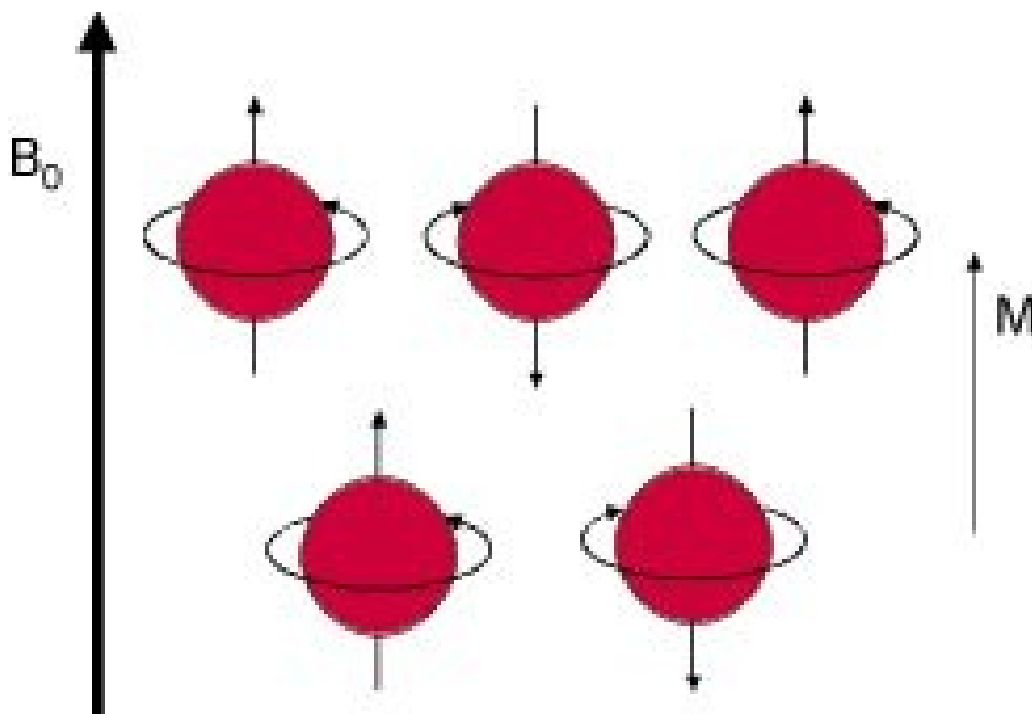
Vevsmagnetismen skyldes at noen atomkjerner er magnetiske. Den kraftigste kjernemagneten er hydrogenkjernen, som består av bare ett proton (fig 2). Bare kjerner med et ulikt antall protoner og/eller et ulikt antall nøytroner er magnetiske. Dette er grunnen til at vanlig forekommende kjerner i kroppen som ^{16}O og ^{12}C ikke kan benyttes til MR. For vanlig bildedanning er

hydrogenkjernen (^1H) praktisk talt enerådende, hvilket ikke minst skyldes den enorme naturlige forekomst i biologisk vev. Den magnetiske kjernen ^{31}P benyttes en del til MR-spektroskopi; andre magnetiske kjerner som har et potensial i MR-sammenheng er ^{13}C , ^{23}Na og ^{19}F .



Figur 2 Protonet som magnetisk dipol. Det elektrisk ladede protonet spinner omkring sin egen akse, og denne bevegelsen fører til danningen av et magnetfelt tilsvarende en liten stavmagnet

Hydrogenkjernene – heretter kalt protonene, slik det er vanlig i MR-sammenheng – har en helt vilkårlig orientering når de ikke blir utsatt for en ytre magnetisk påvirkning, men i et kraftig magnetfelt som i en magnettomograf, vil de rette seg inn etter feltets retning. Protonenes magnetiske dipol kan innta to orienteringer i forhold til feltet; de kan rette sin magnetiske nordpol mot «nord» (parallele protoner), eller de kan rette sin nordpol mot «sør» (antiparallele protoner). En antiparallell orientering representerer et høyere energinivå for protonet, og fordi det laveste energinivået er det foretrukne – her som ellers i naturen – vil det alltid være et flertall av parallelle protoner (fig 3). Det relative overskuddet av parallelle protoner, og derved styrken til nettomagnetismen som dannes i et vev (vevsmagnetismen), er proporsjonal med styrken til det ytre magnetfeltet og omvendt proporsjonal med temperaturen. Ved kroppstemperatur og feltstyrken 1,5 T, er overskuddet kun ca. 10 – 15 protoner per én million protoner. Dette kan høres som et svært beskjedent overskudd, men pga. det store antall protoner i biologisk materiale, er nettomagnetisme i vevet likevel stor nok til å kunne indusere målbare strømsignaler i en spole.

