

Introduktion til teknikken bag MR-skanning

Lars G. Hanson, larsh@drcmr.dk

MR-afdelingen, Hvidovre Hospital, DRCMR*

For seneste dokumentversion, se <http://www.drcmr.dk/>

English version: "An introduction to MRI techniques"

Revideret 26. maj, 2009

Man kan optage billeder med en MR-skanner uden at forstå princippet bag, men det kræver forståelse at opsøge de rette parametre og målemetoder, og at fortolke billeder og artefakter. Teksten her udgør en introduktion til teknikken bag magnetisk resonans (MR) skanning. Den er møntet på begyndere med et minimum af teknisk baggrund, men omhandler aspekter af MR, der tit opfattes som teknisk tunge. Noterne er skrevet i forbindelse med undervisning af personer med blandet baggrund.

Indhold

1 Om denne tekst	2
2 Supplerende materiale	3
3 Anbefalede bøger	3
4 Magnetisk resonans	4
5 Kroppens magnetisme	7
6 Den roterende referenceramme	11
7 Relaksation	11
7.1 Vægtninger	12
7.2 Årsager til relaksation	13
7.3 Inhomogenitet som kilde til signaltab, T_2^*	14
8 Sekvenser	15
9 Signal-støj-forhold og kontrast-støj-forhold	16

*Afdelingen er i international sammenhæng fortsat navngivet Danish Research Centre for Magnetic Resonance, selvom der nu er andre danske MR forskningscentre. Dansk Selskab for Medicinsk Magnetisk Resonans vedligeholder liste (<http://www.dsम्मr.dk/>).

10 Kvantemekanik og MR-fænomenet	16
10.1 Dementierne	18
11 Billeddannelse	20
11.1 Baggrund	20
11.2 Principper	20
11.3 Skiveselektion	20
11.4 Rumlig lokalisering indenfor en skive	21
11.5 Udvidelse til flere dimensioner – k -rummet	23
11.6 Lighed og billedrekonstruktion	26
11.7 Bevægelse i k -rummet	28
11.8 Billedoptagelse og ekkotid	28
11.9 Frekvens- og fasekodning	30
11.10 Rumlige distortioner og relaterede artefakter	30
11.11 Skiveselektive 2D- vs. 3D-sekvenser	31
11.12 Aliasering og parallel billeddannelse	33
11.13 Afsluttende bemærkninger om billeddannelse	33
12 Støj	34
13 Skanning ved højt felt	35
14 MR-sikkerhed	35

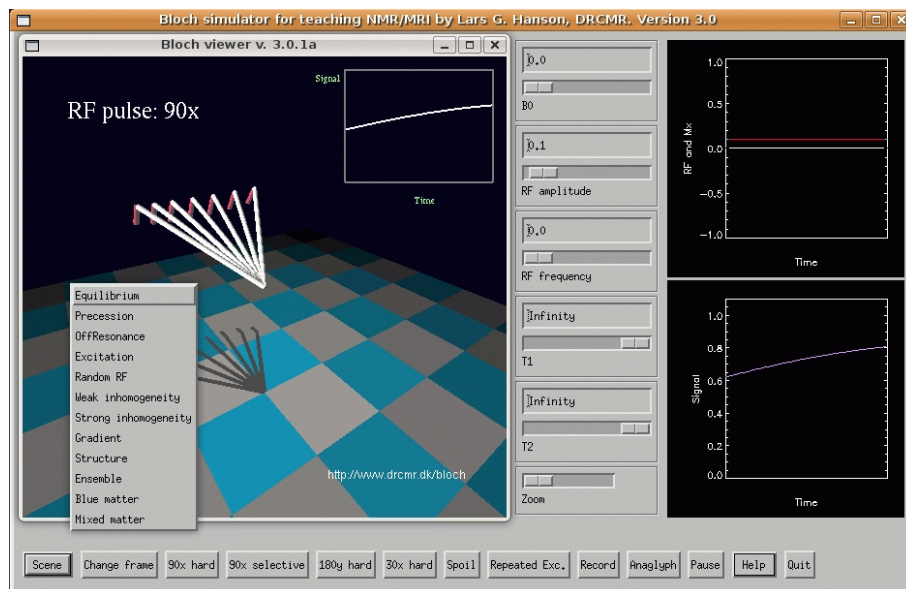
1 Om denne tekst

Hvordan adskiller denne tekst sig fra talrige andre? Der er mange udmærkede introduktioner til MR, men der er meget lidt på dansk, og det er derfor svært at lære fagterminerne. Desuden er der udbredte misforståelser, som gør emnet svært at forstå. Teknikken søges her forklaret relativt præcist uden brug af matematik. Praktiske anvendelser er ikke omfattet af teksten, men den introducerer forudsætningerne, og er således tænkt som udgangspunkt for videre læsning. Som læser bør du være opmærksom på ordlisten bagest i noterne, som måske kan lette læsningen undervejs.

Indhold er løbende tilføjet når jeg har savnet tilsvarende korte tekster i forbindelse med egen undervisning, der afholdes regelmæssigt på Hvidovre Hospital, på PhD-kurser og på DTU. Teksten omhandler derfor en samling spredte emner, snarere end den er en udtømmende introduktion. Ved disse lejligheder anvendes også software, der illustrerer væsentlige aspekter af basal MR-fysik, inklusiv gængse sekvenser, kontrast, og billeddannelse. Det anbefales varmt, at du selv eksperimenterer med programmerne som kan downloades gratis. Rettelser, kommentarer og spørgsmål til tekst og software værdsættes.

Teksten er omfattende ændret siden 2004, hvor sidste større revision skete. Fokus er nogenlunde uændret, men huller er fyldt ud og emner tilføjet. Grafikken er forbedret som følge af at en del materialet i mellemtiden er publiceret i mere fuldendt form som artikler. En anden ændring består i at teksten nu indeholder færre referencer til Hvidovre-specifikke forhold, selvom et primært sigte stadig er intern undervisning (andre er velkomne). Teksten må fortsat gratis distribueres i sin helhed, både i dansk og engelsk version. Andre anvendelser aftales med forfatteren.

Teksten omtaler kun generelle aspekter behandlet i snart sagt enhver teknisk orienteret lærebog om MR. Kun i få tilfælde gives derfor specifikke referencer.



Figur 1: Til undervisningsbrug er udviklet en gratis, interaktiv simulator, der kan illustrere en bred vifte af vigtige begreber og MR-teknikker. Brugeren vælger udgangspunktet for en simulation, og kan derefter manipulere magnetiseringsbidragene vha. radiobølger og gradienter, som det gøres under en skanning. Ovenfor ses et skærbillede fra simulatoren, der er beskrevet i detalje på <http://www.drcmr.dk/bloch>

2 Supplerende materiale

<http://www.drcmr.dk/bloch> Interaktiv software, der kan illustrere et meget bredt udvalg af magnetisk resonans begreber og teknikker og kan bidrage væsentligt til forståelsen. Animationer der illustrerer udvalgte MR-fænomener og brugen af softwaren er på hjemmesiden.

<http://www.drcmr.dk/MR> Tekst og animationer, der kortfattet beskriver MR på engelsk. Udarbejdet som supplement til artikel, der diskuterer sammenhængen mellem den klassiske og den kvantemekaniske tilgang til MR-fænomenet, og som detaljeret beskriver problemer forekommende i mange grundlæggende tekster.

<http://www.drcmr.dk/MR-skanning> Kortfattet introduktion til MR på dansk. Kan eksempelvis være brugbar som patientinformation.

<http://www.drcmr.dk/MRbasics.html> Links til denne tekst og eksempel på tilsvarende "slides".

3 Anbefalede bøger

Selv teknisk velfunderede kan typisk have fordel af en relativt uteknisk indledning. Grundlæggende forståelse gør det væsentlig nemmere at anvende formalismen efterfølgende. Derefter

er nettet en glimrende kilde til mere målrettede tekster. Enkelte bøger fremhæves:

“Magnetic Resonance Imaging: Physical and Biological Principles” af Stewart C. Bushong. God introduktion, der ikke forudsætter teknisk baggrund.

“Clinical Magnetic Resonance Imaging” af Edelman, Hesselink og Zlatkin. Tre bind med en god blanding af teknik og anvendelser. Ikke en intro, men god derefter (iflg. folk, der har læst den – jeg har ikke).

“Magnetic Resonance Imaging – Physical Principles and Sequence Design” af Haacke, Brown, Thompson og Venkatesan. Bredt orienteret lærebog med masser af fysik, teknik og sekvenser. Ikke en letlæst intro, men god for fysikere og ligesindede,

“Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy” af Paul T. Callaghan. En klassiker indenfor især måling af molekylær dynamik. Meget teknisk krævende. Bør kun læses sammen med en voksen.

“Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance” af Malcolm H. Levitt. Dækker teoretiske aspekter af MR spektroskopi som anvendt ved kemisk analyse og er dermed irrelevant for de fleste, der arbejder med MR billeddannelse. Udmærker sig ved at være klart skrevet og at blande klassisk og kvantemekanisk beskrivelse uden typiske misforståelser.

Vær opmærksom på at bøgerne er udgivet i flere udgaver.

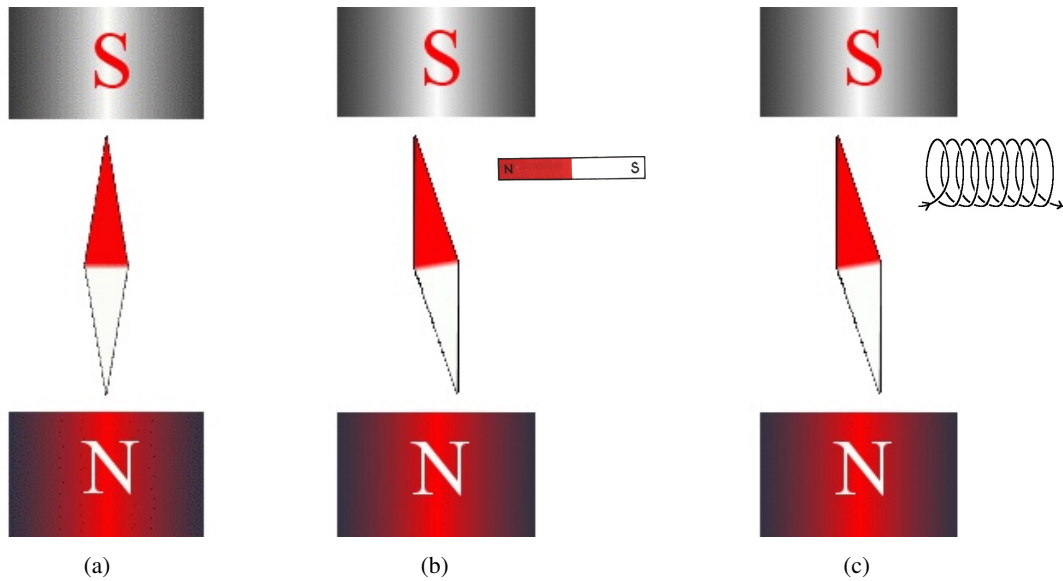
4 Magnetisk resonans

Indledningsvis beskrives hvordan magnetisk resonans kan demonstreres med et par magneter og et kompas. Henimod slutningen af dette første afsnit, begynder teksten allerede at blive kompliceret, men fortvivl ikke: Senere falder kompleksiteten igen. Fuld forståelse af tidligere afsnit er ikke en forudsætning for senere udbytte.

Placeres et kompas nær en kraftig magnet, vil kompasnålen ensrette sig med feltet. I et almindeligt lommekompas ligger nålen i væske for at dæmpe dens svingninger. Uden væske vil nålen vibrere længere tid omkring nordretningen inden den falder til ro. Frekvensen af nålens svingninger afhænger af magnetfeltet og af magnetnålens styrke. Jo kraftigere disse er, desto hurtigere vibrerer nålen, mens den falder til ro.

Radiobølger er magnetfelter, der ændrer sig i tid (svinger), og så længe nålen vibrerer, udsendes der derfor svage radiobølger fra denne med samme frekvens, som nålen svinger ved. Frekvenser angives typisk i antal svingninger per sekund, kaldet Hertz (Hz). Svinger nålen eksempelvis 3 gange i sekundet, udsender den radiobølger med frekvensen 3 Hz. Styrken af radiobølgerne (også kaldet amplituden) aftager i takt med at nålens svingninger aftager.

Forestil dig nu følgende situation: Et kompas placeres i et magnetfelt skabt af en eller flere kraftige magneter. Efter kort tid er nålen faldet til ro, og peger nu i retning af magnetfeltet som vist i figur 2(a). Giver nålen et lille puf på tværs af magnetfeltet (en drejning), vil den vibrere omkring nord, men efterhånden falde til ro igen. Svingningen sker med en frekvens, der i det efterfølgende vil blive kaldt resonansfrekvensen. Så længe magnetnålen svinger, vil der blive



Figur 2: (a) En magnetnål i ligevægt i et magnetisk felt. Magnetnålen orienterer sig langs feltlinierne, der går fra den kraftige magnets nordpol til sydpol (og ja, jordens magnetiske sydpol ligger nær den geografiske nordpol). (b) Et svagt magnetfelt på tværs kan skubbe magneten en anelse væk fra ligevægt. Ændres magnetfeltet rytmisk i takt med nålens svingning, kan mange små skub give en betragtelig svingning. (c) Samme effekt kan opnås ved at erstatte den svage magnet med en tilsvarende elektromagnet. Vekselstrøm vil skiftevis skubbe og hive i magnetnålens nordpol (omvendt i sydpolen). Da feltet er kraftigst inde i spolen, fås den største effekt ved at lade denne omslutte magnetnålen.

udsendt radiobølger med samme frekvens som svingningen. Radiobølgerne dør ud i takt med at svingningen aftager, og disse kan i princippet måles med en antenne (spole, figur 2(c)). Målingen kan eksempelvis fortælle os noget om magnetnålens styrke, og hvor dæmpet dens svingning er.

Som det sidenhen vil fremgå, er der i kroppen ligeledes “kompasnåle” idet brintkerner er svagt magnetiske. Disse kan vi ligeledes få til at svinge og udsende radiobølger, men det er ikke oplagt hvordan vi kan give nålene det nødvendige puf. For at få en almindelig kompasnål til at svinge, kan vi blot give den et skub med fingeren på tværs af magnetfeltet, men dette er ikke muligt i kroppen. Vi kan istedet udnytte, at magneter påvirker andre magneter, så det svage skub på tværs af det kraftige magnetfelt kan leveres ved at bringe en svag magnet nær nålen, som vist i figur 2(b). På denne måde kan vi skubbe til den *på afstand* ved at føre den svage magnet hen mod nålen, og fjerne den igen.

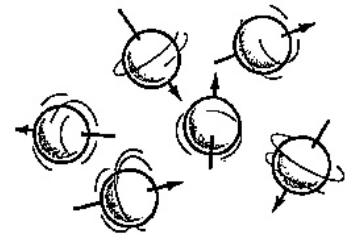
I en MR-skanner er den kraftige magnet ekstremt kraftig, af årsager, der forklares nedenfor. Magnetfeltet på tværs er ganske svagt i sammenligning. Det skub, som den svage magnet kan levere, er derfor utilstrækkeligt til at give nævneværdige radiobølger, hvis der blot puffes en enkelt gang til magnetnålen. Skubbes der derimod til denne gentagne gange i takt med den nævnte svingning af magnetnålen, kan selv vink med en svag magnet efterhånden give store udsving. Dette opnås altså, hvis den lille magnet føres frem og tilbage mod magnetnålen med en frekvens, der er lig den naturlige svingningsfrekvens, resonansfrekvensen, beskrevet ovenfor. Det, som her beskrives, er et klassisk “resonansfænomen” hvor selv et lille påvirkning kan få stor effekt, hvis den sker i takt med en naturlig svingning for det påvirkede system.

Lad os nu hæfte os ved hvad der fik nålen til at svinge: Det var den lille magnets bevægelser frem og tilbage, eller mere præcist, *svingningen af et svagt magnetfelt på tværs af det kraftige stationære magnetfelt*, som bevægelsen af magneten afstedkom. Men svingende magnetfelter er jo det, som vi forstår ved radiobølger, så faktisk kunne vi erstatte den svage magnet med andre former for radiobølgesendere. Dette kunne f.eks. være en lille spole påtrykt, en vekselspænding, som vist i figur 2(c). En sådan spole vil danne et magnetfelt på tværs af magnetnålen. Feltet ændrer retning i takt med vekselstrømmens svingning, så hvis frekvensen af vekselstrømmen tilpasses magnetnålen's resonansfrekvens, vil strømmen sætte nålen i sving. Når der efterfølgende slukkes for vekselstrømmen, vil nålen forsat svinge nogen tid. Sålænge det sker, vil der som tidligere nævnt blive udsendt radiobølger fra kompasnålen. Spolen virker nu som antenne for disse. Med andre ord induceres der en spænding henover spolen pga. det svingende magnetfelt, som magnetnålen's vibration giver anledning til.

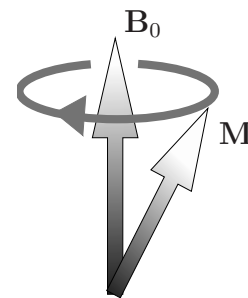
Man kan altså på afstand sætte nålen i svingninger ved enten at vinke med en magnet, eller ved at sætte vekselstrøm på en spole. I begge situationer opnås magnetisk resonans, når det magnetfelt, som vink eller vekselstrøm afstedkommer, svinger ved resonansfrekvensen. Når vink eller vekselstrøm stoppes, vil de radiobølger, der efterfølgende dannes af den svingende kompasnål, inducere en spænding henover en spole placeret som vist. Spændingen svinger ved resonansfrekvensen, og amplituden aftager efterhånden. En måling af spændingen vil afspejle aspekter af det svingende system, f.eks. "relaksationstiden", som er den tid, det tager for magnetnålen at falde til ro igen.

Det ovennævnte forsøg kan nemt demonstreres, og der indgår ikke andet end folkeskolefysik. Ingen, der kender til magneter og elektromagnetisme, vil blive overrasket undervejs. Ikke desto mindre afspejler forsøget de fleste væsentlige aspekter af det grundlæggende MR fænomen, som det bruges ved skanning. Der er dog forskelle mellem MR foretaget med kompasser og med atomkerner.

Forskellene skyldes at atomkerner ikke kun er magnetiske, men også drejer om egen akse som vist i figur 3 til højre (et uvæsentligt forbehold er diskuteret i afsnit 10). Denne rotation, kaldet spin, gør dem magnetiske langs omdrejningsaksen. Det svarer til en hypotetisk situation hvor kompasnålen beskrevet ovenfor konstant roterede hurtigt omkring egen længderetning (havde spin/impulsmoment/bevægelsesmængdemoment). Dette ville afstedkomme, at den istedet for at svinge i et plan gennem nord, ville svinge *omkring* nord i en keglebevægelse, hvis ophænget af nålen tillod det. Denne bevægelse kaldes *præcession*, og er illustreret i figur 4. Tænk på den som en variant af almindelig svingning. Et pendul kan f.eks. svinge omkring en lodret akse fremfor i et lodret plan, men grundlæggende er der ingen større forskel. I resten af dette afsnit uddybes forskelle, der skyldes spin. De finere nuancer er ikke essentielle for at forstå MR-skanning.



