

Introduktion til teknikken bag MR-skanning

Lars G. Hanson, larsh@drcmr.dk
MR-afdelingen, Hvidovre Hospital (MR-HH).

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

23. april 2004

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. Dele er møntet på begyndere med et minimum af teknisk baggrund, mens andre dele sigter lidt højere. Dette afspejler, at noterne er skrevet i forbindelse med undervisning af personer med blandet baggrund.

Indhold

1	Hvorfor lære MR-teknik?	2
2	Hvorfor denne tekst?	2
3	Anbefalede tekster	2
4	Magnetisering og radiobølger	2
5	Den roterende referenceramme	6
6	Hvad sker der med de enkelte spin?	7
7	Relaksation	8
7.1	Vægtninger	8
7.2	Årsager til relaksation	9
8	Kvantemekanik og MR-fænomenet	10
8.1	Dementierne	11
9	Billeddannelse	13
9.1	Baggrund	13
9.2	Principper	13
9.3	Skiveselektion	13
9.4	Rumlig lokalisering indenfor en skive	13
9.5	Udvidelse til flere dimensioner – k -rummet	16
9.6	Bevægelse i k -rummet	17
9.7	Lighed og billedrekonstruktion	19
9.8	Skiveselektive (2D-) vs. 3D-sekvenser	19
10	Højfeltsskanning	21
11	MR-sikkerhed	21
12	Ordliste	22
A	Undervisningsprogrammet bloch	27
B	Undervisningsprogrammet mprage	28

1 Hvorfor lære MR-teknik?

Når man nu kan få billeder ud af apparatet uden at forstå MR, hvorfor er det så besværet værd at lære teknikken bag? Teknisk baggrund er nødvendig for

- at kunne informere patienter om undersøgelsen og svare på deres spørgsmål.
- at forstå farer og kontraindikationer forbundet med MR (projektiler, fejlfortolkninger, strømsløjfer).
- at opsøge de rette parametre/sekvenser og at fortolke billeder og artefakter.

2 Hvorfor denne tekst?

Der er mange udmærkede introduktioner til MR, men

- der er meget lidt på dansk, og det er derfor svært at lære jargonen.
- der er desværre også dårlige introduktioner til MR-fysik, som der her advares imod.
- Teksten er tilpasset til min undervisning, som regelmæssigt holdes på MR-HH, på PhD-kurser, på DTU og i andre fora. Ved disse lejligheder anvendes hyppigt også hjemmelavede programmer, der illustrerer væsentlige aspekter af basal MR-fysik, inklusiv gængse sekvenser, kontrast, og billeddannelse. Såfremt du har chancen, anbefales det varmt, at du selv eksperimenterer med programmerne ved at taste `bloch` hhv. `mprage` på linux-systemet, MR-HH. Instrukser i form af hjælpetekster følger. Disse findes i kopi som bilag i dette skrift.

Rettelser, kommentarer og spørgsmål til tekst og programmer værdsættes.

3 Anbefalede tekster

De fleste bøger, jeg har læst om MR, er af teknisk karakter, så jeg kender ikke mange gode introduktioner.

Birn En kortfattet teknisk beskrivelse af Birn, Donahue og Bandettini er på intern hjemmeside: <http://linux0/Kursusmateriale/BirnDonahueBandettini/>. Nærværende noter giver et godt udgangspunkt for at forstå disse.

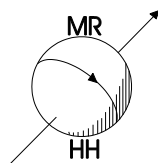
Hornak Webintro: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. Flere links kan findes på <http://www.ismrm.org/>.

Haacke Magnetic Resonance Imaging – Physical Principles and Sequence Design. Wiley. Glimrende bog med masser af fysik, teknik og sekvenser. Ikke en letlæst intro.

Edelman To store bind med en god blanding af teknik og anvendelser. Ikke en intro, men god derefter (iflg. folk, der har læst den – jeg har ikke).