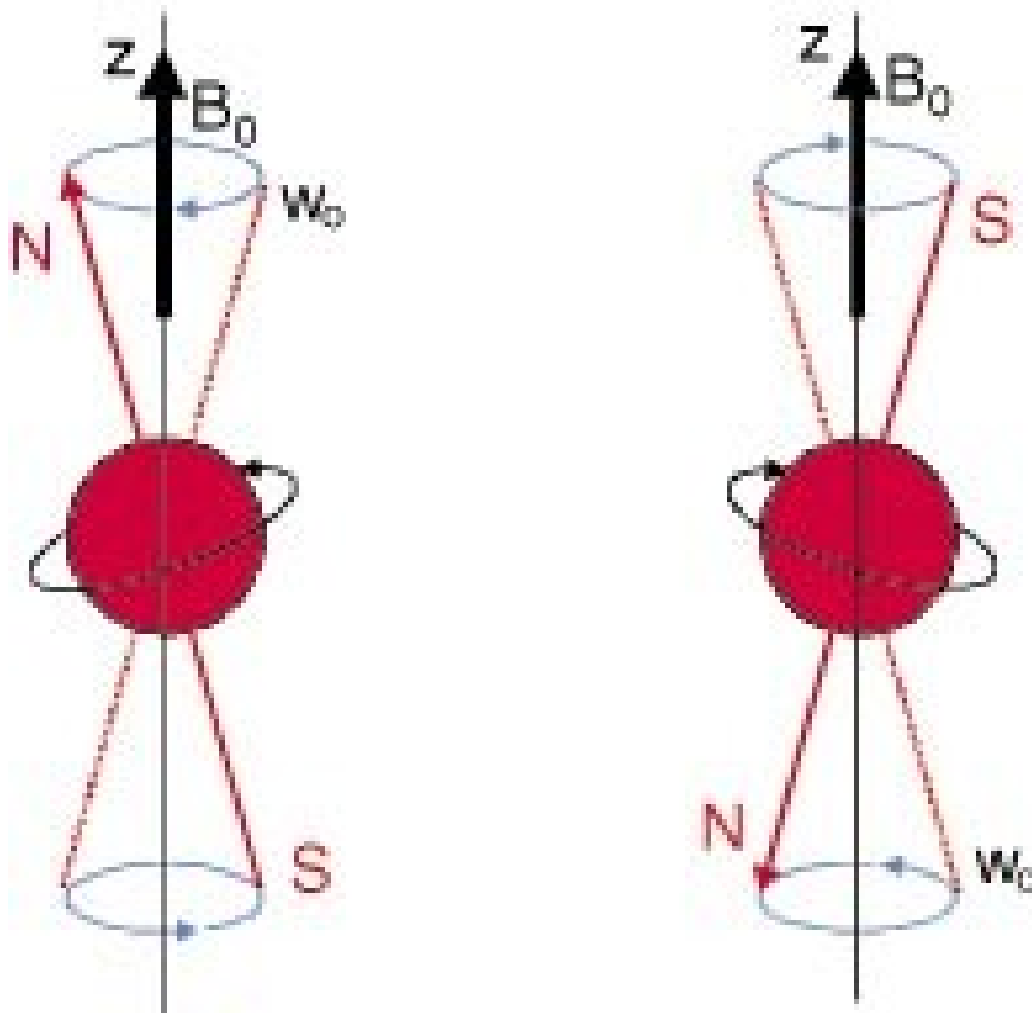


Protonenes presesjonsbevegelse

Parallele og antiparallele protoner i et magnetfelt blir tvunget til en spesiell bevegelse, kalt presesjon, der det magnetiske moment roterer omkring det ytre magnetfeltets retning (fig 4). Denne presesjonsbevegelsen skyldes mekaniske krefter mellom to magnetfelter, nemlig protonets eget magnetiske moment og det ytre feltet. Presesjonens rotasjonsfrekvens er bestemt av det ytre feltets styrke i henhold til formelen:

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

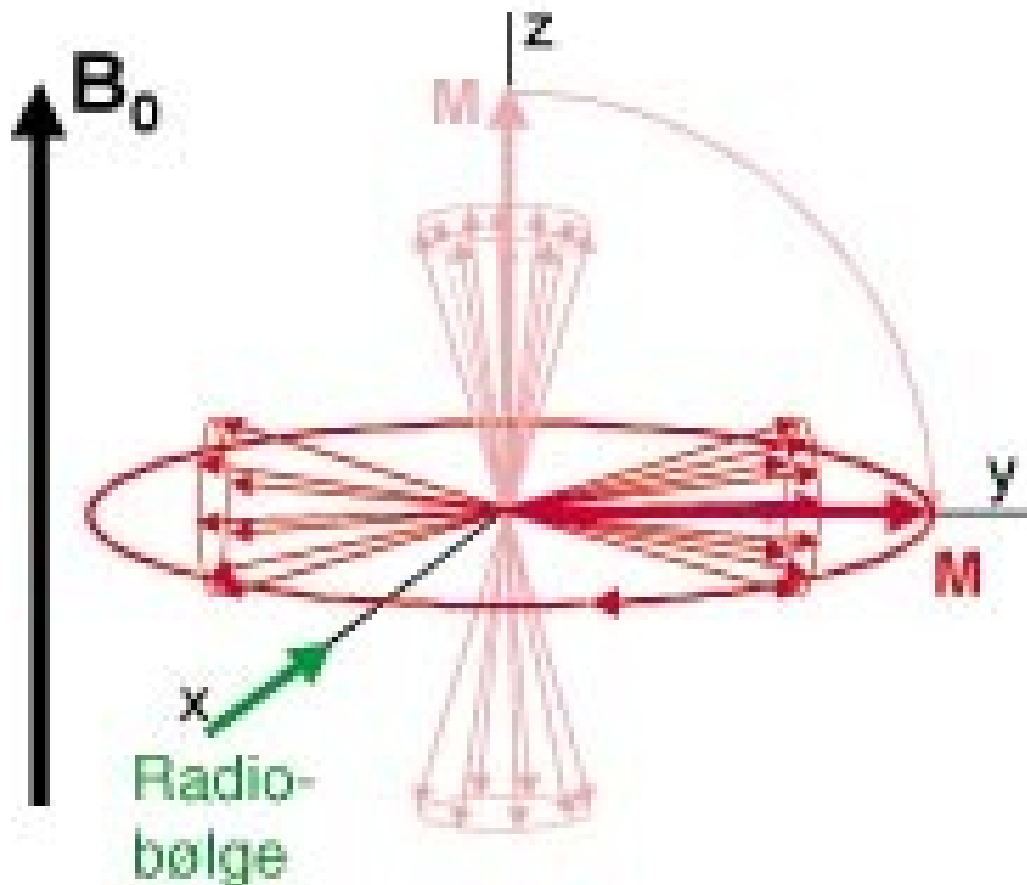
der ω_0 er frekvensen målt i radianer per sekund, γ er en konstant kalt den gyromagnetiske ratio, og B_0 er styrken til det ytre feltet (f.eks. 1T). Likningen kalles ofte larmorlikningen (etter navnet på en fransk fysiker), og presesjonsfrekvensen kalles også larmorfrekvensen og resonansfrekvensen. Dersom frekvensen måles i hertz, får γ en verdi lik 42,58 MHz/tesla. Det betyr at ved magnetfeltstyrken 1T, preseserer protonene med frekvensen 42,58 MHz. Denne konstanten er spesifikk for hver kjernetype, andre magnetiske kjerner så som ^{31}P , vil ha en helt annen presesjonsfrekvens ved 1T.