Figur 3: Brintkernernes spin (rotation) gør dem magnetiske.



Figur 4: En magnetisering M , der pga. spin (rotation omkring M) præcesserer omkring magnetfeltet B_0 .

Præcession omkring retningen af et felt kendes også fra en snurretop (tyngdefeltet fremfor magnetfeltet, i dette tilfælde): En snurretop, der roterer hurtigt, vil vælte langsomt, dvs. den drejer sig efterhånden i retning af tyngdefeltet. Istedet for blot at dreje sig nedad, vil den i en periode langsomt dreje sig omkring tyngdefeltets retning (præcessere) samtidig med at den langsomt vælter. Disse langsomme bevægelser er en konsekvens af snurretoppens hurtige spin.

Det samme gør sig gældende for magnetnåle, der roterer hurtigt omkring egen længdeakse, som f.eks. atomkernerne i kroppen gør. I eksperimentet beskrevet ovenfor ville en magnetnål med spin dreje omkring nord (præcessere) efter at have fået et skub. Den ville spiralere mod nord indtil den efterhånden pegede i denne retning, istedet for blot at vibrere i et plan som en almindelig kompasnål. Den ville imens stadig udsende radiobølger med svingningsfrekvensen, som vi nu også kan kalde præcessions-frekvensen.

Man vil stadig kunne skubbe til magnetnålen med et svagt magnetfelt på tværs, som svinger i takt med præcessionen (altså svinger ved resonansfrekvensen). Ligesom magnetnålen præcesserer omkring nordretningen, vil den dog blive drejet omkring det svage magnetfelt, fremfor som før at blive trukket eller skubbet direkte i retning af det. Det betyder i praksis at et magnetfelt på tværs, der roterer i takt med nålens præcession, vil rotere magnetnålen langsomt omkring det roterende felts retning (altså langsom præcession omkring det svage roterende magnetfelt).

Dermed er magnetisk resonans fænomenet som det kendes fra skanning beskrevet præcist. Spins indflydelse på bevægelsen kan umiddelbart være svær at forstå: At kraften i én retning, kan give bevægelse i en anden, er i sandhed mærkeligt (at trækkes i en magnetnål *mod* nord, vil få den til at rotere *omkring* nord, hvis nålen roterer om egen akse). Det er dog ikke mere mærkeligt, end at det er velbeskrevet af klassisk mekanik. Det kan demonstreres med en snurretop, hvor tyngdefeltets træk nedad ligeledes får snurretoppens omdrejningsakse til langsomt at rotere omkring tyngdefeltet, dvs. ændre sig på tværs af nedad. Effekten er også tydelig, hvis man holder akslen af et roterende cykelhjul i hænderne: Påvirkes akslen i én retning, vil den dreje i en anden retning som er vinkelret på både skub og omdrejningsakse. Det føles meget mærkeligt. Hvorfor cykelhjul, snurretoppe, gyroer, atomkerner og andet roterende opfører sig "mærkeligt", behøver man ikke at forstå for at forstå MR, men det er værd at huske på, at spin-aksen drejer sig *omkring* retningen af magnetfelter. Præcessions-begrebet er altså væsentlig, og det er ligeledes væsentlig at huske at spin og præcession er rotation om to forskellige akser.

5 Kroppens magnetisme

Udstyret med en vis forståelse af hvordan magnetnåle med og uden spin påvirkes af radiobølger, vender vi os nu mod "kompasnålene" i kroppen.

- Langt den overvejende del af MR-signalet kommer fra brintkerner (dvs. atomkernerne i brintatomerne). Det meste af kroppens brint er i vandmolekyler. Få andre kerner kan bruges til MR.
- Brintkerner (også kaldet protoner) virker som små kompasnåle, der retter sig ind efter feltet. Dette skyldes en egenskab kaldet kernespinn (kernerne roterer hver især om egen akse, som vist i figur 3). Når jeg taler om "retningen af kernespinnene", mener jeg retningen af omdrejningsaksen og dermed af de enkelte "kompasnåle".

- Kompasnålene (spinnene) ensrettes i feltet, men pga. bevægelser og kernesammenstød i suppen sker ensretningen kun delvis som vist i figur 5 – meget lidt faktisk. Der er blot en svag tendens til at spinnene peger langs feltet. Sammenstødene påvirker simpelthen kernerne mere end det felt, vi lægger på, så kernespinnene *stort set* stadig peger tilfældigt, selv efter at patienten er lagt i skanneren. En analogi: Haves en samling kompasser, vil de efter kort tid i hvile alle falde til ro, pegende mod nord. Lægges de derimod i en kørende tørretumbler, vil de pga. sammenstød pege i alle retninger, men der vil stadig være en svag tendens til at de peger imod nord. På samme vis bevæger kernerne i kroppen sig rundt mellem hinanden og har hyppige sammenstød, hvilket er udtrykt ved temperaturen. Ved legemstemperatur er der kun en svag tendens til at kernerne peger i skannerens nordretning.

De mange kerner danner tilsammen en samlet magnetisering (kompasnål) kaldet *nettomagnetiseringen*. Den beregnes i princippet ved at lægge alle de mange bidrag til magnetiseringen i forlængelse af hinanden. Hvis lige mange pile peger i alle retninger, bliver nettomagnetiseringen dermed nul. Da den generelt er summen af mange delmagnetiseringer, der hver især svinger som kompasnåle, svinger den selv som en kompasnål, og det er derfor *tilstrækkeligt at holde rede på nettomagnetiseringen fremfor de enkelte bidrag til denne*.

Som ovenfor nævnt bevæger kernerne i kroppen sig rundt mellem hinanden (termisk bevægelse), og nettomagnetiseringen i ligevægt er således temperaturafhængig. Vekselvirkninger mellem nabomolekyler sker åbenlyst hyppigt i væsker, men de er meget svage pga. kernernes lille magnetisering. Afhængig af vekselvirkningernes karakter og hyppighed præcesserer kernerne derfor relativt uforstyrret over perioder af f.eks. 100 ms varighed.

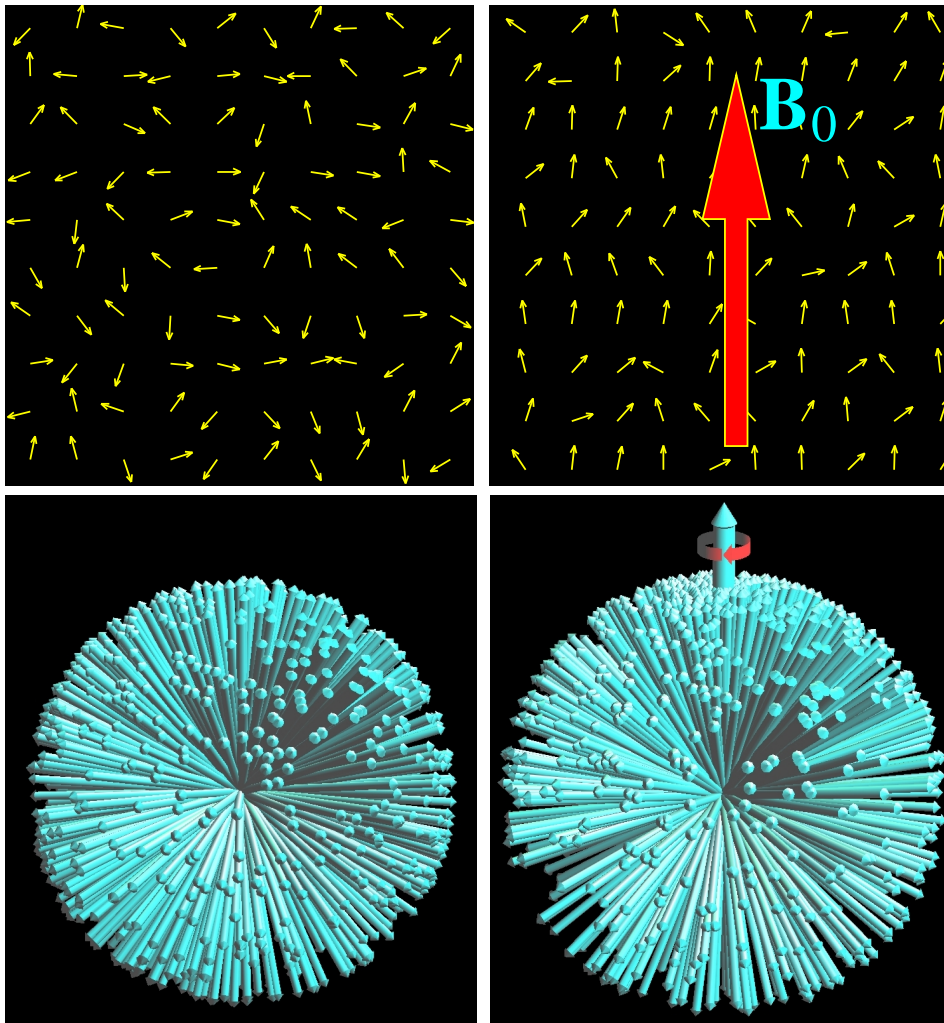
Nettomagnetiseringen svarer til blot ca. 3 per million kernespin rettet langs feltet (ved 1 tesla). Det vil sige, at magnetiseringen af en million delvist ensrettede kerner i skanneren totalt svarer til magnetiseringen af blot tre helt ensrettede kerner.

Med det kæmpe antal brintkerner (ca. 10^{27}), der er i kroppen, bliver nettomagnetiseringen dog alligvel målelig. Den er proportional med feltet: Stort felt giver høj grad af ensretning og dermed stor magnetisering og bedre signal-støj-forhold.

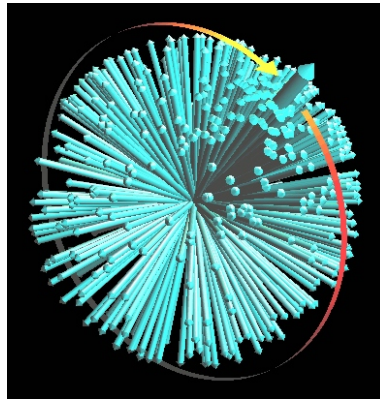
- Hvis nettomagnetiseringen er blevet bragt væk fra ligevægt, så den ikke peger langs med magnetfeltet, vil den præcessere omkring feltet med en frekvens på 42 millioner omdrejninger i sekundet ved 1 tesla (42 MHz, megahertz). Dette er vist i figur 4. Efterhånden vil den vende tilbage til ligevægt (relaksation), men det tager relativt lang tid på denne tidsskala (f.eks. 100 ms som angivet ovenfor). Imens udsendes radiobølger med denne frekvens fra kroppen. Dem måler og analyserer vi. Bemærk: Kernernes position i kroppen ændrer sig ikke – blot deres omdrejningsakse.
- Præcessionsfrekvensen kaldes Larmor-frekvensen i MR-sammenhæng. Larmor-ligningen, der udtrykker sammenhængen mellem resonansfrekvensen og magnetfeltet, siges at være den vigtigste ligning for MR:

$$f = \gamma B_0$$

Ligningen fortæller os, at frekvensen f er proportional med magnetfeltet, B_0 . Proportionalitetsfaktoren er 42 MHz/T for protoner. Den kaldes det “det gyromagnetiske forhold” eller blot “gamma”. Dermed er protonernes resonansfrekvens i en 1.5 tesla skanner eksempelvis 63 MHz.



Figur 5: Figuren viser de samme situationer i to og tre dimensioner (øverst hhv. nederst). Kerne-spinnene er vist som talrige pile (vektorer). I de nederste grafer er de alle tegnet startende i samme punkt, således at fordelingen over retninger er tydelig (implicit koordinatsystem (M_x, M_y, M_z)). Når patienten ankommer til afdelingen, er situationen, som vist i de to grafer til venstre: Spinnene er orienteret vilkårligt med en ensartet fordeling over retninger, dvs. omtrent lige mange spin peger i alle retninger. Nettomagnetiseringen er nær nul og kernerne præcesserer ikke. Når et magnetfelt \mathbf{B}_0 tilføjes, som vist i de to figurer til højre, opbygges en vis grad af ensretning (orden). Feltet er kun vist eksplicit i den øverste højre figur, men effekten er synlig i begge: Retningsfordelingen bliver "skæv" således at der er en overvægt af kerner pegende langs feltet. I nederste højre figur er både vist nettomagnetiseringen (tyk lodret pil) og præcessionen (kuglen roterer pga. magnetfeltet). Læsere med kendskab til kvantemekanik vil muligvis spørge sig selv, om målinger eller magnetfelt ikke burde bringe kernerne i egentilstande. Svaret er nej. Målinger bringer systemet som helhed i en egentilstand for den samlede Hamilton-operator, ikke i egentilstande for enkelt-spin operatorer. Denne og andre pointer er diskuteret i følgende artikel, hvorfra figurerne stammer: *Is Quantum Mechanics necessary for understanding Magnetic Resonance?* Concepts in Magnetic Resonance Part A, 32A (5), 2008.



Figur 6: Scene fra animation på <http://www.drcomr.dk/MR>, som viser hvordan radiobølger påvirker en samling kernespin, der præcesserer omkring B_0 (lodret akse) ved Larmor frekvensen. Radiobølgefeltet, der roterer omkring samme akse med samme frekvens, inducerer samtidig rotation om en vandret akse som angivet ved den cirkulære pil. Den relative orientering af kernerne ændrer sig ikke og det er således tilstrækkeligt at indse hvordan nettomagnetiseringen (her angivet ved kraftig pil) påvirkes af de magnetiske felter.

Larmor-ligningen er blandt andet vigtig for MR, fordi den udtrykker muligheden for at anvende teknikker, der baserer sig på frekvensforskelle forekommende ved inhomogene felter. Eksempler på sådanne teknikker er billeddannelse, bevægelseskodning og spektroskopi.

- Men hvordan bliver magnetiseringens retning ændret væk fra udgangspunktet? Det sker ved anvendelse af radiobølger med ovennævnte frekvens.

Radiobølger er magnetfelter, der ændrer retning i tid. Ligesom det kraftige stationære felt skubber til magnetiseringen så den præcesserer, således vil også radiobølgerne skubbe magnetiseringen rundt omkring radiobølgefeltet, men da radiobølgefeltet er mange tusinde gange svagere end det statiske felt, batter det normalt ikke.

Derfor udnyttes et resonansfænomen: Ved at påvirke et system rytmisk med en passende frekvens (systemets egenfrekvens) kan man opnå en stor virkning selvom påvirkningen er ganske lille. Et velkendt eksempel: Skub af barn i gyng. Hvis vi skubber i takt med gyngens svingning, kan vi ved relativt lille indsats gennem længere tid få barnet til at svinge ganske betydeligt. Skubber vi derimod ude af takt med gyngen (for ofte eller sjældent), opnår vi meget lidt, selv efter mange skub.

Med radiobølger ved passende frekvens (et resonant radiobølgefelt) kan vi langsomt dreje magnetiseringen væk fra ligevægt. "Langsomt" betyder her cirka et millisekund for en 90-graders drejning, hvilket er lang tid, når magnetiseringen præcesserer 42 millioner omgange i sekundet ved 1 tesla (magnetiseringen roterer 42 tusind fulde omgange i den tid, det tager at udføre en 90 graders drejning, altså meget hurtigere).

Figur 6 er en enkelt scene fra en animation på <http://www.drcomr.dk/MR>, som viser hvordan en samling kernespin, der hver især præcesserer omkring både B_0 og et roterende radiobølgefelt som beskrevet i foregående afsnit, tilsammen danner en nettomagnetisering, der ligeledes bevæger sig som angivet.

- Styrken af de radiobølger der udsendes fra kroppen afhænger af nettomagnetiseringens størrelse og orientering. Jo større udsving nettomagnetiseringen tager, desto kraftigere radiobølger udsendes fra kroppen. Signalstyrken er proportional med den komponent af magnetiseringen, der er på tværs af magnetfeltet (den transversale magnetisering), mens den parallelle komponent ikke bidrager (kaldet den longitudinale magnetisering). I figur 4 er størrelsen af den transversale magnetisering således cirkelens radius.

Peger nettomagnetiseringen langs med magnetfeltet (som i ligevægt, f.eks.), udsendes ikke målelige radiobølger selvom kernerne hver især præcesserer. Dette skyldes at radiobølgesignalerne fra de enkelte kerner ikke er i fase, dvs. der er ingen ensretning på tværs af feltet. Bidragene ophæver dermed hinanden i overensstemmelse med at nettomagnetiseringen ligger stille langs B_0 -feltet (den transversale magnetisering er nul).

- Frekvensen af radiobølgerne er i FM-båndet så står døren til et skannerrum åben, er det blandt andet tv og radiokommunikation du vil se som artefakter på billederne. Lavere frekvens ligger lysnettet og AM radio. På højere frekvenser findes mere TV, mobiltelefoner, og (langt højere) lys, røntgen og gammastråling. Fra ultraviolet lys og opad begynder strålingen at blive "ioniserende", dvs. energirig nok til at bryde molekyler i stykker, men sådanne energier er vi meget langt fra. Opvarmning er derimod uundgåelig, men overstiger ikke, hvad kroppen er vant til.

6 Den roterende referenceramme

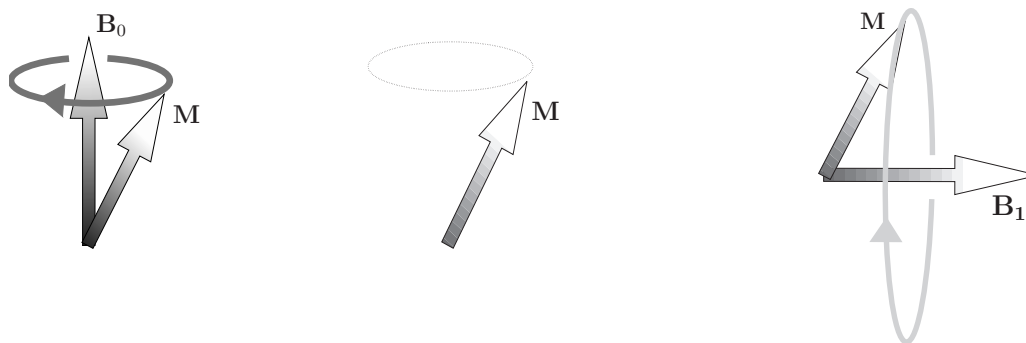
Man mister overblikket, hvis man fortsætter med at beskrive forløbet som ovenfor med en magnetisering, der præcesserer og radiobølger, der skubber på denne i takt med præcessionen. Det er simpelthen upraktisk at holde rede på både Larmor-præcessionen og det varierende radiobølgefelt samtidig, og dét er nødvendigt for at vurdere skubbenes retning, og dermed hvordan magnetiseringen ændres. I stedet vil vi nu skifte udsigtspunkt.