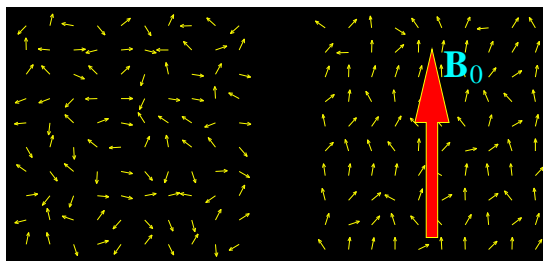
4 Magnetisering og radiobølger

- 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 om egen akse). Når jeg taler om “retningen af kernespinnene”, mener jeg retningen af de enkelte kompasnåle.



Figur 1: MR-afdelingens logo illustrerer, hvorfor brintkerner virker som magneter: Protoner roterer om egen akse. De er elektrisk ladede, og en strøm løber derfor omkring omdrejningsaksen. Dermed ved vi fra folkeskolens forsøg med elektromagnetisme, at der dannes et magnetfelt langs akse.

- Kompasnålene (spinnene) ensrettes i feltet, men pga. bevægelser/kernesammenstød i suppen, sker ensretningen kun delvis – 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 kommet i skanneren.



Figur 2: Når patienten ankommer til afdelingen, er situationen, som vist til venstre: Spinnene er orienteret vilkårligt. Magnetfeltet giver en vis grad af ensretning (orden), som vist til højre..

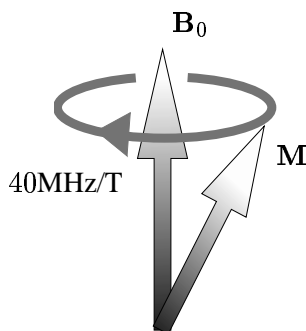
De mange kompasnåle danner tilsammen en slags samlet kompasnål, nettomagnetiseringen, som svarer til blot ca. 7 per million kernespin rettet langs feltet (ved 1 Tesla). Det vil sige, at magnetiseringen af en million delvist ensrettede kerner i skanneren svarer til magnetiseringen af blot syv helt ensrettede 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, stor magnetisering, bedre signal-støj-forhold.

- Hvis magnetiseringen er blevet bragt væk fra ligevægt, så den ikke peger langs med magnetfeltet, vil den "præcessere" omkring feltet med en frekvens på 60 millioner omdrejninger i sekundet ved 1.5 Tesla (60 MHz, megahertz). Efterhånden vil den vende tilbage til ligevægt (relaksation), men det tager relativt lang tid på denne tidsskala. Imens udsendes radiobølger med denne frekvens fra kroppen. Dem måler og analyserer vi. Bemærk: Kernernes position i kroppen ændrer sig ikke – blot deres omdrejningsakse.
- Men hvordan fik vi lige ændret magnetiseringens retning væk fra udgangspunktet? Det sker ved anvendelse af radiobølger med ovennævnte frekvens.

Radiobølger er magnetfelter, der ændrer retning i tid. Radiobølger med frekvensen 60 MHz skifter f.eks. retning 60 mill. gange i sekundet. Ligesom det kraftige stationære felt "skubber" til magnetiseringen så den præcesserer, således vil også radiobølgerne skubbe, men da radiobølgefeltet er mange tusinde gange svagere end magnetfeltet 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



Figur 3: En bevægelse som den viste kaldes “præcession”. I nærvær af magnetfelt vil en magnetisk dipol præcessere omkring magnetfeltet med en frekvens, der er proportional med feltstyrken. Dette gælder de enkelte spin såvel som nettomagnetiseringen, da denne jo blot er summen af de enkelte protoners bidrag.

velkendt eksempel: Skub af barn i gynges. 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 med passende frekvens kan vi langsomt dreje magnetiseringen væk fra ligevægt som vist i figur 4. “Langsomt” betyder her cirka et millisekund for en 90-graders drejning, hvilket er lang tid, når magnetiseringen præcesserer 60 millioner omgange i sekundet (magnetiseringen roterer 60000 gange i den tid, det tager at lave en 90 graders puls).