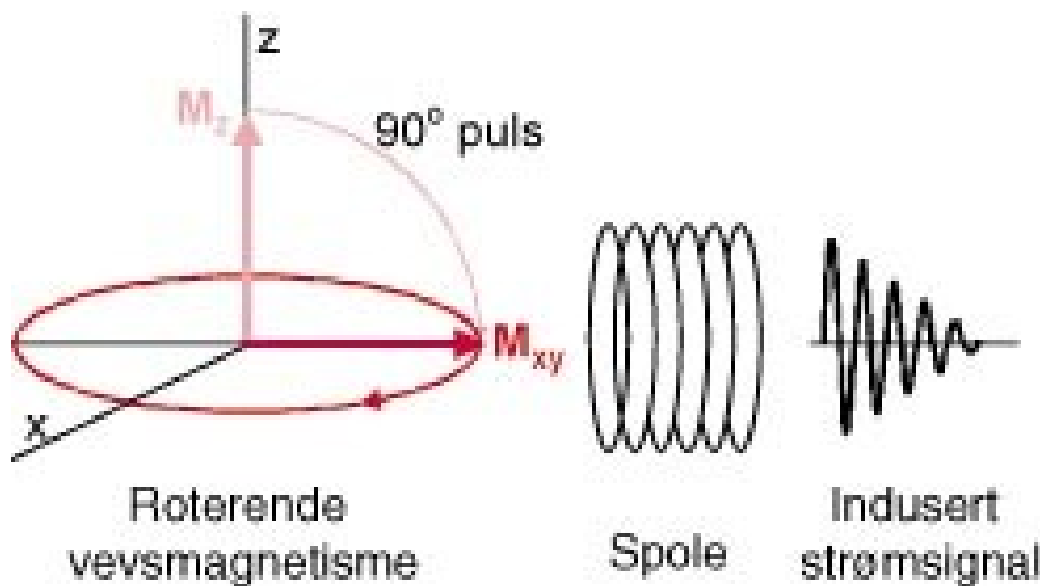
Fenomenet kjernemagnetisk resonans

Signalregistrering

Vevsmagnetismen kan måles ved å la den indusere strøm i en spole. En forutsetning for dette er at magnetismen beveger seg i forhold til spolens åpning. I en magnettomograf står nettomagnetismen i vevet opprinnelig i ro i det ytre feltets retning. Nettomagnetismen kan imidlertid settes i bevegelse av radiobølger med larmorfrekvens (3). Radiobølger er elektromagnetisk stråling som i tillegg til sin partikkelnatur, også har bølgenatur med både elektriske og magnetiske bølger. Magnetfeltet i radiobølgene som benyttes i MR-sammenheng, har den effekten at protonenes magnetiske moment og derved også nettomagnetismen i vevet, blir dreid bort fra det ytre feltets retning (z-retningen i figur 5). En kortvarig radiobølgepuls får navn etter hvor mange grader den dreier nettomagnetismen bort fra z-retningen (den såkalte flippvinkelen). En 90° puls vil således etterlate en nettomagnetisme som preseserer omkring z-retningen i et plan vinkelrett på z (x-y-planet), og denne roterende magnetismen vil derved kunne indusere strøm i en mottakerspole plassert utenfor pasienten (fig 6). Styrken til det induserte strømsignalet er proporsjonal med styrken til vevsmagnetismen som induserte signalet. Det er denne type induserte strømsignaler som benyttes til å lage MR-bilder.