En analogi: Vi beskriver, hvordan hesten bevæger sig på en karussel i bevægelse. Set fra køen bevæger hesten sig i en forholdsvis kompliceret bane. Stiger man derimod op på karussellen, er hestens bevægelse reduceret til en lineær op/ned-bevægelse. Vi siger, at vi har skiftet fra køens til karussellens referenceramme (også kaldet henførelsessystem). Hvordan er hestens bevægelse i hestens referenceramme? Hvordan er køens bevægelse set fra hesten?

På samme vis kan vi ved at bevæge os til en roterende referenceramme simplificere beskrivelsen af resonansfænomenet ved at skille os af med Larmor-præcessionen. Vi stiger på karussellen, der roterer med Larmor-frekvensen, og konstaterer så, at magnetiseringen ligger stille, indtil vi anvender radiobølger. Set derfra er effekten af B_0 altså væk, som vist i figur 7.

7 Relaksation

Vekselvirkninger (sammenstød) mellem kerner giver anledning til, at magnetiseringen konstant nærmer sig ligevægtsmagnetiseringen. Dette benævnes relaksation. Hvor hurtigt relaksationen sker, afhænger af protonernes vekselvirkning med naboerne, som igen afhænger af, hvor fast eller



Figur 7: I den stationære referenceramme sker der hurtig præcession (venstre). I den roterende referenceramme (midt) bevæger magnetiseringen sig som udgangspunkt kun langsomt pga. mindre frekvensforskelle og relaxsation. Når der sendes resonante radiobølger (højre) er effekten af disse at inducere præcession omkring en akse vinkelret på B_0 -feltet. Beskrivelsen i det roterende og stationære system er ligeværdige, men sker næsten altid i den roterende referenceramme, da magnetiseringens bevægelse er enklere der. Desuden præsenterer skanneren altid målinger som om de var foretaget i den roterende referenceramme. Skanneren fjerner nemlig den hurtige variation fra signalerne, inden de lagres i computeren (signalerne moduleres ned fra Larmor frekvensen til lave frekvenser).

flydende stoffet er (konsistensen). Det er forskelle i konsistens og forekomst af store molekyler, der hindrer vandets frie bevægelighed, som er årsag til det meste af den kontrast, vi ser i MR-billeder.

Relaksation sker på to forskellige tidsskalaer: Magnetiseringen på tværs af magnetfeltet (den transversale magnetisering) aftager ofte relativt hurtigt, mens det kan tage væsentlig længere tid at få magnetisering langs feltet genopbygget (den longitudinale magnetisering).

- Den transversale magnetisering (M_{xy}) aftager eksponentielt på en tidsskala T_2 (eksempelvis omkring 100 ms for hjernevæv. Flere sekunder for rent vand).
- Den longitudinale magnetisering (M_z) nærmer sig ligevægt M_0 på en tidsskala T_1 (eksempelvis 1 s for hjernevæv. Flere sekunder for rent vand).

Relaksationstiderne afhænger af molekylær mobilitet og magnetfeltets styrke som diskuteret i afsnit 7.2.

7.1 Vægtninger

Kontrasten i et MR-billede styres ved valg af målemetode (sekvens og sekvensparametre, som diskuteres senere). Vi kalder eksempelvis et billede T_2 -vægtet, hvis parametrene for målingen er valgt så billedet fremhæver T_2 -forskelle. Man skal dog gøre sig klart, at kontrasten i selv et stærkt T_2 -vægtet billede ofte afspejler andet end T_2 -variation. F.eks. er der altid kontrast, som skyldes variation i vandindhold.

Ekkotiden, TE, er tiden, fra vi drejer magnetiseringen ud i det transversale plan, til vi vælger at måle radiobølgerne (mere præcis definition følger senere). Imens sker der tab af magnetisering og signal på grund af T_2 -relaksation. Ekkotiden er dermed den periode i målingen, der giver anledning til T_2 -vægtning i billederne. Lang TE i forhold til T_2 giver altså stor T_2 -kontrast, men kun lidt signal. Størst følsomhed for T_2 -variation fås, når $TE \simeq T_2$.

Ofte gentager vi lignende målinger mange gange, f.eks. en gang per linie i et billede. Repetitionstiden, TR, er tiden mellem disse gentagelser. Hver gang vi laver en måling, bruger vi (delvist) den longitudinale magnetisering, som er til stede (magnetiseringen vippes jo ud vinkelret på feltet og giver derefter anledning til udsendelse af radiobølger, mens den transversale komponent dør ud). Hvis vi således bruger magnetiseringen ofte (kort TR), vil der ved hver gentagelse kun være et lille signal at måle. Hvis vi derimod venter længe mellem hver gentagelse (lang TR), vil magnetiseringen være næsten helt genopbygget mellem målingerne. Men hvad menes med kort og lang TR? Dette er i forhold til T_1 , som jo er den tid, det tager at få genopbygget den longitudinale magnetisering.

Hvis magnetiseringen bliver helt genopbygget mellem målingerne for alle vævstyper i skanneren, altså hvis TR er væsentligt længere end den maksimale T_1 , da vil T_1 -kontrasten forsvinde. I dette tilfælde afspejler den transversale magnetisering umiddelbart efter drejning af spinnene ligevægtsmagnetiseringen. Det gør radiobølgernes styrke dermed også. Ligevægtsmagnetiseringen bestemmes af hydrogenkoncentrationen også kaldet protondensiteten (PD).

Vi kan altså konkludere, at lang TR giver lille T_1 -vægtning men kraftigt signal. Anvender vi en kortere TR, aftager signalet for alle vævstyper, men signalet bliver mere T_1 -vægtet, dvs. at billederne bliver mindre intense, men får relativt større signalvariation mellem væv med forskellig T_1 .

Endelig kan vi minimere både T_1 - og T_2 -kontrast, hvorved et PD-vægtet billede fremkommer. I et sådant er forskelle i vandindhold den primære kilde til kontrast, idet protondensiteten er tætheden af brintkerner, som er omtrent proportional med vandindholdet.

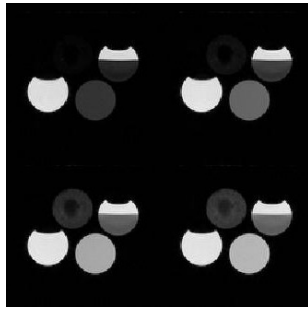
Sammenfattende gælder altså følgende om vægtninger i en simpel eksitation-vente-måle-ventegentage-sekvens:

- T_1 -vægtede billeder fås ved at anvende kort TR og kort TE, idet T_1 kontrast derved maksimeres, og T_2 -kontrast minimeres.
- T_2 -vægtede billeder fås ved at anvende lang TR og lang TE, idet T_1 kontrast derved minimeres, og T_2 -kontrast maksimeres.
- PD-vægtede billeder fås ved at anvende lang TR og kort TE, idet både T_1 - og T_2 -kontrast derved minimeres. Samtidig maksimeres signalet, men det er ingen glæde, hvis kontrasten forsvinder, fordi der kun er små variationer i vævets vandindhold.

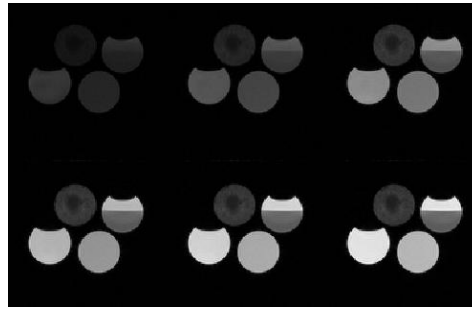
Den "manglende" kombination med lang TE og kort TR giver ringe signal og blandet T_1 - og T_2 -kontrast. Billeder af flasker med gelé i figur 8 illustrerer, hvorledes billedkontrast og signal varierer med TE, TR og konsistens.

7.2 Årsager til relaksation

Forskellen på T_1 og T_2 skyldes forskel i årsagerne til relaksationen. For protoner i fast stof, vil spinnene meget hurtigt komme ud af fase efter drejning væk fra ligevægt, dvs. at de kommer til at pege i alle mulige retninger på tværs af feltet (have alle mulige *faser*). Dette skyldes, at spinnene hver især giver et lille lokalt bidrag til magnetfeltet, og at de derved får nabokerner til at præcessere med ændret frekvens. I faste stoffer er disse vekselvirkninger konstante i tid, mens de varierer i væsker, fordi kernerne hele tiden får nye naboer. I væsker kan spinnene dermed forblive i fase relativt længe (sekunder), mens de i faste stoffer mister deres ensartede orientering i løbet



(a) Fire billeder optaget med fælles TR=5 sekunder og TE=90, 50, 20, 15 ms (vist i læseretningsrækkefølge).



(b) Seks billeder optaget med fælles TE=15 ms og TR=500, 1000, 2000, 3000, 4000, 5000 ms (vist i læseretningsrækkefølge).

Figur 8: Fantomdata, der illustrerer signalintensitet og kontrasten for flasker med geléer af varierende konsistens. Hvor er T_1 lang/kort? Hvor lang, hvor kort? Samme for T_2 ? Hvilken flaske er mon rent vand? Hvilken gelé er mest fast? Hvilke billeder er hårdest T_1 -, T_2 - og PD-vægtede?

af millisekunder eller mindre. Vi konkluderer herfra, at T_2 er kort i faste stoffer.

Den beskrevne proces påvirker de enkelte spins Larmor-frekvens, men giver ikke anledning til ændring af den longitudinale magnetisering, da to kernerets vekselvirkning ikke kan ændre den samlede energi, som er proportional med den longitudinale magnetisering. Denne type kernevekselvirkning bidrager dermed ikke til T_1 -relaksation – der skal mere drastiske kernesammenstød til, som involverer udveksling af energi med omgivelserne. Alle processer, der giver T_1 -relaksation, giver også T_2 -relaksation, så T_1 er aldrig kortere end T_2 .

Generelt bliver T_2 kortere desto fastere stoffet er, mens noget tilsvarende ikke gælder for T_1 , som er lang for meget faste og meget flydende stoffer (sekunder), men er kort for halvfast stoffer.

Den korteste T_1 får man netop, når de tilfældige sammenstød med naboerne opfylder resonansbetingelsen, forstået således, at ved 1 tesla er T_1 eksempelvis kortest for stoffer, hvor en proton møder ca. 42 millioner andre kerner på 1 sekund (Larmor-frekvensen er 42 MHz). Det er faktisk forståeligt: Selv tilfældige skub til en gyng kan give nogle betragtelige svingninger, hvis frekvensen er nær rigtig. Hvis vi derimod skubber alt for hyppigt, eller alt for sjældent, sker der meget lidt, hvad enten skubbene foretages tilfældigt eller ej.

7.3 Inhomogenitet som kilde til signaltab, T_2^*

Vekselvirkning mellem kerner i det evigt skiftende miljø af molekyler er altså årsag til at radiosignalet dør ud på en tidsskala T_2 og magnetiseringen genopbygges mod ligevægt på en længere tidsskala T_1 . Der sker imidlertid også et tab af transversal magnetisering grundet feltinhomogenitet, dvs. variation i B_0 . Som udtrykt ved Larmor-ligningen præcesserer kernerne med en frekvens, der afhænger af magnetfeltet. Hvis denne varierer henover det undersøgte område, vil kernerne efter nogen tid pege i alle retninger transversalt, selvom de som udgangspunkt havde en vis grad af ensretning. Processen kaldes defasning. Da det målte signal er proportionalt med den transversale nettomagnetisering, giver inhomogenitet anledning til et signaltab. Jo større feltinhomogenitet, desto hurtigere defasning. Hvor hurtigt det sker, benævnes med tidskonstanten T_2^*

(udtales „ T_2 -stjerne“). Graden af inhomogenitet afhænger dels af de magnetiske egenskaber af vævet, dels af skannerens evne til at levere et ensartet felt (kaldet et godt *shim*). Der er publiceret normalværdier for T_1 og T_2 , som er vævsspecifikke parametre, men noget tilsvarende gælder ikke T_2^* , da værdien f.eks. afhænger af voxelstørrelsen, idet inhomogeniteten vokser med denne.

Signaltab grundet tilfældige kernesammenstød er irreversibelt, men ved et snedigt trick kan signal, der er mistet grundet inhomogenitet, gendannes. Denne omvendte proces af defasning kaldes refokusering, og kendetegnes altså ved at kerner gradvist ensrettes i det transversale plan. Refokusering udløses ved gentagen brug af radiobølger som beskrevet nedenfor. Det genskabte signal kaldes et “ekko”.

8 Sekvenser

En “sekvens” er en MR-målemetode, og der findes fantastisk mange af slagsen. En måling er karakteriseret ved den sekvens af begivenheder, der udspiller sig under målingen. I en klassisk “spin-ekko-sekvens” som vist i figur 9, roteres magnetiseringen f.eks. først 90 grader væk fra ligevægt vha. radiobølger. Dernæst følger lidt ventetid og defasning pga. inhomogenitet, hvorefter magnetiseringen vha. radiobølger drejes yderligere 180 grader. Efter endnu lidt ventetid og refokusering måles signalet. Forløbet gentages som regel. I ovenstående sekvensbeskrivelse indgik et par sekvensparametre, eksempelvis ventetiden fra eksitation til måling. En målemetode kan således beskrives ved et sekvensnavn og de tilhørende sekvensparametre. Tilsammen bestemmer de målingens følsomhed for forskellige vævsparametre, og valget foretages således på baggrund af den kliniske problemstilling. I sekvenser indgår elementer som

eksitation Drejning af magnetisering væk fra ligevægt.

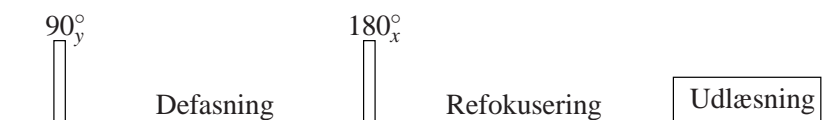
defasning Feltinhomogenitet får kerner til at præcessere med forskellig hastighed, således at ensretningen af kernerne – og dermed signalet – mistes.

refokuseringspuls Efter eksitation og defasning kan den del af signalet, der er mistet pga. inhomogenitet, gendannes. Dette gøres ved at sende en 180-graders radiobølgepuls (kaldes i denne sammenhæng en refokuseringspuls), som drejer magnetiseringen 180-grader omkring radiobølgefeltet. Effekten er at de spin, der præcesserede hurtigst under defasningen, sættes længst tilbage, og omvendt (spejling omkring radiobølgefeltet giver fortegsskift på fasevinklen). I den efterfølgende “refokuseringsperiode”, hvor kernerne forsat mærker samme inhomogenitet, vil de derfor gradvist igen blive ensrettet (komme i fase). Det mistede signal gendannes, således at et “ekko” måles.

udlæsning Måling af MR-signal fra kroppen.

ventetider Perioder hvor relaxsation bidrager til den ønskede vægtning.

Af yderligere sekvens-elementer (byggeblokke) kan nævnes eksempelvis inversion, bipolarere gradienter, spoiling og billeddannelsesgradienter. Nogle af disse er beskrevet senere i hovedteksten eller ordlisten.



Figur 9: Sekvensdiagrammer illustrerer på en implicit tidsakse fra venstre til højre begivenhederne i løbet af en måling. De første blokke i denne spin-ekko sekvens illustrerer radiobølgepulser, dvs. perioder, hvor radiobølgesenderen er tændt. Diagrammet læses således: Indledningsvis sendes radiobølger præcis så længe at magnetiseringen derved drejes 90 grader om y -aksen i det roterende koordinatsystem. Efter en kort ventetid hvor spinnene vil defase, sendes der igen radiobølger i så lang tid at magnetiseringen drejes 180 grader omkring x -aksen. Dette giver anledning til gradvis refokusering. Signalet udlæses (måles), når denne er komplet efter en ventetid svarende til varigheden af defasning. Sekvensdiagrammer indeholder oftest flere begivenheder. Et eksempel med gradienter er i figur 17.

9 Signal-støj-forhold og kontrast-støj-forhold

Ovenfor i afsnit 7.1 blev det antydnet at PD-vægtede billeder sjældent er de bedste til at afspejle patologi. Det er på trods af at signal-støj-forholdet ofte er godt, fordi fuldt relaxeret magnetisering og kort ekkotid giver meget signal. Dette eksemplificerer at kontrast-støj-forhold *altid* er vigtigere diagnostisk end signal-støj-forhold, dvs. et godt billede karakteriseres ved at signalforskellen for de tilstande eller væv, som vi ønsker at skelne (dvs. kontrasten), er stor sammenlignet med den relevante støj (dvs. den støj, der gør denne skelnen vanskelig). Hvis kontrast-støj-forholdet derimod er småt, er det et udtryk for at de relevante signalforskelle drukner i støj.

Et billede kan sagtens være relativt grynet, dvs. have et lavt signal-støj-forhold, men stadig være godt til at afspejle en given patologi. Et eksempel er diffusionsvægtede billeder i forbindelse med iskæmi, idet diffusionsvægtningen sænker signalet for alle vævstyper, men øger kontrasten mellem almindeligt og iskæmisk væv. Noget lignende gør sig gældende for øget ekkotid.

Groft sagt er signal-støj-forhold et udtryk for hvor pænt et billede er, mens kontrast-støj-forhold er et mål for anvendeligheden *forudsat* at kontrasten er defineret meningsfyldt ud fra alle de parametre, der kan afgøre de klinisk relevante spørgsmål. Det er således ikke trivielt at definere kontrasten for en given klinisk problemstilling (en metrik), men det er *i princippet* enkelt at optimere den. I praksis er optimeringen dog oftest det tungeste, da den eksempelvis kan kræve at mange skanninger udføres med forskellige parametre.

10 Kvantemekanik og MR-fænomenet

Afsnittet her er uvæsentligt for forståelsen af resten. Det involverer igen en hest på en kæp, men denne gang uden karussel. Her udpeges nogle misforståelser der forekommer i mange introducerende lærebøger, også gode af slagsen. Misforståelserne har været kendt blandt et fåtal af personer meget længe, men de forekommer desværre stadig i mange nye bøger, fordi forfatterne citerer hinanden uden helt at forstå MR-fænomenet (du, kære læser, forstår det formentlig allerede bedre end mange forfattere af lærebøger). Problemet har rod i at mange forfattere af MR-bøger ikke har kvantemekanisk baggrund, som er det, misforståelserne angår. Problemet er grundlæggende, at kvantemekanik ofte præsenteres som nødvendig for at forstå

MR, hvor en klassisk beskrivelse er fuldt tilstrækkelig. Blandes de to beskrivelser, får man nemt noget, der strider imod både fornuft og eksperimentel erfaring.

Først lidt baggrund: I fysikken skelnes mellem klassiske fænomener og kvantefænomener. Førstnævnte er de fænomener, der kan beskrives ved den klassiske fysik, såsom Newtons love. Langt de fleste af de erfaringer, vi gør os i dagligdagen, er klassiske. I visse situationer er den klassiske beskrivelse dog utilstrækkelig, idet de deraf afledte forudsigelser ikke passer med de observationer, man gør sig. I sådanne tilfælde har man brug for kvantemekanikken, der menes at kunne beskrive alle foreløbigt observerede fysiske fænomener, men som til gengæld er svær at forstå, da vi ikke gør os mange uklassiske erfaringer i dagligdagen. Et eksempel på et kvantefænomen er superledning (modstandsløs strømledning), som vi benytter til at få kraftige magnetfelter i skanneren. Superledning ville ikke være mulig, hvis den klassiske fysik var gyldig på atomart niveau.