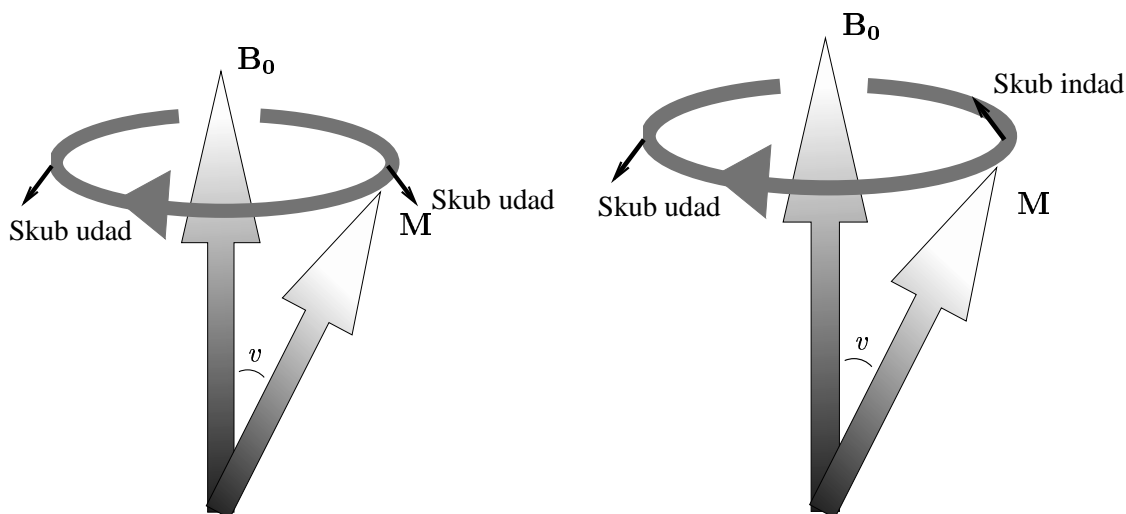
Resonansfrekvensen kaldes Larmor-frekvensen i MR. Larmor-ligningen, der udtrykker sammenhængen mellem resonansfrekvensen og magnetfeltet, siges at være den vigtigste ligning for MR:

$$f = \gamma B_0$$

Ligningen fortæller os, at frekvensen f er proportional med magnetfeltet, B_0 . Proportionalitetsfaktoren er 42 MHz/T for protoner. Dermed er protonernes resonansfrekvens i 1.5 tesla Vision skanneren eksempelvis 63 MHz.

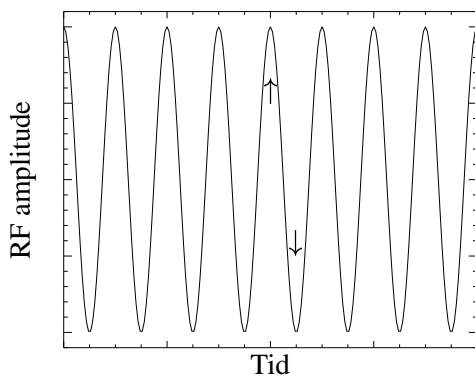
Larmor-ligningen er blandt andet vigtig for MR, fordi den udtrykker muligheden for at anvende teknikker, der baserer sig på frekvensforskelle forekommende ved inhomogene felter. Eksempler på sådanne teknikker er billeddannelse, bevægelseskodning og spektroskopi.

- Frekvensen af radiobølgerne er i FM-båndet (DR1 ligger fra 54-68 MHz), så står døren til Vision-skannerrummet åben, er det DR1, 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.