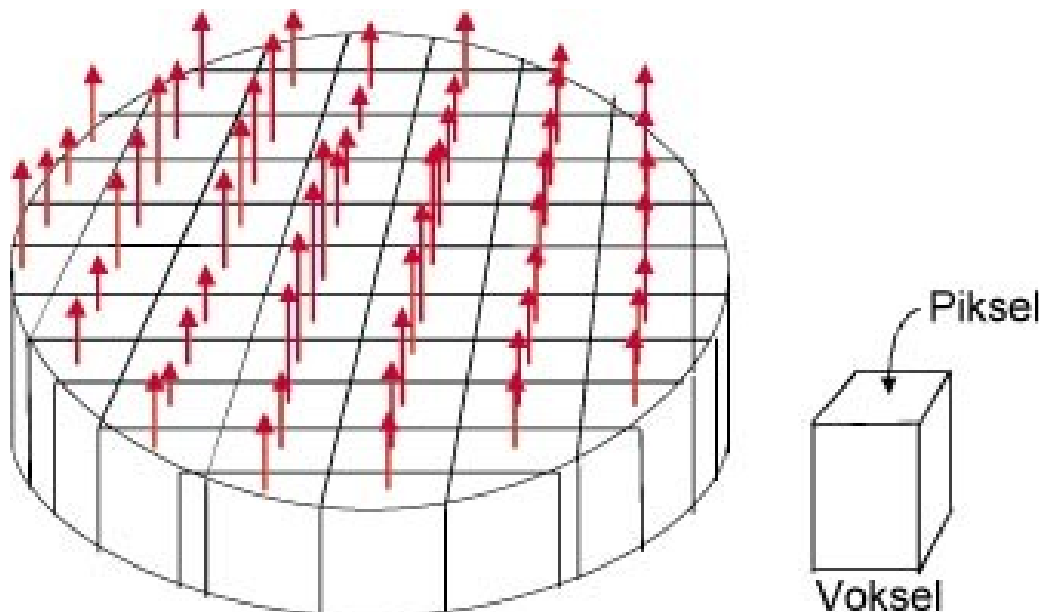
Figur 5 Effekten av en radiobølge (90° puls) på protonenes magnetfelt og nettomagnetismen. Før applikasjon av radiobølgen, preseserer parallelle og antiparallele protoner omkring z-retningen med helt vilkårlig orientering omkring z, slik at nettomagnetismen (M) er rettet nøyaktig langs z-aksen. Det er et overskudd av parallelle protoner. Etter en 90° puls er M dreid 90° ned i x-y-planet vinkelrett på z (egentlig i en spiralformet bevegelse pga. en samtidig mye raskere rotasjon omkring z-aksen). 90° pulsen endrer ikke størrelsen til M, for overskuddet av protoner som bidrar til M er det samme, men rent energimessig er det nå like mange protoner i de to mulige energinivåene («parallelle» og «antiparallele» protoner)



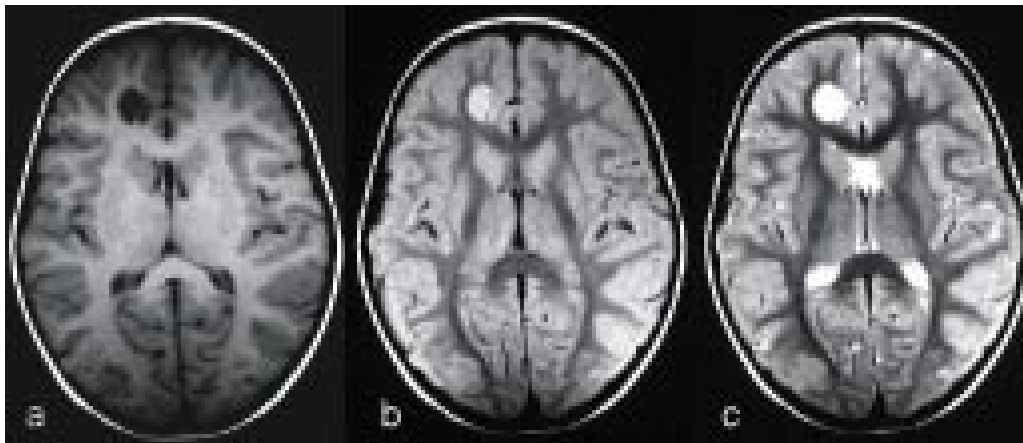
Romlig lokalisering av MR-signalene

Snittbilder forutsetter at de induerte strømsignalene bare kommer fra en skive av kroppen. Dette oppnås ved hjelp av såkalte magnetiske feltgradienter (3, 4). Ved hjelp av spesielle strømspoler kalt gradientspoler (fig 1), lages det svake magnetfelder i tillegg til det kraftige B_0 -feltet. Gradientspolene kan generere magnetfelder hvis styrke øker lineært i en hvilken som helst retning. Protonenes larmorfrekvens endres i takt med magnetfeltstyrken (larmorlikningen). Alle plan vinkelrett på gradientretningen vil imidlertid ha ens magnetfeltstyrke og ens larmorfrekvens. Vevsskivens plassering langs gradienten bestemmes av radiobølgens frekvens. Bare den skiven der larmorfrekvensen stemmer overens med radiobølgefrequensen blir påvirket av radiobølgen. Vevsskivens tykkelse bestemmes av radiobølgens frekvensspektrum og gradientens styrke. Siden gradienten kan genereres i en hvilken som helst retning, står man helt fritt til å velge snittplan.