Kvantefysikken beskriver derimod superledning, dvs. at hvis man tager de kvantemekaniske ækvivalenter til Newtons naturlove som udgangspunkt, kan man vise, at en lang række overraskende fænomener er forventelige, heriblandt superledning. Alle fænomener, der kan beskrives ved klassisk mekanik, kan også beskrives ved kvantemekanik, men kompleksiteten vokser ofte enormt, idet man skal have styr på det kvantemekaniske begrebsapparat fremfor blot almindelig erfaring fra dagligdagen.

Magnetisk resonans er ikke et kvantefænomen, selvom det ofte præsenteres som værende et sådant. Det *kan* beskrives ved kvantemekanik, men fremgangsmåden forudsætter betydelig baggrundsviden. MR kan alternativt beskrives klassisk, idet det kan vises, at den klassiske beskrivelse af magnetiske dipolers opførsel i magnetfelter er en direkte konsekvens af kvantemekanikken.

Eksistensen af protonens spin og magnetiske moment er derimod kvantemekaniske fænomener, og den klassiske figur 3 skal tilsvarende ikke tages alt for bogstaveligt (den har nogle begrænsninger, som dog ikke viser sig i MR-eksperimenter). Accepterer man eksistensen af magnetnålsegenskaben, følger resten fra klassisk fysik.

En del introduktioner til MR vælger imidlertid ikke den klassiske tilgang. På den anden side har forfatterne typisk ikke den nødvendige baggrund for at køre det tunge kvantemekaniske (og overflødige) skyts frem. Istedet fremføres ofte en semi-klassisk beskrivelse med elementer af klassisk fysik, og elementer af kvantefysik. En sådan beskrivelse *kan* være præcis og nyttig, men bliver meget nemt vås, og litteraturen er præget af det. Eksempler følger nedenfor.

Selvom kvantemekanikken er overflødig for forståelsen af det magnetiske resonansfænomen og hvad der ivotrigt foregår i skannere, kan fysikere og kemikere have glæde af at lære det. Kvantemekanik er eksempelvis nødvendig for at kunne beregne *størrelsen* af T_1 og T_2 korrekt ud fra teoretiske antagelser alene (uden målinger), mens *eksistensen* af T_1 og T_2 er rent klassisk (de kan beregnes klassisk, men man får det gale resultat). Ligeledes er kvantemekanik praktisk at anvende i forbindelse med visse typer spektroskopi. Derfor er der god grund til at anvende kvantemekanik i beskrivelser møntet på kemikere/fysikere med den fornødne kvantebaggrund, mens en forkert pseudo-kvante-introduktion aldrig er en hjælp. Endelig er kvantemekanik nødvendig for at beskrive målinger foretaget på enkelte protoner. Sådanne målinger foretager vi imidlertid aldrig, idet signalet altid kommer fra en stor samling protoner, et såkaldt statistisk ensemble. For et sådant ensemble af ikke-vekselvirkende protoner, er det en forholdsvis smal sag at vise kvantemekanisk, at den klassiske beskrivelse er eksakt rigtig.

Konkret anvendes kvantemekanik oftest i følgende sammenhænge i introduktioner til MR:

- Kvantemekanik er meget bekvem for at “forklare” resonansfænomenet. Dette sker typisk ved at tegne to streger, kalde dem energiniveauer og sige, at kvantemekanikken fortæller os, at energien af fotonerne skal passe med energiforskellen mellem energiniveauer. Et problem med denne tilgang er at den er non-intuitiv, og rejser flere spørgsmål end den besvarer, medmindre læseren på forhånd er trænet i kvantemekanik (Hvorfor retter næsten halvdelen af kernerne sig *mod* feltet? Hvorfor udjævner forsæt brug af radiobølger ikke populationsforskellen? Hvad sker der hvis foton-energien ikke helt passer?). Alternativt kan man vise, som ovenfor, at radiobølgerne skal skubbe magnetiseringen i takt med præcessionen for at bringe magnetiseringen væk fra ligevægt.
- Kvantemekanik er bekvem for en beregning af ligevægtsmagnetiseringen. Dette er uomtvisteligt: I ligevægt midler kohærensleddene til nul, og derfor reducerer tilstandssummen i Boltzmann-ligningen til blot to led. Klassisk er der flere tilstande til rådighed, og tilstandssummen (og beregningen) bliver tilsvarende kompliceret. Dog bliver resultatet af de to beregninger ens.

10.1 Dementierne

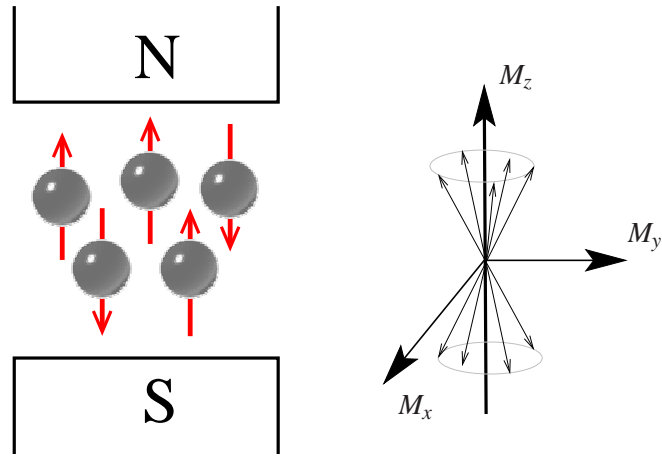
Efter denne smøre er det så tid at kommentere nogle af de myter og fejlagtige figurer, man ofte støder på. Det er vigtigere at genkende og ignorere de forkerte udsagn end at forstå, hvorfor de er forkerte. Detaljerne kan findes i artiklen *Is Quantum Mechanics necessary for understanding Magnetic Resonance? Concepts in Magnetic Resonance Part A, 32A (5)*, der går i dybden med kvantemekanikken.

MR er et kvantemekanisk fænomen Nej, resonansfænomenet er klassisk. Se ovenfor. Eksistensen af kernespin og aspekter af visse eksperimenter er kvantemekaniske.

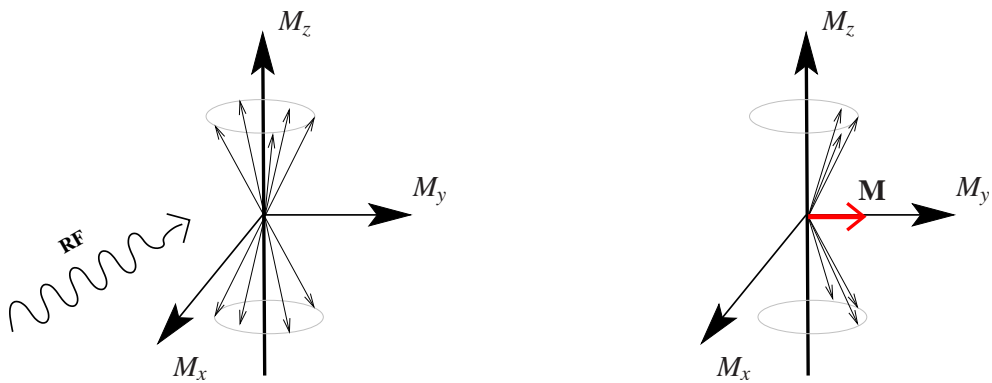
Protonerne kan kun være i to tilstande: Nær-parallelle eller -antiparallelle med feltet.

Denne situation, som er illustreret i figur 10, forekommer ikke. Der er to tilstande som udmærker sig ved, at de kvantemekanisk har en veldefineret energi. Som forventet, kan spinnene dog pege i alle retninger både klassisk og kvantemekanisk.

Radiobølgerne samler spinnene på de to kegler Illustrationen er resultatet af den fejlagtige tro på, at protonerne kun kan være i en af to tilstande, kombineret med det faktum, at vi kan dreje magnetiseringen. Resultatet er ren hokus-pokus: Hvorfor drejes de enkelte spin ikke ens af radiobølgerne? Hvordan “ved” protonerne, hvor de hver især skal pege hen? Ifølge dette billede er det øjensynligt muligt at ændre magnetiseringen med radiobølger. Hvorfor ser vi ikke det i praksis? Spørgsmålene er mange, hvilket blot skyldes, at tegningen er gal. Det er relativt enkelt at vise klassisk såvel som kvantemekanisk, at de lokalt homogene felter, som magnet og RF spole danner, aldrig kan ændre den relative orientering af spin lokalt. Det kan kun inhomogene felter, som dem kernerne påvirker hinanden med, og som er kilden til relaksation.



Figur 10: Disse figurer ses ofte, men er misvisende. De afspejler en fejlagtig opfattelse af, at spin kun kan være i spin-op eller i spin-ned tilstandene.



Figur 11: Spinnene samles ikke på to kegler med en nettomagnetisering i det transversale plan, som angivet på denne figur. Radiobølger kan *ikke* ændre den relative orientering af spinnene.

11 Billeddannelse

Foreløbig er det diskuteret hvordan kroppen kan bringes til at udsende radiobølger, men intet er nævnt om hvordan radiobølger fra et sted i kroppen kan skelnes fra dem udsendt andre steder fra, hvilket er en forudsætning for billedannelse. I dette afsnit beskrives teknikker til rumlig lokalisering og billedannelse. Indledningsvis forklares hvorfor disse teknikker er grundlæggende anderledes end mere letforståelige teknikker kendt fra dagligdagen.

11.1 Baggrund

De mest oplagte metoder til MR billedannelse kunne forekomme at være gennemlysning, eller anvendelse af antenner, der kan detektere hvorfra i kroppen radiobølgerne udsendes. Røntgen og almindelig mikroskopi udgør eksempler på sådanne "optiske" teknikker, og det synes oplagt at udvide denne type billedannelse til MR. Optiske teknikker er imidlertid "bølgelængde-begrænsede", hvilket betyder at de ikke kan danne billeder som er mere detaljerede end ca. en bølgelængde.

Sagt på en anden måde: Af fundamentale årsager kan man ikke lokalisere kilden til radiobølger mere præcist end cirka en bølgelængde ved anvendelse af linser eller retningsbestemte antenner. De radiobølger, der anvendes ved MR-skanning er typisk flere meter lange, så med optiske teknikker kan vi knap skelne om patienten er i skanneren eller udenfor (argumentet her er strengt taget kun korrekt i fjernfeltet hvilket er baggrunden for parallel billedannelse. Mere herom senere).

Optiske teknikker, som vi kender dem fra kikkerter, syn, CT, røntgen, ultralyd og mikroskoper, er derfor praktisk uanvendelige til MR-billedannelse, og et fundamentalt andet princip er nødvendigt. Dette blev introduceret af Paul Lauterbur i 1973, og det udløste Nobelprisen i medicin i 2003. Grundlæggende fik Lauterbur protonerne til selv at sladre om hvor de befinder sig ved at lade frekvensen af de udsendte radiobølger afspejle positionen. Lauterbur delte prisen med Sir Peter Mansfield, som også bidrog meget væsentligt til udviklingen af teknikker til magnetisk resonans billedannelse.

11.2 Principper

En forudsætning for MR billedannelse er at skanneren er udstyret med ekstra elektromagneter kaldet gradientspoler, der giver lineære feltvariationer. Retning og styrke kan ændres efter ønske. Den rumlige lokalisering sker efter forskellige principper, hvoraf det enkleste er skiveselektion. Andre kodningsformer involverer det såkaldte k -rum, der introduceres i senere afsnit.

11.3 Skiveselektion

Ved anvendelse af gradientspoler kan magnetfeltets styrke eksempelvis styres, så det vokser fra venstre mod højre øre, mens retningen er den samme overalt (langs med kroppen). Dette kaldes en feltgradient fra venstre mod højre. Ved således at gøre magnetfeltet inhomogent, varierer resonansfrekvensen i retning af feltgradienten. Skubber vi nu til protonerne med radiobølger med en bestemt frekvens, vil resonansbetingelsen være opfyldt i et plan vinkelret på gradienten som vist i figur 12. Spinnene i planet drejet således markant, mens spin i andre positioner blot vibrerer

en anelse. Derved har vi opnået skiveselektiv påvirkning af protonerne, og et sagittalt snit er blevet udvalgt.

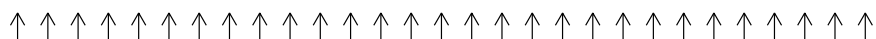


Figur 12: Spin påvirkes selektivt i et sagittalt snit, hvis der, mens radiobølgerne sendes, tillige påtrykkes en gradient fra venstre mod højre.

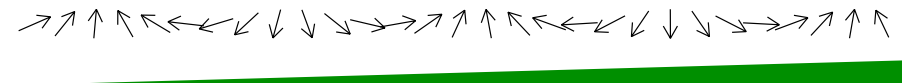
11.4 Rumlig lokalisering indenfor en skive

Efter at protonerne i en skive er blevet eksiteret, vil de alle udsende radiobølger. For at danne billeder af skiven skal vi introducere en måde at skelne signalet fra forskellige positioner i skiven fra hinanden. Det grundlæggende princip kan forekomme noget fremmedartet, men forklares i detalje senere. Kort fortalt, dannes der ved hjælp af gradienter på skift forskellige mønstre i magnetiseringen hen igennem skiven. Styrken af de radiosignaler der kommer retur fortæller hvor meget objektet i skanneren "ligner" det påtrykte mønster. Ved at blande mønstre i forhold til deres målte lighed med objektet, dannes der de velkendte MR-billeder.

Hvad der menes med "mønstre" illustreres først i een dimension, dvs. vi ser på spin placeret på en linie (f.eks mellem ørerne) og på deres rumlige placering og retning umiddelbart efter eksitation.



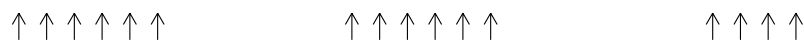
Som illustreret peger spinnene umiddelbart efter eksitation alle i samme retning vinkelret på magnetfeltet, der peger ud af papiret. De vil herefter præcessere omkring magnetfeltet, dvs. de vil dreje i papirets plan med en frekvens, der afhænger af magnetfeltet. Såfremt feltet gøres voksende fra venstre mod højre ved at pålægge en feltgradient kortvarigt, vil spinnene hver især dreje en vinkel, der afhænger lineært af kernens position:



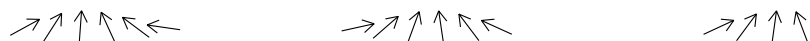
Denne såkaldte “faserulning” er et eksempel på de ovenfor nævnte spinmønstre, som vi med gradienter kan danne i patienten. Ordet “fase” udtrykker retningen, som spinnene peger i. Det ses at nabo-spin peger i nær samme retning, men henigennem objektet er magnetiseringen drejet flere gange rundt. Jo længere tid en gradient er tændt, og jo større feltvariation den giver anledning til, desto kraftige faserulning opnås (flere omgange per længdeenhed).

Vi har med gradienten fået spinnene til at peger i alle retninger på en kontrolleret måde, og har ved samme lejlighed mistet signalet. Det ses ved at sammenligne de to situationer ovenfor, idet den målte magnetisering er summen af bidragene fra de enkelte spin. Når spinnene er i fase (dvs. peger i samme retning), danner de tilsammen en betydelig magnetisering, der giver anledning til udsendelse af radiobølger. Når spinnene peger i alle retninger, som når der er anvendt en gradient, er deres sum derimod meget lille, og der udsendes tilsvarende svage radiobølger. Gevinsten ved at anvende gradienten kan således forekomme lille: Vi har blot mistet signalet. Det behøver imidlertid ikke at være tilfældet. Se for eksempel nu en situation, hvor der ikke (som ovenfor) er protoner ensartet fordelt hele vejen fra venstre til højre, men hvor der istedet er regelmæssig variation i vandindholdet.

Før gradient:



Efter gradient:



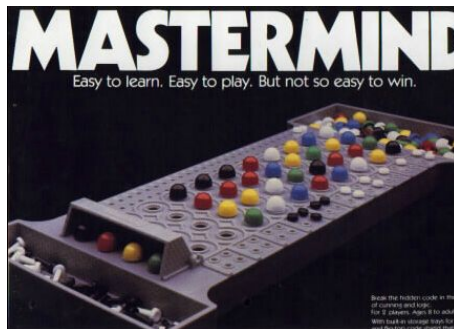
I figuren ses hvordan spinnene peger før og efter anvendelse af samme gradient som ovenfor. Eneste forskel fra de to tidligere figurer er “huller”, der angiver manglende protoner (lokalt vandfrit miljø – knogle, f.eks.).

Vi ser nu på den totale magnetisering, og dermed signalet i denne nye situation. Så længe spinnene alle peger i samme retning, dvs. før gradientens anvendelse, får vi mindre signal end før, idet færre spin bidrager til magnetiseringen. Signalet før gradienten anvendes er således et mål for det totale vandindhold. Efter gradientens anvendelse får vi derimod *mere* signal end fra den tilsvarende situation ovenfor (homogen vandfordeling). Det kan forekomme mærkeligt, idet der er *færre* protoner, der bidrager til magnetiseringen. De resterende protoner peger imidlertid stort set i samme retning allesammen, hvorfor de tilsammen udgør en væsentlig magnetisering.

At objektet med struktur (varierende vandindhold) udsender radiobølger, selv efter at gradienten er anvendt, skyldes at faserulningen hidrørende fra gradienten *matcher* strukturen i objektet forstået på den måde at “længden” af et faserul er den samme som afstanden mellem vandpytterne. Hvis dette ikke er tilfældet vil der igen være en tendens til at de enkelte magnetiseringer ophæver hinanden. Signalet er altså et udtryk for “ligheden” mellem faserulningsmønsteret og strukturen i objektet: Efter at en given faserulning er dannet i objektet ved at anvende en gradient, er signalet vi får tilbage et udtryk for, om der er struktur i objektet, der matcher faserulningen.

Dermed har vi nu en basis for at forstå MR-billedannelse: På skift tegnes forskellige faserulningsmønstre i kroppen. Hvert af disse giver anledning til at et vist signal udsendes fra kroppen, og signalets størrelse fortæller os om faserulningsmønsteret ligner struktur i kroppen. I få tilfælde er der åbenlys lighed mellem struktur og faserulning, men oftest er der kun lille lighed mellem objekt og det enkelte mønster. Generelt fås billederne ved at lægge mønstre sammen vægtet med

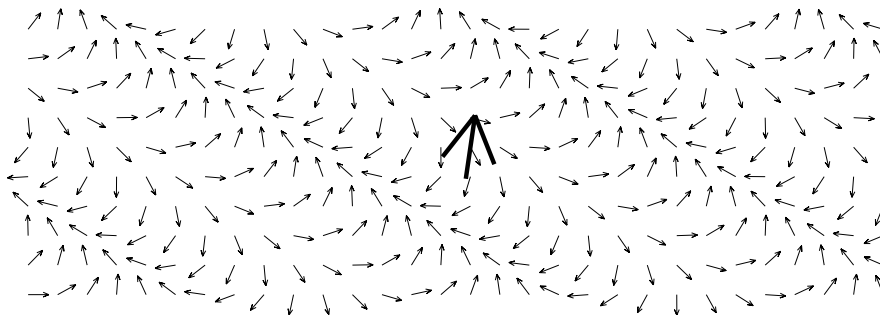
de tilsvarende målte signaler. Sjovt nok kendes dette princip fra spillet MasterMind, som engang var populært (figur 13).