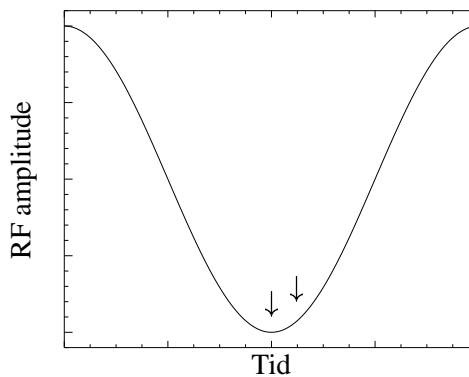


(a) I dette tilfælde er resonansbetingelsen opfyldt: Retningen af skubbene ændrer sig i takt med præcessionen, således at vinklen v bliver stadigt større. Selv små skub vil efter mange omgange resultere i, at vinklen er blevet markant ændret, så vha. *resonante* radiobølger kan vi dreje magnetiseringen, hvorhen vi vil.

(b) Skubbene fra radiobølger, der (som her) ikke følger præcessionen, ændrer ikke magnetiseringen nævneværdigt – selv efter lang tid. På tegningen har radiobølgefeltet ikke ændret sig væsentligt mellem de to tidspunkter, men det har skubbets retning, idet det desuden afhænger af magnetiseringens retning.



(c) Radiobølger svarende til (a) ovenfor. Tidspunkt for passage gennem yderpunkter er markeret med pile.



(d) Radiobølger svarende til (b) ovenfor. Tidspunkt for passage gennem yderpunkter er markeret med pile.

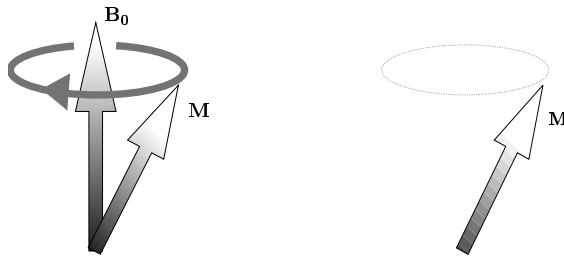
Figur 4: Et resonansfænomen: Skub af magnetisering vha. radiobølger. Radiobølgerne skubber svagt til magnetiseringen på tværs af præcessionsretningen og af magnetiseringen. Dermed ændres vinklen v . Retningen af skubbene er markeret med pile til to tidspunkter, hvor magnetiseringen passerer igennem venstre hhv. højre yderpunkt. Skubbene foregår dog hele vejen rundt. Med den rette frekvens kan selv svage radiobølger rotere magnetiseringen. Passer frekvensen ikke, kommer magnetiseringen ingen vegne – den “vibrerer” blot en anelse.

5 Den roterende referenceramme

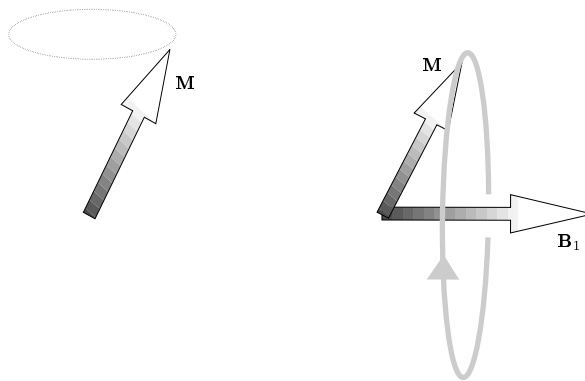
Man mister overblikket, hvis man fortsætter med at beskrive forløbet som ovenfor med en magnetisering, der præcesserer og radiobølger, der skubber på denne i takt med præcessionen. Det er simpelthen upraktisk at holde rede på både Larmor-præcessionen og det varierende radiobølgefelt samtidig, og dét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

En analog: 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. 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 5 og 6.