Digitale bilder består av små bildeelementer, piksler, der hver piksel svarer til et lite volumelement, voksel, i den avbildede vevsskiven (fig 7). Hver voksel har sin egen vevsmagnetisme, vokselmagnetisme, og alle vokselmagnetismene inducerer samtidig hvert sitt separate signal (voksel-signal) i mottakerspolen. For å kunne omdanne disse signalene til et bilde, må hvert voksel-signal gis en bestemt kode som definerer plasseringen i skiven. Denne koden er kombinasjonen av frekvens og fase. Alle strømsignaler kan defineres med en bestemt styrke, frekvens og fase. Styrken til voksel-signalet bestemmer gråtonen i motsvarende piksel. Bestemte faseforskjeller og frekvensforskjeller innen vevsskiven kan oppnås ved å applisere kortvarige gradienter i vevsskivens plan, dels før, dels under selve registreringen av det induerte strømsignalet. Det induerte strømsignalet fra hele vevsskiven vil derved inneholde multiple frekvenser og faser, men signalet kan dekomponeres i sine enkelte frekvenser og faser ved hjelp av en såkalt Fourier-transformasjon (3, 4). Derved er grunnlaget lagt for rekonstruksjon av todimensjonale bilder.

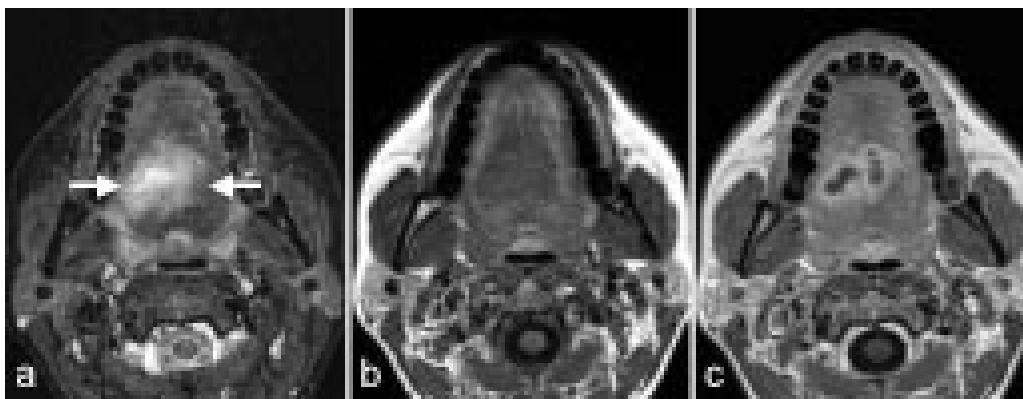


Bildekontrast – protontetthet, T1, T2 og blodstrøm



Kontrastmidler for MR

Selv om MR-teknikken kan fremstille samme anatomi med mange ulike bildekontraster, finnes det likevel patologiske prosesser med vevsegenskaper (f.eks. protontetthet, T1- og T2-verdi) som er så lik omgivende normalt vev at de derfor vanskelig lar seg detektere. Tilførsel av kontrastmiddel kan øke deteksjonen og også bidra til å karakterisere en lesjon. Det finnes mange ulike kontrastmidler for MR, men felles for de aller fleste er at de forkorter T1- og T2-relaksasjonen til omgivende protoner. Kontrastmidler som forkorter T1, fører til økt signal på T1-vektede bilder (positive kontrastmidler) (fig 9), mens kontrastmidler som forkorter T2, gir redusert signal på T2-vektede bilder (negative kontrastmidler).