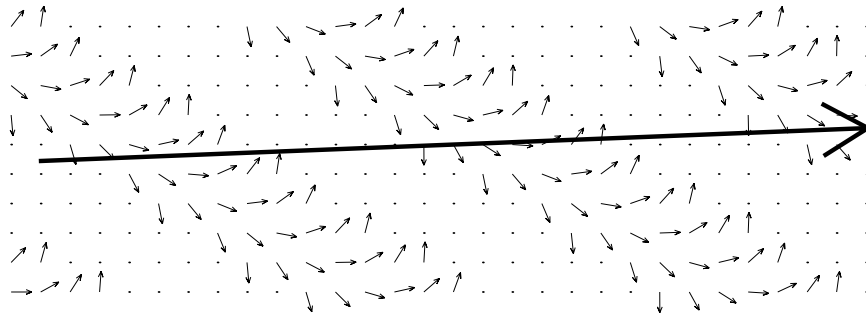
Figur 13: Spillet MasterMind. Den ene spiller sætter en række kulørte brikker skjult bag en skærm i den ene ende af brættet. Modspilleren skal gætte kombinationen af brikker. Efter hvert gæt (opstillet i modsat ende) oplyses det hvor rigtigt gættet var, dvs. hvor mange brikker, der passede (men ikke hvilke). Sådan foregår også MR-billeddannelse: Patientens indre er umiddelbart skjult, men vi kan vha. gradienter “tegne” spin-mønstre i patienten, som kvitterer med radiobølger, hvis styrke røber ligheden.

11.5 Udvidelse til flere dimensioner – k -rummet

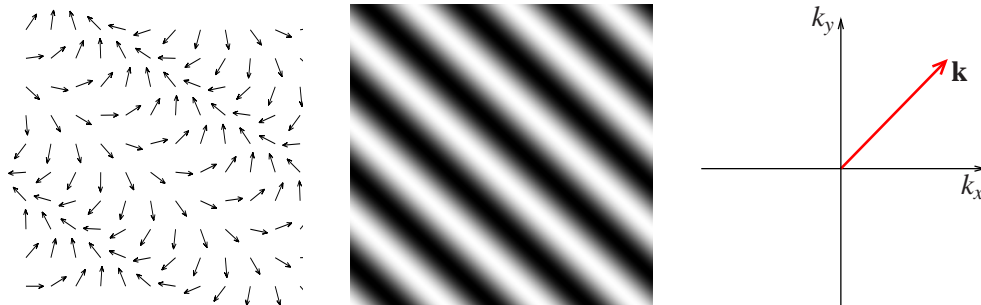
Hidtil har vi betragtet en situation med brintkerner placeret som perler på en snor. Vi udvider nu til to dimensioner, og betragter situationen i en skive væv med ensartet vandindhold efter at en gradient er anvendt.



Figuren viser faserulning i gradientens retning (skråt opad mod højre). Den “fede pil” midt på tegningen viser nettomagnetiseringen, dvs. summen af alle de små magnetiseringsvektorer (en vektor er en pil). Det ses at summen er relativt lille idet der er omtrent lige mange pile, der peger i alle retninger. Som i det en-dimensionale tilfælde kan der imidlertid være en betragtelig sum-magnetisering selv efter at en gradient er anvendt. Dette sker, hvis der som vist i den følgende figur, er struktur i objektet, som matcher faserulningen (prikkerne markerer, hvor der ingen protoner er):

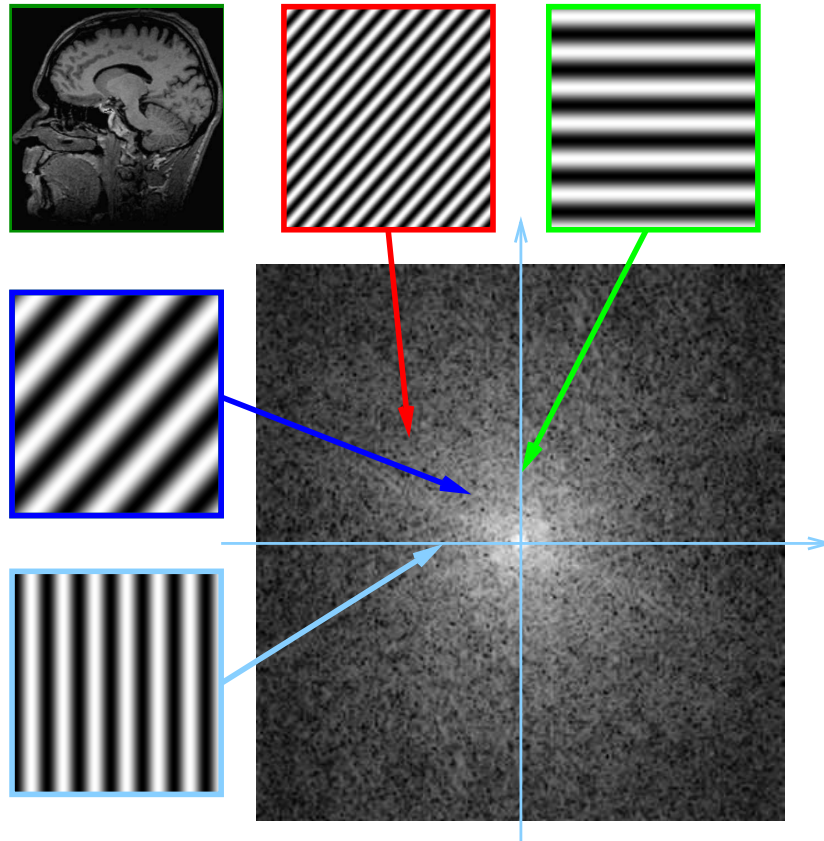


For overskuelighedens skyld vil spinmønstrene i det følgende blive anskueliggjort på to andre måder. Fremfor pile i forskellige retninger, vil faserul blive vist som intensitetsvariation som på figuren i midten, hvor farven afspejler pilenes retning (upædagogisk figur: den venstre svarer til sribemønster med kun 2 striber fremfor de 6 vist i midten. Retningen af variationen stemmer dog overens i alle tre delfigurer).



Til hvert sådant mønster tilordnes også en vektor \mathbf{k} , hvis retning angiver variationen i mønsteret, og hvis længde angiver hurtigheden af variationen.

Ved anvendelse af gradienter “tegnes” i patienten mønstre, et efter et, i en på forhånd fastsat rækkefølge specifik for den anvendte sekvens. Alle retninger af striber og alle tætheder af striber tegnes op til en vis grænse. Det returnerede radiobølgesignal afhænger som sagt af lighed mellem objekt og mønster, og det registreres som en funktion af \mathbf{k} , som vist i figur 14. Enkelte eksempelmønstre er vist, men for hvert eneste punkt i k -rummet svarer et mønster.

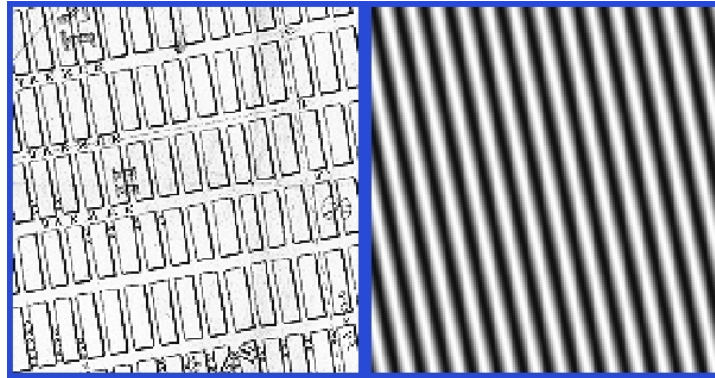


Figur 14: Strukturen af k -rummet. Signalet måles som funktion af \mathbf{k} -vektoren (k_x, k_y) , som ændrer sig når der anvendes feltgradienter. Den lysere region midt i k -rummet fortæller os at objektet i skanneren (et hoved) har størst lighed med langsomt varierende mønstre, eller udtrykt på anden måde, der udsendes de kraftigste radiobølger fra kroppen ved de langsomme faserulninger.

11.6 Lighed og billedrekonstruktion

Det er ovenfor beskrevet hvordan lighed mellem objekt og faserulning måles, og det er sagt, at billedet beregnes ved at lægge mønstre sammen vægtet med det målte MR-signal. Dette afsnit uddyber hvad der menes.

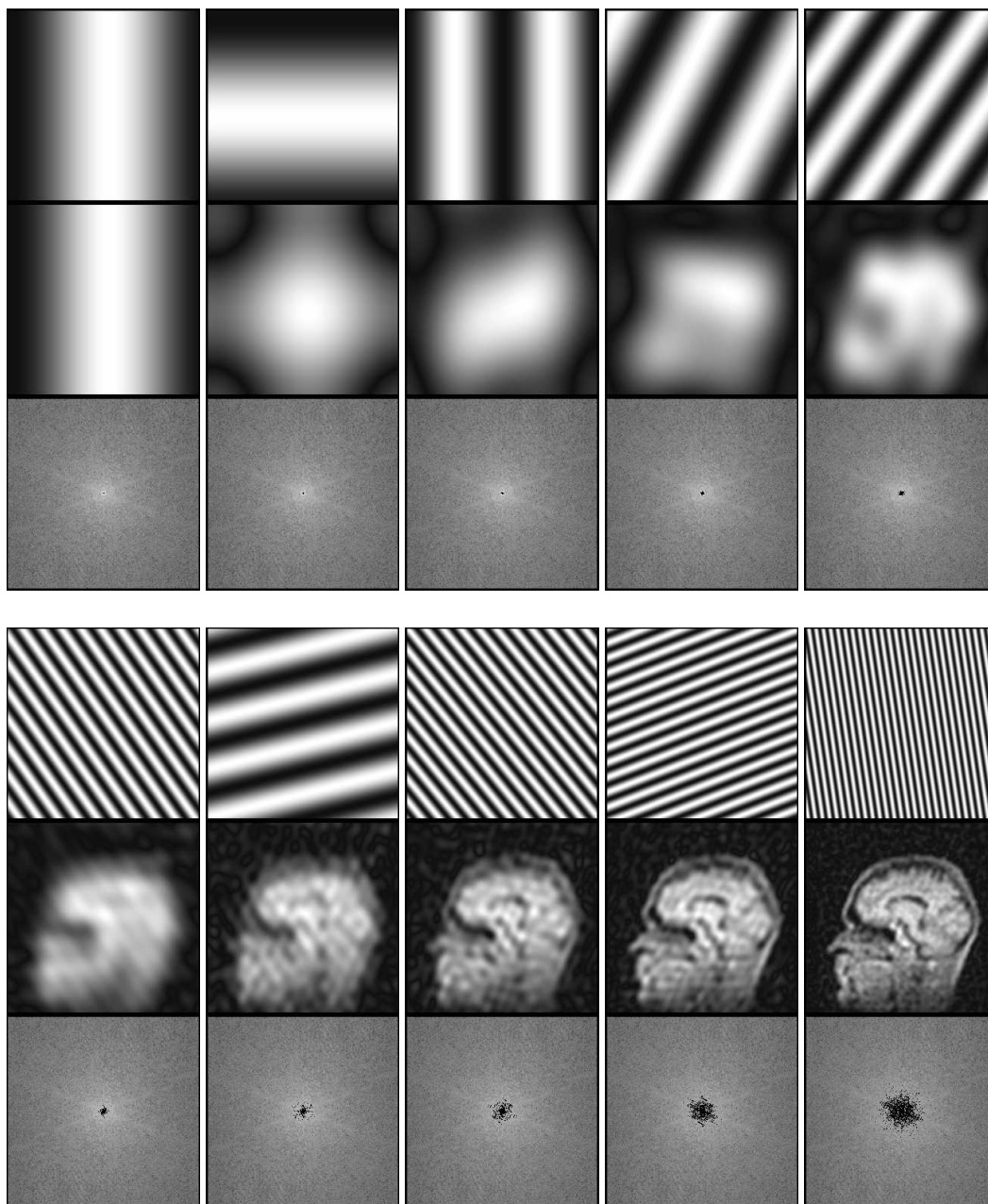
Begrebet "lighed" illustreres i denne sammenhæng med et eksempel.



Til venstre ses et udsnit af et bykort (Manhattan). Til højre ses det unikke stregmønster, der ligner kortet mest i MR-forstand. Ligheden kan synes lille, men består i at stregerne går i samme retning som nord-syd-vejene, at de har omtrent samme afstand som disse, og at mønsteret er forskudt, så det er lysest, hvor kortet er det.

Næsten ligeså stor lighed er der med et tilsvarende øst-vest-vendt mønster. Lagde man de to mønstre ovenpå hinanden (som to overheads), ville man næsten have et brugbart bykort. Sådan foregår billedrekonstruktion, på nær at der almindeligvis skal rigtig mange mønstre til at danne et brugbart billed. Dette skyldes, at ligheden mellem objekt og det enkelte mønster typisk er meget lille, men ikke nul.

Det kan forekomme overraskende at man kan danne komplicerede billeder ved at lægge simple mønstre sammen. Der er da også en vigtig forskel fra overhead-eksemplet, som vil give stadig mørkere billeder, desto flere mønstre der anvendes: Forskellen er at man også skal kunne trække mønstre fra for at få brugbare billeder, dvs. fortegn af MR-signalet (fasen) er vigtig. I figur 15 vises det hvordan mønstre kan adderes til hjernebilleder.



Figur 15: Billedrekonstruktion. Figuren viser hvordan simple mønstre (række 1) kan summeres til komplekse billeder (række 2). De rekonstruerede billeder er her skabt ud fra de mønstre, der har størst lighed med figuren, dvs. fra de områder af k -rummet (række 3) hvor der er målt de kraftigste radiobølger. Stadigt flere mønstre medtages i billeddannelsen (indikeret med de mørke områder på k -rums billederne), og rekonstruktionerne bliver tilsvarende stadigt mere detaljerede (antallet af medregnede mønstre er fordoblet i hver rekonstruktion). Det sidst rekonstruerede billede (nederste højre) er skabt på baggrund af de tusind bedst lignende mønstre. Øverste række viser det "sidst ankomne" mønster. Det ses umiddelbart, at de langsomme signalvariationer (intensiteterne) er målt i midten af k -rummet, mens kanternes skarphed kommer fra målinger længere ude i k -rummet.

11.7 Bevægelse i k -rummet

Faserulningen styres ved at anvende gradienter med forskellig retning, styrke og varighed. Så længe en gradient er aktiv, og feltet dermed varierer lineært med positionen, vil faserulningen ændre sig, men den vil *altid* være have form af et stregmønster som de ovenfor viste. Samtidig vil der til stadighed blive udsendt radiobølger fra kroppen som røber i hvilken grad mønstret passer med objektet.

Eksempel: Anvendes en gradient fra øre til øre (x -retningen), fås en faserulning i denne retning svarende til at \mathbf{k} -vektoren vokser langs k_x -aksen. Så længe gradienten er "på", kommer striberne i mønstret stadig tættere i takt med at faserulningen bliver kraftigere (får kortere bølgelængde). Anvendes en gradient tilsvarende fra isse til fod, fås en faserulning i denne retning, og \mathbf{k} -vektoren vokser langs k_y -aksen.

Anvendes begge gradienter, fås en faserulning på skrå. Dette gælder uanset om gradienterne anvendes en af gangen eller samtidig: Ved anvendelse enkeltvis, bevæger \mathbf{k} -vektoren sig først langs k_x -retningen, og dernæst langs k_y . Ved samtidig anvendelse bevæger den sig skråt til samme punkt. Et eksempel på vejen gennem k -rummet er vist for spin-ekko sekvensen i figur 16. Gradienten, der i sig selv beskrives ved en vektor, bestemmer på ethvert tidspunkt hvor målingen er på vej hen i k -rummet, og er altså hastigheden af \mathbf{k} -vektorens bevægelse i k -rummet.

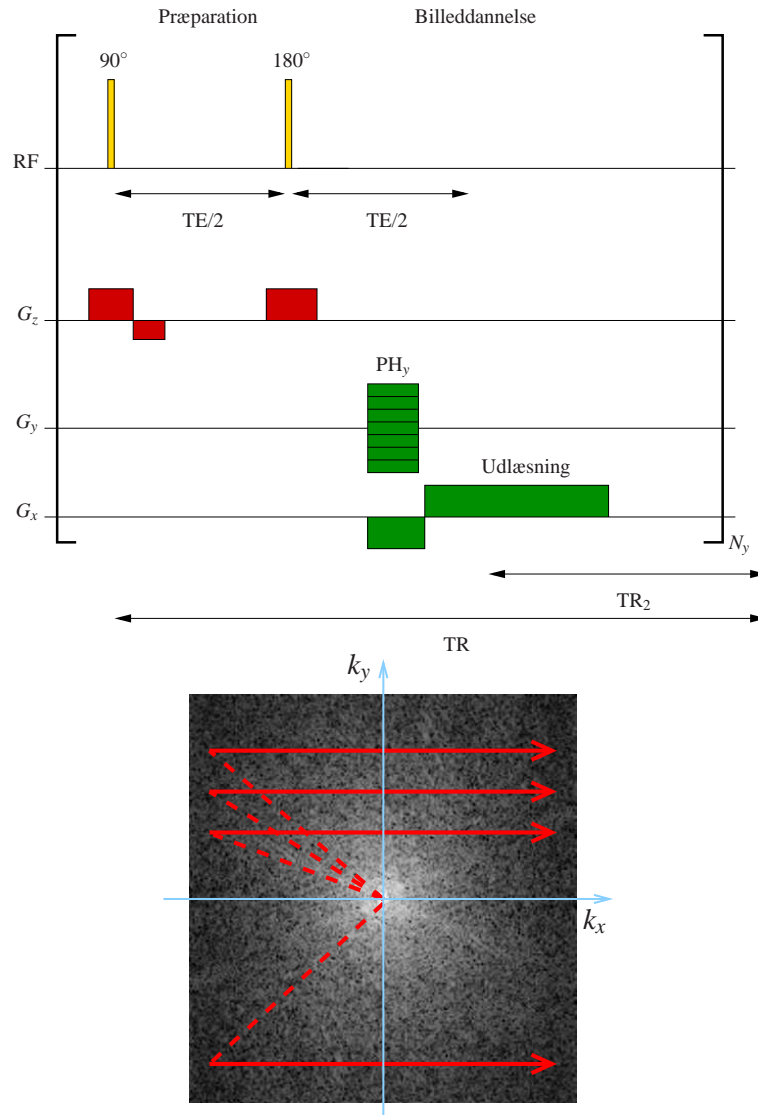
At det udsendte signal kun afhænger af positionen i k -rummet og ikke af vejen derhen, er grundlæggende for k -rums beskrivelsens succes i MR-billeddannelse. Mange sekvenser adskiller sig netop ved måden k -rummet dækkes (rækkefølgen af mønstre), men billedrekonstruktionen er grundlæggende ens.