Figur 5: I "laboratorie"-systemet sker der hurtig præcession (venstre). I den roterende referenceramme (højre), rører magnetiseringen sig kun langsomt pga. mindre frekvensforskelle og relaksation – indtil vi sender radiobølger. Begge synspunkter er ligeværdige, men når MR-eksperimenter beskrives, er det næsten altid i den roterende referenceramme, da magnetiseringens bevægelse bliver enklere. Desuden præsenteres målinger altid i det roterende system, idet skanneren fjerner den hurtige variation fra signalerne, inden de leveres til brugeren.



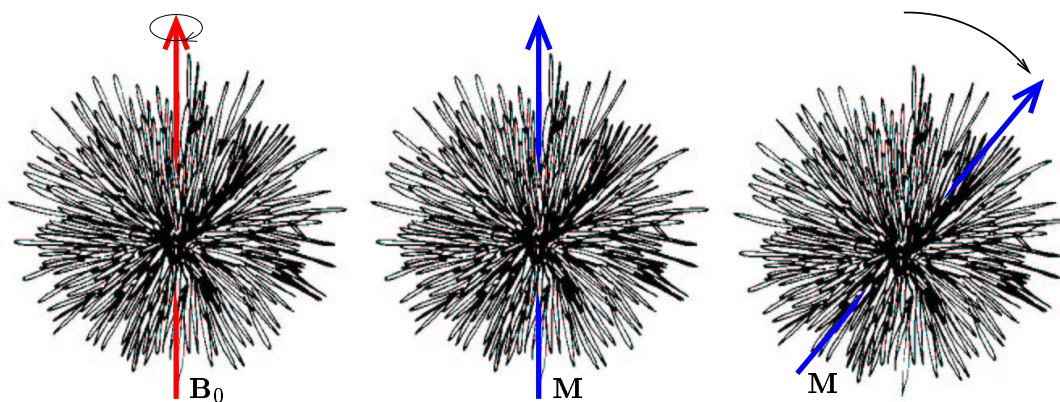
Figur 6: I den roterende referenceramme optræder radiobølgefeltet B_1 på samme måde, som B_0 optræder i den stationære ramme. Magnetiseringen præcesserer omkring dette felt, som er vinkelret på B_0 . Dog er frekvensen i B_1 -præcessionen væsentlig lavere, 0-1 kHz, fremfor eksempelvis 60 MHz.

6 Hvad sker der med de enkelte spin?

For at forstå MR-skanning er det tilstrækkeligt at forstå, hvorledes nettomagnetiseringen opstår, og hvorledes den varierer igennem sekvensen. Afsnittet her går lidt dybere, idet det beskriver, hvorledes de enkelte spin peger undervejs (klassisk beskrivelse). Afsnittet er altså ganske overflødigt og er blot medtaget for at vise et mere korrekt alternativ til ofte forekommende grafer, figur 9 og 10, som sæles i afsnit 8.1.

Da magnetfeltet kun giver en lille grad af ensretning, peger de enkelte spin i alle retninger, som piggene på et søpindsvin, dog med en svag overvægt langs magnetfeltet (et spinsvin). Larmor-præcessionen afspejles i, at spinsvinet roterer om magnetfeltets akse, figur 7a.

I den roterende referenceramme ligger spinsvinet stille, indtil vi påvirker det med radiobølger som vist i figur 7b. Radiobølgefeltets virkning er at dreje spinsvinet, således at siden med overvægt af pigge kommer til at pege i en anden retning end magnetfeltet (figur 7c). Først derefter sender spinsvinet målelige radiobølger tilbage.



(a) I ligevægt er der overvægt af spin pegende langs magnetfeltet \mathbf{B}_0 's retning. Der udsendes ikke målelige radiobølger, da nettomagnetiseringen er langs magnetfeltet.

(b) I den roterende referenceramme er effekten af \mathbf{B}_0 "væk" (præcessionen er transformeret ud). I ligevægt er magnetiseringen \mathbf{M} rettet langs \mathbf{B}_0 .