Et enkelt induert strømsignal inneholder ikke nok informasjon til at man ved hjelp av Fourier-transformasjon kan rekonstruere et bilde. Det kreves vanligvis mange strømsignaler og følgelig mange radiobølgepulser. De ulike gråtonene i bildet, bildekontrasten, er bestemt dels av de ulike vev som avbildes, dels av en rekke operatørbestemte parametere, som blant annet tidsintervallene mellom radiobølgepulsene og radiobølgenes styrke og varighet (som bestemmer flippvinkelen). Ved riktig valg av parametere kan ulike egenskaper ved vevene fremheves i bildet (3, 4). Man kan la gråtonene være bestemt av vevenes protontetthet, men også av andre egenskaper som for eksempel vevenes T1- eller T2-verdi. T1 er en tidsparameter som forteller hvor fort det reduserte overskuddet av parallelle protoner gjenoppbygges etter en radiobølgepuls. T2 er en annen tidsparameter som forteller hvor fort nettomagnetismen i x-y-planet forsvinner etter en radiobølgepuls. Begge disse parametrene er bestemt av fysiske og kjemiske egenskaper ved vevene og vil følgelig variere fra vev til vev (begge er relatert til molekylenes mobilitet). I et såkalt T1-vektet bilde er

gråtonene langt på vei bestemt av forskjeller i T1 mellom vevene (kortest T1 gir kraftigst vokselmagnetisme og derfor lyseste gråtone), og i et T2-vektet bilde er gråtonene bestemt av forskjeller i T2 (lang T2 gir kraftigst vokselmagnetisme og derfor lyseste gråtone) (fig 8). Strømning i en væske vil også påvirke signalstyrken fra væsken. Blod i blodårer eller hjertet har således pga. sin bevegelse ofte en gråtone som gir god kontrast mot stasjonært vev, enten svart eller hvitt avhengig av den teknikken som brukes. Andre vevsavhengige parametere som bildemess

ig kan fremheves av ulike MR-teknikker, er diffusjon, perfusjon, blodets oksygeneringsgrad og temperatur.

Sikkerhet

Det har ikke vært påvist noen biologiske skadelige effekter av de magnetfelter og radiobølger som benyttes ved diagnostisk bruk av MR. For å unngå uheldig oppvarming av vevet er det imidlertid en viss restriksjon på mengden radiobølgeenergi som kan appliseres per bildeopptak. Enkelte implantater representerer en absolutt kontraindikasjon mot MR-undersøkelse. Dette gjelder enten ferromagnetiske objekter som kan skade om de beveges av det statiske magnetfeltet (intrakraniale magnetiske aneurismeklemmer, intraokulære metallfragmenter) eller elektroder og instrumentdeler som kan påvirkes av radiobølgene eller magnetfeltgradientene (pacemakere, en del cochleaimplantater og nevrostimulatorer).

Oppsummering

Magnetisk resonanstomografi er en ung modalitet som fortsatt er i rivende utvikling. Teknikken baserer seg på at biologisk vev i et kraftig magnetfelt selv blir magnetisk. Denne vevsmagnetismen kan indusere strømsignaler i en spole og derved registreres. Signalenes romlige opprinnelse kan bestemmes ved hjelp av signalenes frekvens og fase. Signalenes styrke bestemmer gråtonene i det rekonstruerte bildet. Bildekontrasten kan gjøres avhengig av flere vevsbestemte parametere. Disse unike kontrastmulighetene sammen med mangelen på bruk av ioniserende stråler har bidratt til at MR inntar en stadig mer dominerende rolle i diagnostikken av en lang rekke sykdommer i de fleste organsystemer i kroppen.

LITTERATUR

1. Bratt C. Lokale initiativ og sentral plan. Hvordan innføringen av magnettomografer i norsk sykehusvesen brøt med statens planer. Helsetjenesteforskning 1990; nr. 6.
2. Norges offentlige utredninger. Retningslinjer for prioriteringer innen norsk helsevesen. NOU 1987: 23. Oslo: Universitetsforlaget, 1987.

3. Smith H-J, Ranallo FN. A non-mathematical approach to basic MRI. Madison: Medical Physics Publishing Corporation, 1989.
 4. Rinck P, red. An introduction to magnetic resonance in medicine. The basic textbook of the European Workshop on Magnetic Resonance in Medicine. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1990.
-

Publisert: 30. mars 2000. Tidsskr Nor Legeforen.

© Tidsskrift for Den norske legeforening 2026. Lastet ned fra tidsskriftet.no 26. juni 2026.