11.8 Billedoptagelse og ekkotid

Tidligere i teksten er ekkotid beskrevet som varigheden fra eksitation til tidspunktet hvor radiobølgerne måles. Da den transversale magnetisering i denne periode dør ud på en tidsskala T_2 (eller T_2^* hvis der ikke anvendes refokuseringspuls), er ekkotiden TE således bestemmende for denne relaxations tids vægtning i målingen.

Efter introduktion af billedannelse har vi nu behov for at genoverveje definitionen af ekkotid, idet der typisk måles flere steder i k -rummet efter hver eksitation. For traditionel billedannelse måles f.eks. efter hver eksitation en række punkter enkeltvis langs en linie i k -rummet. De enkelte punkter (svarende til forskellige sribemønstre) måles således ikke på samme tidspunkt efter eksitation, og ekkotids-begrebet er blevet tilsvarende tåget. For ekko-planar billedannelse (EPI), er problematikken ekstrem idet hele billedet måles efter en enkelt eksitation, dvs. nogle punkter i k -rummet måles få millisekunder efter eksitation, mens andre måles eksempelvis 100 ms senere, og dermed med helt anderledes T_2 -vægtning.

Har vi således mistet muligheden for at karakterisere T_2 -vægtningen ved en enkelt parameter? Nej. Det viser sig nemlig at ekkotids-definitionen kan tilpasses, så den forsat kan tolkes som ovenfor beskrevet. Der gælder nemlig en overraskende egenskab: Selvom dele af k -rummet er optaget kort efter eksitation, og andre dele lang tid efter, ser det rekonstruerede billede kontrastmæssigt ud som om det er optaget på et ganske bestemt tidspunkt efter eksitation, nemlig det tidspunkt, hvor midten af k -rummet blev optaget. Det giver derfor vældig god mening at definere ekkotiden som varigheden fra eksitation til det tidspunkt, hvor midten af k -rummet måles (se eksempel i figur 16).



Figur 16: Spin-ekko sekvensen illustrerer her hvordan gradienter kan bruges til at manøvrere i k -rummet. Som i figur 9 indikerer den øverste linie anvendelsen af radiobølgepulser, mens de tre nederste viser gradienter i vinkelrette retninger. Indledningsvis drejes magnetiseringen 90 grader ned i det transversale plan. Midt mellem eksitation og udlæsning anvendes en refokuseringspuls, således at signalet til tiden TE efter eksitation er upåvirket af eventuel feltinhomogenitet. En gradient langs z -retningen anvendes samtidig med de to radiobølgepulser, således at disse bliver skive-selektive som vist i figur 12. Gradientretningen inverteres kortvarigt efter den første RF puls for at fjerne den faserul, som opbygges i perioden umiddelbart efter eksitationen. Der er således ikke noget faserul umiddelbart før de billeddannende gradienter i x - og y -retningerne anvendes: De lokale nettomagnetiseringer peger overalt i samme retning, og vi befinder os på dette tidspunkt midt i k -rummet. Feltet gøres nu inhomogent i både x - og y -retningerne (positiv G_y , negativ G_x), således at faserul opbygges på skrå, og (k_x, k_y) tilsvarende ændres mod øverste venstre hjørne af k -rummet. Når y -gradienten slukkes, og x -gradienten vendes, påbegyndes nu udlæsning af en linie i k -rummet. Processen gentages efter TR med en ny værdi af y -gradienten således at en ny linie af k -rummet udlæses. Dette indikeres i sekvensdiagrammet med en gradienttabel (PH_y) og en ydre klamme, der angiver gentagelse for hver linie i k -rummet.

11.9 Frekvens- og fasekodning

I introduktioner til MR billeddannelse præsenteres ofte først “frekvenskodning”, som er udlæsning af signal i nærvær af en gradient, således at frekvensen af udsendte radiobølger afhænger af positionen. Det er intuitivt nemt at forstå hvordan en frekvensanalyse af signalet efterfølgende vil røbe hvordan vandet er fordelt langs retningen af gradienten, og hvordan frekvenskodning dermed giver mulighed for 1D-billeddannelse. Selvom frekvenskodning er nemmere at forstå end k -rums-tilgangen er sidstnævnte valgt her. Årsagen er dels at frekvenskodning efterlader et behov for at forklare “fasekodning”, som anvendes til at få information om vandfordelingen i den sidste retning (på tværs af skiveselektions- og frekvenskodningsretninger, figur 16). Fasekodning forstås nemmest ud fra en k -rums betragtning (kerner tildeles *ikke* en unik fase langs fasekodningsretningen, selvom teknikken ofte forsøges forklaret sådan – se blot figur 14). En anden årsag til valget af k -rums tilgangen er, at frekvens- og fasekodnings-forståelsen hurtigt kommer til kort, f.eks. for sekvenser som spiral-EPI og til dels også almindelig EPI (selv nødvendigheden af “pre-winding” gradienten i basal frekvenskodning bliver mystisk). I modsætning hertil giver k -rums tilgangen en langt mere generel forståelse af billeddannelse. En beslægtet fordel er at frekvens- og fasekodning i k -rums-beskrivelsen optræder som to sider af samme sag, og selv sekvenser som spiral-EPI adskiller sig dermed ikke konceptuelt fra andre (se ordliste).

Det er dog væsentligt at kende til frekvens- og fasekodning af flere årsager. Dels refereres der ofte til de tilsvarende retninger i artikler og scanner-software, da tidsforbruget eksempelvis afhænger af antallet af fasekodningsretninger og -step. Dels er artefakterne i fase- og frekvenskodningsretninger meget forskellige. I de følgende afsnit præsenteres eksempler på dette, og det vil være en fordel at have frekvenskodning i baghovedet under læsningen.

11.10 Rumlige distortions og relaterede artefakter

Jævnfør afsnit 11.8 forekommer MR-billeder kontrastmæssigt at være optaget på et bestemt tidspunkt efter eksitation (ekkotiden), selvom målingen langtfra altid foretages sådan. Årsagen er at de centrale dele af k -rummet primært rummer information om billedets kontrast, mens de ydre regioner indeholder information om finere strukturelle detaljer (kanter). At optagelsen af billedet er sket over en længere periode afspejles således ikke i kontrasten, som fastlægges i den relativt korte tid det tager at passere midten af k -rummet. Varigheden afspejles istedet primært i strukturelle distortions (forskydninger) og andre mærkværdigheder.

Det såkaldte “chemical shift” artefakt og EPI-distortions-artefaktet er således begge en konsekvens af at måling af forskellige dele af k -rummet ikke er sket samtidig. De viser sig som relative forskydninger i billedplanet af kerner, der i fravær af billeddannelsesgradienter, præcesserer ved forskellig sekvens. Det er nemlig en grundlæggende antagelse i billeddannelsen, at alle frekvensforskelle skyldes lineære billeddannelsesgradienter. Det er for distortionsartefakterne fase- fremfor intensitetsforskelle mellem tidlige og sene målinger, der er skyld i forskydningerne. Intensitetsforskellene har dog også en effekt, men den er svær at se med det blotte øje: Fordi de ydre dele af k -rummet indeholder information om finere strukturelle detaljer, og fordi variationen i signal henover k -rummet er T_2 -afhængig, er en optagelses rumlige opløsning afhængig af T_2 . Det har eksempelvis den overraskende effekt, at et blodkar under en boluspassage af kontraststof ikke blot ændrer intensitet på EPI-billeder, men samtidig vil forekomme at blive “udtværet” over

et større område af billedet. På grund af de felt- og faseforskelle som induceret feltændring giver anledning til, vil karret tilmed blive forskudt under boluspåpassagen.

Forskydningen i billedplanet af to stoffer, der svinger med forskellig frekvens (f.eks. fedt og vand) er proportional med frekvensforskellen. For at få forskydningen i pixels, skal den divideres med "båndbredden per pixel" som ofte kan aflæses eller styres fra skannerens software. I overensstemmelse med ovenstående er båndbredden omvendt proportional med den tid det tager at passere k -rummet i en given retning. Forskydningen i en given retning er altså blot produktet af frekvensforskellen og den tid det tager at passere k -rummet i denne retning. Uret "nulstilles" ved hver ny eksitation.

11.11 Skiveselektive 2D- vs. 3D-sekvenser

Vi skelner mellem multi-slice og 3D-sekvenser. Dette er forvirrende, idet resultatet i begge tilfælde er et 3D-datasæt (der oftest præsenteres som en serie skiver).

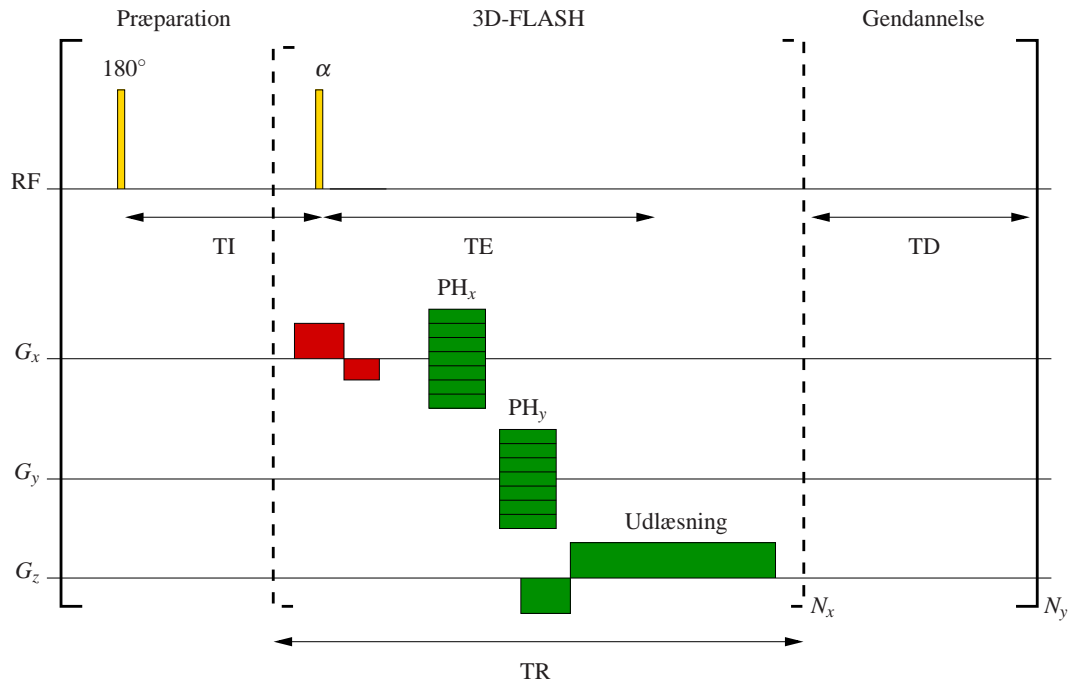
Den noget uheldige sprogbrug refererer nemlig ikke til resultatet, men til optagemåden: I skiveselektive sekvenser påvirkes protoner i en skive som ovenfor beskrevet (afsnit 11.3), mens man i 3D-sekvenser påvirker alle spin i bøtten samtidig og ens, og efterfølgende anvender metoden beskrevet i afsnit 11.4 til at skelne signaler fra forskellige positioner. En hyppigt anvendt 3D-sekvens er MPRAGE (Magnetization Prepared Rapid Acquisition Gradient Echo sequence). Denne er vist i figur 17 og beskrevet i bilag.

3D-sekvenser anvendes næsten altid med kort repetitionstid TR, da målingerne ellers bliver meget tidskrævende. De er derfor i praksis næsten altid T_1 -vægtede, men kan desuden indeholde betydelig T_2 -vægtning, hvilket eksempelvis gælder CISS sekvensen med blandet kontrast. Nogle gange isoleres T_1 -vægtningen i kanterne af k -rummet, så billedet forekommer T_2 -vægtet. Grundet den korte TR er der meget mindre spillerum for variation af kontrast end i multi-slice-sekvenser.

Med 3D-målinger har man mulighed for at få høj rumlig opløsning i alle retninger samtidig, eksempelvis isotrop $(1 \text{ mm})^3$ opløsning (=1 mikroliter). For almindelige 2D-sekvenser er sagen anderledes, idet man sjældent anvender skivetykkelser under 3 mm. Opløsningen i billedplanet sættes ofte høj i 2D-sekvenser, hvilket giver flotte billeder, men stærkt aflange voxels. Disse giver problemer for skelnen af små eller flade strukturer, som eksempelvis grå substans. Sammenfattende gælder følgende.

3D sekvenser Giver høj opløsning, isotrope voxels, men oftest bliver kun T_1 -vægtning og blandet vægtning god på kort tid.

Multi-slice sekvenser Høj "in plane" rumlig opløsning, men sjældent under 3 mm skivetykkelse. Fleksibel kontrast.



Figur 17: MPRAGE sekvensen udgør et eksempel på en 3D-sekvens, hvor der eksiteres non-selektivt eller svagt selektivt, men hvor 3D- k -rummet til gengæld skal knokles igennem for at få rumlig opløsning i alle retninger. Indledningsvis drejes magnetiseringen af radiobølger, så den peger modsat magnetfeltet i den efterfølgende periode TI kaldet inversionstiden. Dette sker for at T_1 -vægte magnetiseringen og dermed billedet. For at kunne detektere magnetiseringen vippe den en anelse ud i det transversale plan af en RF puls med lille flipvinkel α . Signalet kodes rumligt af de grønne gradienter og måles i udlæsningsperioden. Den inderste stiplede klamme indikerer at den pågældende del af sekvensen gentages én gang for hver k_x -værdi. Ved anvendelse af små flipvinkler påvirkes den longitudinale magnetisering kun en anelse hver gang således at mange linier langs k_z -aksen kan måles førend magnetiseringen må inverteres påny. Det sker efter en genopbygningsperiode TD. Det hele gentages for hver k_y -værdi således at hele k -rummet dækkes. Gradienten der anvendes samtidig med α -pulsen kan undværes, men kan anvendes til at vælge en tyk skive (slab) indenfor hvilken der fasekodes. Dermed kan alisering undgås selvom der kun anvendes relativt få fasekodningsstep. Yderligere info om MPRAGE og FLASH kan findes i bilag.

11.12 Aliasering og parallel billeddannelse

At k -rums billeddannelsen er en Fourier-teknik (dvs. baseret på addition af faserul) afspejles i de artefakter, der kan optræde i billederne, hvis forudsætningerne ikke er opfyldt. Hvis vi ikke har viden om subjektet i skanneren *a priori*, skal ligheden med alle tænkelige faserulningsmønstre i princippet måles for at rekonstruere et perfekt MR billede. Det tager dog tid at danne mønstre, og i praksis dækkes derfor kun en central, rektangulær del af k -rummet i endelig opløsning som illustreret i figur 15. I praksis er det ofte antallet af målte linier, der bestemmer målingens varighed, og tætheden af disse i k -rummet ønskes derfor begrænset. Hvis tætheden vælges for lav, giver det imidlertid anledning til et karakteristisk "aliaserings-artefakt": Hvis der ikke samples tæt nok til at fange signal-variationerne i k -rummet (Nyquist-kriteriet ikke opfyldt), kommer der fejl i de rekonstruerede billeder. Fejlene består i at signal fejlplaceres og overlapper som vist til højre. Aliaserings-artefaktet forekommer ikke i frekvenskodningsretninger idet skanneren ved frekvenskodning kan bortfiltrere signaler der svinger for hurtigt eller for langsomt til at stamme fra kerner indenfor billedarealet (field-of-view).



Figur 18: Aliasering: Billedet viser en hjerne i profil, men for lav sample-tæthed i k -rummet resulterer i at næsen havner i nakken og omvendt. Derved kan patologi skjules.

Det blev i 1997 vist af Sodickson og Manning at såfremt flere antenner med forskellige sensitivitsprofiler måler samme k -rums signal, kan de "manglende" k -rums samples beregnes, hvorved aliasering undgås, også i fasekodningsretninger. Samtidig anvendelse af to antenner til signal-reception kan i princippet derved accelerere målinger med en faktor 2, omend der i praksis kræves flere antenner for at få pålidelige billeder. Pruessmann *et al* viste senere at sæt af rekonstruerede, aliaserede billeder optaget med forskellige antenner intuitivt kan "afaliaseres" hvilket i princippet er ækvivalent. Teknikkerne går idag under fællesbetegnelsen "parallel billeddannelse".

At parallel billeddannelse er en selvstændig teknik, selvom den blev foreslået som en modifikation af k -rums teknikken, ses nemmest med et tankeeksperiment: I grænsen hver-pixel-sin-antenne (f.eks. mange små antenner spredt ækvidistant gennem det afbildede objekt), er gradienterne unødvendige for at måle detaljerede billeder. Det er således også åbenlyst at parallel billeddannelse ikke er en Fourier teknik, dvs. rekonstruktionen er ikke baseret på summation af stribemønstre.

11.13 Afsluttende bemærkninger om billeddannelse

De almindeligvis lange relaxationsstider er ansvarlige for den enorme fleksibilitet i MR-skanning. Dels har man på cirka 100 ms tid til at anvende serier af RF- og gradient-pulse til at præparere magnetiseringen således at dens størrelse eller retning afspejler fysiologisk interessante parametre, altså at påvirke kontrasten i billederne. Dels giver lang T_2 mulighed for at generere et større antal faserulningsmønstre og måle de tilsvarende radiobølgesignaler inden systemets hukommelse

om præparationen er udvisket. Faktisk kan hele k -rummet dækkes efter en enkelt eksitation (ekko-planar billeddannelse, EPI).

Det er interessant hvordan bølgelængdebegrænsningen kendt fra optiske teknikker blev omgået. For k -rums teknikkerne skete dette ved at den rumlige kildelokalisering af radiobølger kommer fra frekvensforskelle snarere end fra fjernfeltets egenskaber. Den traditionelle bølgelængdebegrænsning erstattes således med et krav om at nabokerners frekvenser skal være skelnelige i løbet af måleperioden hvis positionerne skal kunne skelnes. Dette kan ækvivalent udtrykkes som at ingen detaljer væsentlig mindre end den korteste bølgelængde af faserullet observeres. Der optræder således en ny bølgelængdebegrænsning, som er intuitivt forståelig fra figur 15. Da det tager tid at bevæge sig i k -rummet, sættes de ultimative begrænsninger for den rumlige opløsning af gradientstyrken, relaksationstiderne, og vandmolekylernes bevægelse, herunder diffusion.

For parallel billeddannelse udnyttedes spoleelementernes begrænsede og forskellige følsomhed i nærfeltet til at omgå bølgelængdebegrænsningen. Idet følsomhedsområdets dimensioner er af nogenlunde samme dimensioner som spoleelementernes, bestemmes den rumlige opløsning ved "ren" parallel billeddannelse af spoleelementernes størrelse. Denne opløsning er typisk utilstrækkelig for praktiske formål. Parallel billeddannelse er imidlertid fuldt ud kompatibel med k -rums billeddannelse, således at de to teknikker kan kombineres og billeder optages hurtigere end normalt. I nogle situationer er hastighed vigtigere end rumlig opløsning, og der eksperimenteres således nu med billeder optaget uden anvendelse af gradienter. Sådanne optages med sub-milliseconde tidsopløsning af eksempelvis 100 antenner samtidigt. De er eksempelvis af interesse ved billeddannelse af stoffer med korte relaksationstider.

12 Støj

Den begrænsende faktor i mange MR-sammenhænge er støj. Vi kan eksempelvis ikke detektere stoffer *in vivo* i koncentrationer under få millimolær på rimelig tid, fordi signalet drukner i støj.

Støjen kan være fysiologisk (puls, respiration, bevægelse) men selv hvis patienten ligger helt stille er der en øvre grænse for hvilken billedkvalitet, der kan opnås på given tid. I fravær af fysiologisk støj og under en stribe andre antagelser, der sjældent er helt opfyldt, er signal-støj-forholdet proportionalt med voxelstørrelsen og kvadratroden af den tid, det har taget at optage billedet. Det er væsentligt at indse, at signal-støj-forholdet ikke afhænger af antallet af voxels i billedet. Hvis du eksempelvis øger matrix og field-of-view til det dobbelte, har det typisk den konsekvens at signal-støj-forholdet øges en faktor $\sqrt{2}$ fordi måletiden derved almindeligvis fordobles samtidig med at voxelstørrelsen bevares uændret. At det eventuelt kun var ekstra luft, der omfattedes af det udvidede field-of-view, er irrelevant, ligesom det ikke betyder noget direkte for støjniveauet, at der måles i 4 gange så mange voxels som før.

Såfremt skanneren er velfungerende, er elektronikken ikke den primære kilde til støj. Det er derimod den tilfældige bevægelse af ladede partikler (ioner) i patienten. Når ladede partikler diffunderer, udsender de tilfældige radiobølger i takt med at de ændrer bevægelsesretning. Jo højere temperatur og ledningsevne et materiale har, desto mere støj udsender det.

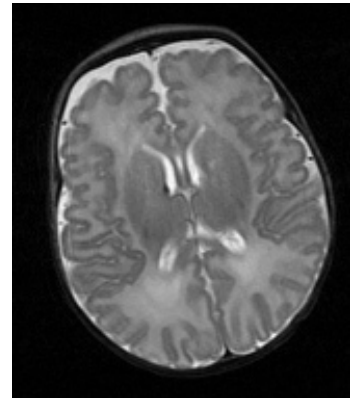
I billederne optræder sådan termisk støj jævnt fordelt på trods af at den kommer fra patienten, som måske kun fylder en del af billedet. Dette skyldes at den nævnte støj ikke er et MR-signal, og at den rumlige kodning af signalet, som vi foretager med gradienter, derfor ikke påvirker

støjen. I stedet kommer støjen i en ensartet strøm under hele målingen, og spredes derfor jævnt udover k -rummet og dermed også jævnt udover MR-billedet (sidstnævnte gælder dog ikke parallel billeddannelse).

Støjen fra patienten kan vi ikke undgå, men vi kan til en vis grad undlade at måle den. Ideen er at anvende en lille spole, der kun detekterer støjen fra et lille område af patienten (f.eks. området nær en overfladespole). Det er en udbredt (men uvæsentlig) misforståelse at en lille spole primært forbedrer signal-støj-forholdet i kraft af at den er bedre til at måle signalet. Imidlertid giver øget følsomhed for signal også øget følsomhed for støj, som jo genereres i samme områder af kroppen. Dermed påvirker øget følsomhed i det undersøgte område ikke signal-støj-forholdet. Det forbedres derimod i kraft af at overfladespoler kun opfanger signaler fra kroppen i et volumen, der nogenlunde svarer til spolens størrelse. En lille overfladespole opfanger altså kun støjen genereret i et lille område af kroppen, og denne optræder jævnt fordelt over billedet. Dermed bliver signal-støj-forholdet godt nær en lille spole fordi den sænker følsomheden andre steder. Disse forhold er f.eks. velbeskrevet af Redpath i *The British Journal of Radiology*, **71**:704-7, 1998.

13 Skanning ved højt felt

Tre tesla er den største, klinisk tilgængelige feltstyrke. Det høje felt er især en fordel ved billeddannelse med høj rumlig opløsning, og målinger, der normalt lider under lavt signal-støj-forhold, herunder perfusionsmålinger og spektroskopi. Billedet til højre af et nyfødt barn illustrerer høj opløsning og fin kontrast efter kun 3 minutters optagelse ved 3T. En lille periventrikulær blødning er synlig i højre hemisfære (venstre på billedet jvf. radiologisk konvention). Relaksationstiderne ændres ved højt felt (typisk længere T_1 og kortere T_2). Sekvenser og parametre skal derfor afpasses til feltstyrken for at få gode billeder.



Til funktionel billeddannelse, fMRI, giver den høje feltstyrke øget kontrast ved aktivering af hjernen, således at det kan måles hvilke områder der aktiveres i en given situation (se fMRI i ordlisten). Metoden kan eksempelvis anvendes klinisk til planlægning af operationer under hensyntagen til essentielle funktioner som sprog. Der er dog mange faldgruber i fMRI, og kvaliteten af resultaterne skal således vurderes nøje, førend der drages konklusioner.

14 MR-sikkerhed

Er MR-teknikken ufarlig, og hvor sikker er man på det? Spørgsmålet er naturligt, idet vi anvender radiobølger, der har været mistænkt for at være kræftårsag i forbindelse med elledninger og mobiltelefoni (nyere, større undersøgelser understøtter dog ikke mistanken). Desuden bruges magnetfelter af ganske betydelig styrke, fra 25.000 til 75.000 gange jordens middefelt.

Man kan i sagens natur ikke vide, om MR er helt uskadeligt. Der kendes på nuværende tidspunkt ingen skadelige effekter, og spørgsmålet er undersøgt ganske grundigt.

Man ved, at eventuelle skadelige effekter er sjældne eller små. Viden om området haves fra blandt andet dyreforsøg med langvarig eksponering. Der er også foretaget populations-

undersøgelser af radiografer og af andre folk, der arbejder nær magneter eller radiobølge-kilder (kemikere og fysikere har arbejdet med høje magnetfelter siden 40'erne, og radarfolk har fået uhyrlige mængder radiobølger).

Området reguleres af internationale standarder, og skannerne er udstyret med overvågning, der sikrer, at man eksempelvis ikke kan sende kraftigere radiobølger end standarderne tillader, heller ikke ved et uheld. En uafhængig, lægelig organisation, ICNIRP, vurderer løbende den tilgængelige viden på området, og de seneste retningslinjer fra 2009 vurderer felter op til 8 tesla at være sikre i kontrollerede miljøer. Samme organisation udgav i 2004 en specific MR-vurdering tilgængelig på <http://www.icnirp.de/documents/MR2004.pdf>. Europæiske normer og lovgivning baseres pt. på ICNIRPS retningslinjer, men vær opmærksom på at nationale regler kan være strammere (oftest grundet tilfældigheder).

De væsentligste risici ved MR-skanning vedrører formodentlig fejlfortolkninger af billeder og rent praktiske forhold ved omgang med skannere. Der er således rapporteret høreskader, forbrændinger som følge af strømsløjfer (f.eks. i smykker) samt alvorlige ulykker med metalgenstande, som denne flyvende stol. Der er skræmmende eksempler på iltflasker, gulvpudser og anekdoter på <http://www.simplyphysics.com/flying-objects.html>



Selvom selve skanningen er uskadelig, har det vist sig, at MR-kontraststoffer injiceret intravenøst ved visse typer skanning, kan være skadelige for svært nyresyge patienter. På grund af forskelle i stoffernes indhold og kemiske stabilitet er der stor variation i faren. For svært nyresyge patienter bør brug af gadolinium-baseret kontraststof såvidt mulig undgås i overensstemmelse med Sundhedsstyrelsens anbefalinger og retningslinjer på det europæiske og det internationale MR selskabs hjemmesider

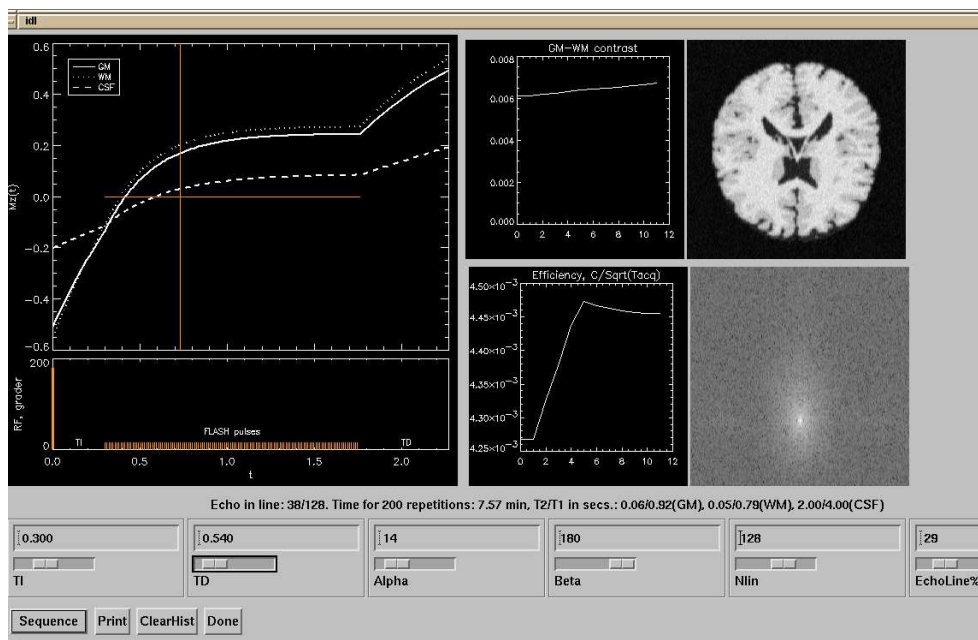
www.sst.dk, www.esmrm.org og www.ismrm.org

Almindeligvis udskilles kontraststofferne fra kroppen via nyrerne kort efter skanning, men for nyrepatienter kan de blive fanget i kroppen. Det skal understreges at problemet kun menes at opstå i meget specielle tilfælde (udelukkende ved kombination af høj dosis, svært nedsat nyrefunktion og brug af bestemte præparater). På Hvidovre Hospitals MR-afdeling menes der trods daglig brug af kontraststoffer i 20 år ikke at være tilfælde blandt de mange tusinder af patienter, der har fået kontraststof. Det samme gælder de fleste andre afdelinger med MR-skannere.

Bilag

Bilag A: Undervisningsprogrammet mprage

Dette bilag udgør hjælpeteksten for programmet "mprage". Det beskriver desuden opbygningen og nogle vigtige egenskaber ved denne ofte anvendte 3D-sekvens. Programmet er desværre ikke i en form hvor det kan spredes bredt, men kan startes i Hvidovre fra linux-kommandolinien ved at taste mprage. Kan også udleveres på opfordring.



Introduktion

Dette er hjælpeteksten til et simulationsprogram for sekvenserne MPRAGE og FLASH. Programmet er lavet i forbindelse med et forskningsprojekt (inhomogenitetskorrektion), og er siden tilrettet for sekvensoptimerings- og undervisningsbrug.

MPRAGE sekvensen

MPRAGE sekvensen vist i figur 17 er en hyppigt anvendt T1-vægtet 3D sekvens, som inkluderer to repetitioner (loops): Et indre loop med gentagelse af en eksitations-puls med lille flipvinkel, og et ydre loop, der påbegyndes med en 180-graders inversionspuls.

Sekvensen er en 3D-FLASH med fasekodning i to retninger, dvs. at magnetiseringen vippes væk fra magnetfeltets retning ved brug af mange RF-pulse med små flipvinkler i hurtig rækkefølge (typisk over hundrede med cirka 10 ms interval). I modsætning til eksempelvis spin-ekko-sekvensen, hvor magnetiseringen opbruges helt ved hver eksitation, er en typisk FLASH flipvinkel lille, f.eks. 10 grader.

Hver især påvirker disse pulse kun magnetiseringen lidt, men efter mange pulse nærmer den longitudinale magnetisering sig et niveau, der afhænger af T_1 og RF-pulsenes styrke og hyppighed.

En FLASH sekvens giver almindeligvis T_1 -vægtede billeder idet saturationsgraden er T_1 -afhængig. Sagt på en anden måde: De mange RF-pulse driver efterhånden magnetiseringen til et nyt ligevægtsniveau ("driven equilibrium"), der afspejler hvor hurtigt magnetiseringen genopbygges.

Med henblik på at give ekstra T_1 -vægtning er der i MPRAGE sekvensen tillige indsat en inversionspuls før hvert FLASH-modul.

Efter hver eksitation påvirkes den friske transversale magnetisering af gradienter, der inducerer en faserulning svarende til et nyt sted i k -rummet. En "readout" gradient sørger for bevægelse igennem k -rummet langs en ret linie, mens signal opsamles i få millisekunder. Når det indre og ydre loop er gennemløbet, er hele 3D k -rummet dækket, og et billed af hele voluminet kan rekonstrueres. Hver linie i k -rummet vægtes forskelligt, da de foregående FLASH-pulse har indflydelse på magnetiseringen.

T_2 spiller ingen stor rolle for FLASH og MPRAGE kontrast, da ekkotiden typisk er få millisekunder, og dermed er væsentlig kortere end T_2 .

Brug af programmet

I programmet kan parametrene for MPRAGE varieres, og den tilsvarende sekvens og udvikling af den longitudinale magnetisering, M_z , kan følges (venstre grafer). De optrædende parametre er

TI Inversionstiden. Tiden fra Inversionspulsen til første FLASH-puls.

Beta Inversionspulsens flipvinkel (180 for MPRAGE, 0 for FLASH, 90 for saturation-recovery-FLASH).

Alpha FLASH-flipvinklen.

TD Pause fra sidste FLASH-puls til næste inversionspuls.

Nlin Antallet af linier der optages i k -rummets ene fasekodningsretning. De andre retninger (fasekodning og readout) er kedelige, idet de ikke influerer kontrast eller voxel-form. Den kedelige fasekodnings-retning er her valgt vinkelret på billedplanet.

EchoLin% En procent-sats, der angiver hvornår i FLASH-perioden at midten af k -rummet passeres. Der fastlægges kontrasten primært. 50% angiver eksempelvis at centeret af k -rummet måles ved midterste FLASH-puls. Ofte måles ucentreret i k -rummet for at øge effekt af inversionspulsen.

Navngivning af parametre er som på Siemens ældre skannere. På de nye er parametrene defineret og navngivet anderledes. Spørg.

På grafen til venstre vises én gennemgang af det ydre loop. Magnetiseringens udvikling vises øverst, og RF-pulsenes placering vises nederst. De røde linier i øverste graf viser FLASH-modulets placering (vandret), og hvornår midten af k -rummet placeres.

Det ydre loop gennemløbes typisk mange gange (f.eks. 200), og efter få gennemløb opnås samme kurve fra gang til gang (den viste). Magnetiseringen i højre og venstre side af grafen hænger derfor sammen, forstået på den måde at eksempelvis kun fortegn afviger mellem kurvens yderpunkter for beta lig 180 grader (en inversionspuls vender magnetiseringen, så M_z ændrer fortegn).

Tillige med kontrastudviklingen vises k -rums billeder (rådata) og rekonstruerede billeder. Førstnævnte fremkommer ved at addere k -rums-billeder svarende til de enkelte vævstyper, men vægtet linievis med vævstypens M_z under FLASH. De rekonstruerede billeder fremkommer ved at Fourier-transformere k -rumsbilledet.

Når parametre ændres, vises udviklingen i kontrast og effektivitet. Sidstnævnte er et kontrastmål korrigeret for sekvensvarighed (det er ingen sag at få bedre kontrast, hvis varigheden af målingen øges).

Kontrasten beregnes som signalforskellen mellem grå og hvid substans (GM,WM) på det tidspunkt hvor midten af k -rummet passeres. Dette kontrastmål er fornuftigt, hvis voxelformen ikke er bizar for nogen vævstype, dvs. hvis k -rums-vægtningen er fornuftig.

Effektiviteten er defineret som kontrasten per $\sqrt{\text{tidsenhed}}$ (således at effektiviteten er uafhængig af antal gentagelsesmålinger).

Vigtige pointer

Programmet illustrerer en række væsentlige forhold:

- Der er mange parametre at skrue på for en sekvens som MPRAGE. Kontrast og billedkvalitet afhænger stærkt af disse.
- Der kan ikke opstilles simple regler for hvordan kontrasten ændrer sig, når en given parameter ændres – det afhænger af de øvrige parametre. Simulationsværktøjer som dette er derfor påkrævede. Programmet indeholder også optimeringsværktøjer. Spørg, hvis det har interesse.
- Kontrast og rumlig opløsning (matrix) er ikke uafhængige.
- I pauserne nærmer M_z sig ligevægtsmagnetiseringen (proportional med proton-densiteten) på en tidsskala T_1 .
- I FLASH-perioden hvor der pulses tæt, nærmer magnetiseringen sig et andet niveau bestemt af T_1 , puls-hyppighed og -styrke. Jo større flipvinklen α er, desto hurtige rammes “driven equilibrium” og desto mindre indflydelse får inversionspulsen.
- Signalet fra en vævstype kan “nulles” i midten af k -rummet ved passende parametervalg. Derved undertrykkes signalet fra den pågældende vævstype. Imidlertid bidrager vævet stadig med signal andre steder i k -rummet, hvilket kan give lyse kanter.
- Voxel-formen og den rumlige opløsning afhænger af vævstypen idet k -rums-vægningen (dvs. signalvariationen hen igennem k -rummet) er forskellig for de forskellige vævstyper. Dette er tydeligst når en nul-gennemgang forekommer tæt ved k -rummets midte (giver grimme billeder).
- Selv om GM/WM-kontrasten (defineret som beskrevet ovenfor) kan være god for et givent sæt parametre, kan billedet være usselt. Dette forekommer hvis k -rums-vægningen giver en uheldig voxelform for en eller flere vævstyper (se ovenfor). Dermed er det vanskeligt på fornuftig vis at optimere sekvensen automatisk (trade-off mellem voxelform og kontrast).
- Hvor stor betydning inversionspulsen har for kontrasten, afhænger af hvor lang tid, og hvor mange FLASH-pulse, der er mellem inversion og passage af k -rummets midte.

Forbehold

Simuleringen er ikke mere præcis end de indgående parametre, herunder

- de antagne relaksationstider (fremgår af vindue – disse afhænger af feltstyrke),
- de antagne proton-densiteter,
- sekvensparametre inklusiv FLASH-TR, der pt. ikke kan varieres uden at ændre programmet (lidt).
- det antagede støjniveau.
- valget af fasekodningsretninger.
- den manglende indflydelse af RF-inhomogenitet der ikke simuleres. Programmet har “skjult” grafik, der fortæller noget om denne (tryk Print). Spørg, hvis det har interesse.

Bilag B: Ordliste

Denne ordliste kan anvendes til repetition og til at lære lidt mere om udvalgte emner.

BOLD-effekten Denne effekt danner basis for det meste fMRI. Hastigheden, hvormed MR-signalet dør ud, er svagt afhængig af koncentrationen af iltet blod, idet iltningen ændrer blodets magnetiske egenskaber. Deoxymæmoglobin er et paramagnetisk kontraststof i modsætning til iltet hæmoglobin, der er diamagnetisk ligesom vævet. Signalintensiteten øges normalt ved neuronal aktivering, idet blodtilførslen (perfusionen) vokser mere end iltforbruget. Dette er den såkaldte BOLD-effekt (blood oxygenation level dependent effect), der giver signalændringer på et par procent i gradient-ekko sekvenser. Størst følsomhed haves for $TE \simeq T_2^*$ (overvej selv hvorfor).

Diamagnetisme Magnetfelter deformerer elektronernes baner, således at de svækker magnetfeltet en anelse. Dette fænomen kaldes diamagnetisme, og graden af diamagnetisme (den såkaldte magnetiske susceptibilitet) udtrykker, hvor meget feltet svækkes. Alle stoffer har en snert af diamagnetisme. Der er dog stoffer, hvor den diamagnetiske egenskab overskygges totalt af langt kraftigere påvirkninger af feltet (paramagnetiske og ferromagnetiske stoffer).

Diffusion Diffusion måles ved at anvende en kraftig gradient, således at der dannes en heftig faserulning over objektet. Når gradienten efterfølgende vendes (eller ækvivalent, hvis der anvendes en refokuseringspuls), vil spinnene blive drejet tilbage i fase, så et ekko dannes, *forudsat at spinnene ikke har bevæget sig imens*. Hvis spinnene har diffunderet, dvs. bevæget sig tilfældigt rundt blandt hinanden, vil signalet kun blive delvist gendannet. Signalintensiteten afspejler således protonernes bevægelighed (diffusionskoefficient).

Eddy current Hvirvelstrøm. Se induktion.

Elektroner Negativt ladede partikler, der omkredser de positive atomkerner. Elektronskyen er ansvarlig for de kemiske egenskaber af atomer og molekyler. Skyens udseende afspejles svagt i MR-signalet, idet elektronskyen delvis skærmer for magnetfeltet. Dette udnyttes i spektroskopi. Elektroner har også spin, og ESR er betegnelsen for Elektron Spin Resonans. Desværre er relaxationsstiderne for elektroner således, at ESR ikke kan bruges til billeddannelse.

Eksitation Magnetiseringen kan ikke måles, før den vippes, så den får en komponent på tværs af magnetfeltet (en transversal komponent). Vippet foretages ved at sende resonante radiobølger – en proces, der kaldes eksitation.

Eksponentialfunktion Når “noget” aftager eksponentielt (den transversale magnetisering, f.eks.), betyder det, at den samme brøkdel mistes hver gang, vi venter et givent tidsrum: At T_2 er 100 ms betyder således, at cirka 60% af signalet mistes på 100 ms. Samme brøkdel af resten mistes igen, hvis vi venter yderligere 100 ms. Også T_1 -relaksation involverer eksponentialfunktioner, da den longitudinale magnetisering nærmer sig eksponentielt til ligevægtsværdien efter eksitation.

Fase Ordet “fase” anvendes for retningen af magnetiseringen på tværs af B_0 -feltet (altså retningen i det transversale plan). Denne påvirkes af magnetfeltet (jvf. præcession). Umiddelbart efter eksitation peger de enkelte bidrag til nettomagnetiseringen langs samme retning vinkelret på feltet – spinnene siges at være i fase (eller at have samme fase). Derefter sker gradvis defasning med signaltab til følge (engelsk: dephasing). Det betyder, at den fælles fase mistes, hvorved nettomagnetiseringen aftager. Defasningen er altså udtryk for tab af “ordning” af kernerne. Dette tab kan skyldes tilfældige vekselvirkninger mellem kerner (hvorved tabet bliver irreversibelt), eller det kan skyldes feltgradienter (og er da typisk reversibelt, idet signalet kan genvindes efter anvendelse af en refokuseringspuls).

Fasebillede De almindelige billeder viser størrelsen (amplituden) af magnetiseringen i det transversale plan målt til ekkotiden, men siger ikke noget om retningen (fasen). Denne er imidlertid nødvendig at kende ved måling af eksempelvis flow, idet hastigheden afspejles i fasen. For de fleste sekvenser Man kan derfor vælge at få fasebilleder i tilgift til de almindelige amplitudebilleder. De er ofte zebra-stribede, hvilket viser et faserul: Fasevinklen går fra 0 til 360 grader, springer til 0 og vokser støt igen – svarende til at spinnene drejes en eller flere omgange.

Fasekodning Både skiveselektion og frekvenskodning (se disse) er relativt enkle at forstå uden faseruls-betragtninger, men de er utilstrækkelige for at opnå rumlig opløsning i den tredje dimension. Fasekodning er ofte løsningen: Sekvensen gentages et antal gange med forskellige styrker af en gradient indsat umiddelbart efter eksitation. Retningen af denne kaldes fasekodningsretningen. Fasekodning forklares nemmest ved k -rumsbetragtninger: Fasekodningsgradienten danner forskellige faserul langs dens retning, og derved afspejler signalstyrken umiddelbart efter hver gradientanvendelse i hvilken grad strukturen af patienten “matcher” faserullet. Dette signal frekvenskodes efterfølgende. Dermed bliver forståelsen af selv simpel billeddannelse forholdsvis tung, når fase- og frekvenskodning kombineres, men beskrives separat. Imidlertid optræder de på helt lige fod (og næsten ens) i en k -rums-beskrivelse af billeddannelse, og denne har vist sig langt mere frugtbar og generel end fasekodning og frekvenskodning hver for sig. Der er dog stadig rigtig gode grunde til at kende til frekvenskodning og fasekodning som beskrevet i hovedteksten.

Ferromagnetisme Diamagnetisme giver en minimal svækkelse af feltet, og paramagnetisme typisk en kraftigere øgning af feltet. Begge ændringer er i størrelsesorden promille eller mindre. Der er dog nogle få stoffer, som har langt kraftigere magnetiske egenskaber, jern/nikkel/kobolt, som er ferromagnetiske. Disse materialer, må ikke komme i skannerrummet uden særlige forholdsregler. Bemærk iøvrigt at kun metalisk jern er ferromagnetisk – jerns ioner er paramagnetiske.

Flow Fart og retning af ensartet bevægelse kan måles med samme teknik som diffusion. Denne er beskrevet ovenfor. Dog er de anvendte gradienter typisk svagere, og målingerne fortolkes anderledes, idet det er nettodrejningen fremfor signaltabet, der udtrykker hastigheden. Efter anvendelse af begge gradienter, har spinnene fået en total fasedrejning, der er proportional med hastigheden langs gradienten. Teknikken kaldes derfor fasekontrast MRI, og hastigheden bestemmes ved at sammenligne fasebilleder.

fMRI Funktionel MRI. Kortlægning af, hvilke områder af hjernen, der benyttes i given situation. Baseres som regel på BOLD-effekten.

Frekvenskodning Hvis signal udlæses mens en gradientspole er aktiv, vil frekvensindholdet direkte afspejle hvordan atomkernerne er fordelt langs gradient-retningen. Et 1D-billede kan således dannes ved frekvensanalyse af det optagne signal (en projektion). Typisk vil en sådan gradient være aktiv under udlæsning af signal, og dens retning kaldes derfor frekvenskodningsretningen. Selvom frekvenskodning er nemt at forstå, har det vist sig nyttigt istedet at tænke på hvordan det faserul som gradienten danner, afspejler struktur i objektet. Frekvenskodning er således et special-tilfælde af almindelig k -rums billeddannelse. Se også fasekodning ovenfor.

Gadolinium Gadolinium (Gd) er et mindre kendt grundstof, et tungmetal. Det er kendetegnet ved at have uparrede elektroner i indre skaller, og atomet har derfor magnetiske egenskaber, som er langt stærkere end protonernes. Feltet nær et gadolinium-atom er stærkt inhomogent, og protoner der passerer nær gadolinium får en kraftig magnetisk påvirkning, som giver anledning til forøget relaxsation. Frit gadolinium er giftigt, og det placeres derfor i en større organisk struktur – DTPA bruges oftest. I modsætning til eksempelvis røntgenkontraststoffer er det altså ikke selve stoffet, der ses med MR, men de protoner, der kommer nær Gadolinium. Dermed er der fjerneffekter af Gadolinium (f.eks. over blod/hjerne-barrieren, der passerer af vand, men ikke af Gd-DTPA).

Gradienter Gradienter er variationer i magnetfeltet. Skanneren er udstyret med gradientspoler, der giver lineære feltvariationer, hvis retning og styrke kan ændres efter ønske. Dette er essentielt for eksempelvis skive-selektion og billeddannelse. Feltændringerne giver kraftige mekaniske påvirkninger af skanneren, vibrationer, og dermed larm.

Ikke-lineære gradienter forekommer også pga. mangelfuldt shim. På mikroskopisk målestok er feltet inhomogent, f.eks. nær paramagnetiske partikler (som gadolinium og deoxyhæmoglobin). Derfor er T_2^* altid kortere end T_2 .

Gradient-ekko Gradienter giver en faserulning (dvs. en stedafhængig drejning af spinnene). Hvis gradienten efterfølgende vendes, vil faserulningen aftage igen, indtil spinnene er tilbage i fase. Derved gendannes magnetiseringen (eller rettere, den har blot været skjult). Signal fremkommet på denne vis kaldes et gradient-ekko, og det anvendes ved billeddannelse og ved flow- og diffusionsmåling. Det relaterede spin-ekko fjerner effekten af inhomogeniteter, der skyldes variation i de magnetiske egenskaber af vævet, men det gælder altså ikke gradient-ekkoet, idet vi kun aktivt kan vende gradientens retning for de gradienter, vi har styr på, dvs. dem, der dannes med elektromagneter.

Inversion Ofte inverteres ligevægtsmagnetiseringen i en periode (vha. en 180 graders puls), inden den vippe ud i det transversale plan for at blive målt. Inversionstiden, TI, angiver perioden med T_1 -vægtning, dvs. fra inversion til eksitationspulsen. Dette foretages typisk for at få T_1 -vægtning (inversion recovery) eller for at slippe af med fedt eller CSF-signal (STIR, FLAIR).

Induktion Hvis magnetfeltet gennem en strømsløjfe ændres, vil der blive induceret en strøm i sløjfen ("eddy current", hvirvelstrøm). Dette kan f.eks. ske for elektroder, der danner en løkke i skanneren, hvilket kan give forbrændinger. Radiobølgerne er almindeligvis den største kilde til denne opvarmning. Hvirvelstrømme optræder også i skannerens metal. Derved skabte magnetfelter kan give distortion af MR-signalerne.

Kvantemekanik Et spændende emne, som du er bedst tjent med ikke at spørge mig om, medmindre du har god tid. Unødvendig for at forstå de fleste aspekter af MR, herunder nærmest alt, som skannere anvendes til.

Kontraststoffer Stoffer, der påvirker kontrasten i billeder. I modsætning til eksempelvis røntgen-kontraststoffer, ses MR-kontraststoffer oftest ikke direkte – kun deres effekt på protonerne observeres (øget relaxsation. Se gadolinium ovenfor). Dog anvendes eksempelvis magnetisk mærket blod også som kontraststof (spin labelling). Kontraststoffer anvendes f.eks. til at detektere defekter i blod-hjerne-barrieren: Gd-DTPA bliver normalt i blodbanen, men fanges i vævet ved nedbrudt BBB.

Metabolitter Stoffer, der indgår i stofskiftet. De lettest detekterbare metabolitter *in vivo* er NAA, cholin, kreatin, lipider. Andre er laktat, inositoler, GABA, NAAg, taurin, ethanol, glutamin, glutamat og alanin. Nogle af disse er overordentlig svære at måle pålideligt. Der er mange flere stoffer i kroppen, men vi ser kun små, mobile molekyler i høje koncentrationer.

Magnetisk dipol Kernernes spin giver anledning til, at de virker som små kompasnåle. Mere præcist udgør de magnetiske dipoler, dvs. de har en sydpol og en nordpol. Magnetiske dipoler der tillige roterer (har impulsmoment) præcesserer i magnetfelter, dvs. at nord-/sydaksen drejer sig omkring feltets retning.

MR Magnetisk Resonans.

MRI "Magnetic Resonance Imaging". MR-billeddannelse.

NMR "Nuclear magnetic resonance". Kernemagnetisk resonans. Det samme som MR. Referencen til kerner siges at være fjernet på dansk og engelsk for at undgå uheldige associationer til radioaktivitet,

kernekræft og kernevåben. Kemikerne har bibeholdt N'et – de laver NMR i stor stil for eksempelvis at identificere stoffer og fastlægge proteinstruktur (spektroskopi).

Paramagnetisme Alle stoffer har diamagnetiske egenskaber, men nogle er tillige paramagnetiske, hvilket får dem til at ændre det lokale felt væsentligt mere end det diamagnetiske bidrag. Gadolinium og deoxygeneret blod udgør eksempler. I rene paramagnetiske stoffer forstærkes feltet typisk i størrelseordenen promiller. Se også diamagnetisme ovenfor.

Perfusion I modsætning til flow, hvor en større mængde blod løber samme vej, er blodgennemstrømningen i de mindste kar (kapillærene) meget uensartet indenfor en voxel (der er millioner af kapillærer i en voxel med væv). Blodgennemstrømningen i disse (som samtidig er blodtilførslen til vævet) kaldes perfusionen. Den måles typisk ved at følge passagen af et kontraststof gennem blodbanen (billedserie). Den efterfølgende analyse er krævende, især hvis målingen skal være kvantitativ.

Proton Kernepartikel. Alle atomkerner er opbygget af protoner og neutroner. Brintkernen er den mindste og består af blot én proton.

Præcession Kernernes rotation om egen akse giver anledning til de magnetiske egenskaber (dvs. at kernerne virker som kompasnåle, figur 3). Denne rotation (kaldet spin) må ikke forveksles med "præcessionen", som er den roterende bevægelse, som magnetiseringen (magnetnålen) foretager i et magnetfelt, figur 4.

Refokuseringspuls En puls af radiobølger anvendt med henblik på dannelse af et spin-ekko, kaldes ofte en refokuseringspuls. Er typisk 180 grader.

Relaksationstider T_1 og T_2 er tidskonstanter, der angiver, hvor hurtigt magnetiseringen nærmer sig ligevægt. Magnetiseringen er longitudinal i ligevægt, dvs. rettet langs magnetfeltet ($M_{xy} = 0$, $M_z = M_0$). Væk fra ligevægt, aftager den transversale magnetisering M_{xy} på en tidsskala T_2 , mens den longitudinale magnetisering M_z nærmer sig M_0 på en tidsskala T_1 .

Radiobølger, RF Radiobølger i det relevante frekvensområde kaldes ofte blot RF (radio frequency). De anvendte frekvenser overlapper med dem, der anvendes til radiokommunikation. MR skal derfor foregå i et radiodødt rum, også kaldet RF-kabine eller Faraday-bur. Afskærmningen kan have forskellig udformning. For dyreeksperimentelle skannere udgør "propperne" i enderne af skanneren eksempelvis endevægge i det radiodøde område.

Resonans Kun hvis magnetiseringen påvirkes af radiobølger med rette frekvens, vil den drejes nævneværdigt. Dette er et resonansfænomen som det, der kendes fra eksempelvis penduler (fingrene, der holder snoren, skal bevæges med den rette frekvens for at få pendulet i sving).

Saturation Oftest er formålet med en eksitation at skabe signal, men ikke altid. Saturationspulse anvendes for at skille sig af med signal i en given position, fra en given vævstype eller fra en given metabolit. Eksempler er saturationsskiver og lipidsupprimering.

Skiveselektion Når der eksiteres mens en gradient er aktiv, vil protoner nogle steder i kroppen præcessere med samme frekvens som radiobølgerne, mens resonansbetingelsen ikke er opfyldt andre steder. Specifikt vil der være en skive på tværs af gradienten, hvor alle kerner præcesserer med samme frekvens som radiobølgerne, og kun i denne vil magnetiseringen derfor blive drejet. Når radiobølger og gradient efterfølgende slukkes, vil man imidlertid ikke umiddelbart få noget signal idet den sidste del af gradienten har skabt et uønsket faserul på tværs af skiven. Skiveselektion vil således typisk blive efterfulgt af en gradient rettet modsat skiveselektionsgradienten (figur 16). Denne bringer alle kerner indenfor skiven i fase.

Spektroskopi Fællesbetegnelse for en lang række teknikker, der baserer sig på måling af frekvensindhold (farvesyn, toneskelnen, NIRS. . .). Praktisk taget alle MR-teknikker er spektroskopiske (eksempelvis billedannelse), men betegnelsen MR-spektroskopi anvendes oftest kun om skelnen af metabolitter.

- Spin** Spin er en kvantemekanisk egenskab, der besiddes af protoner og neutroner. Den svarer omtrent til, at partiklerne roterer om egen akse. Kernernes magnetiske egenskab (dipolegenskaben) skyldes spin, og dipolen er langs retningen af spinnet. I kerner danner protoner "par", som udadtil ikke har spin. Det samme gælder neutroner. Derfor er det kun nogle kerner, der er egnede til MR (kræver ulige antal protoner og/eller neutroner).
- Spin-ekko** Hvis magnetfeltet er inhomogent, kommer spinnene hurtigt ud af fase, idet nogle spin præcesserer hurtigere end andre. Derved mistes signal. Ved kortvarig anvendelse af radiobølger kan udviklingen vendes, således at det tabte signal gendannes: En 180 graders puls vender fasen af spinnene, således at de spin, der har fået størst drejning, sættes længst tilbage i udvikling. Ventes yderligere en periode, har disse spin indhentet de andre, og signalet gendannes i form af et spin-ekko.
- Spole** Dette ord anvendes for en del begreber i MR. En spole betegner typisk den antenne, der anvendes til at sende og modtage radiobølger. Spolen tilpasses oftest den legemdel, der skannes, således at spolen er nær det sted, der undersøges. F.eks. omslutter hovedspolen hele hovedet og ikke meget andet. Valget af spole involverer en afvejning af følsomhed, inhomogenitet og størrelse.
- Tesla** Måleenhed for magnetfelt. Jordens magnetfelt er i middel cirka 0.04 mT, mens de magnetfelter, der anvendes ved MR-skanning, typisk er 1-3 tesla. Bemærk brug af store og små bogstaver: Ifølge Dansk Sprognævn bør man skrive "3 tesla", men det forkortes "3T".
- Voxel** Volumenelement. Refererer typisk til det volumen, som et givent punkt i et billede svarer til. Ordet pixel (picture element) er måske bedre kendt, men det afspejler ikke dybde-aspektet af enhver MR-måling (2D fremfor 3D). Voxelstørrelsen er det samme som den rumlige opløsning. Voxeldimensionerne er kantlængderne på en voxel.