(c) I den roterende referenceramme er effekten af radiobølger en simpel drejning af spinsvinet omkring en akse vinkelret på \mathbf{B}_0 . Den transversale komponent af \mathbf{M} giver anledning til genudsendelse af radiobølger.

Figur 7: Sølvinanalogi. Spinnene (piggene) peger generelt i alle retninger. Dog forekommer en svag overvægt af spin rettet langs magnetfeltet, \mathbf{B}_0 . Derved dannes nettomagnetisering \mathbf{M} , som efterfølgende kan drejes vha. radiobølger. Radiobølgerne ændrer ikke den *relative* orientering af spinnene. Det gør kernesammenstød, men på en meget længere tidsskala T_2 .

Men hov, indikerer pindsvinebilledet ikke, at der *altid* burde komme radiobølger fra protonerne? De enkelte spin udsender jo hver især radiobølger? Jo, men disse er ikke i fase, og signalet bliver meget småt og uforudsigeligt. Det giver anledning til termiske støjbidrag i vores målinger. Da en del af støjen kommer fra kroppen selv, er der grænser for, hvor god følsomheden kan blive for MR-skanning.

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 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 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).

7.1 Vægtninger

Kontrasten i et MR-billede styres ved valg af sekvens og sekvensparametre. Vi kalder eksempelvis et billede T_2 -vægtet, hvis kontrasten er optimeret med henblik på at vise 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. Imens sker der tab af magnetisering og signal på grund af T_2 -relaksation. Ekkotiden er dermed den periode i sekvensen, 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, der er til stede (magnetiseringen vippes jo ud vinkelret på feltet og giver derefter anledning til udsendelse af radiobølger, mens den 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 – og dermed radiobølgerne styrke – ligevægtsmagnetiseringen. Denne bestemmes af vandindholdet.

Vi kan altså konkludere, at lang TR giver lille T_1 -vægtning men kraftigt signal. Anvender vi en kortere TR, nærmer signalet sig nul 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 .

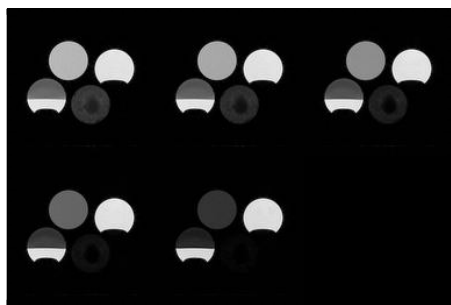
Endelig kan vi minimere både T_1 - og T_2 -kontrast, hvorved et “protondensitetsvægtet” billede fremkommer (PD-vægtet). I et sådant er forskelle i vandindhold den primære kilde til kontrast, idet protondensiteten er tætheden af brintkerner, som er omtrent proportional med vandindholdet.

Sammenfattende gælder altså følgende om vægtninger:

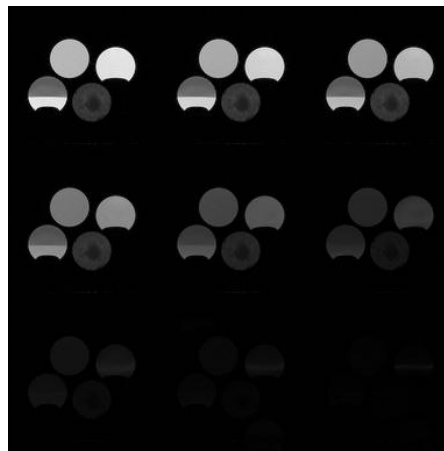
- T_1 -vægtede billeder fås ved at anvende kort TR og kort TE, idet T_1 kontrast maksimeres, og T_2 -kontrast minimeres.

- T_2 -vægtede billeder fås ved at anvende lang TR og lang TE, idet T_1 kontrast 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 minimeres. Samtidig maksimeres signalet, men hvad nytter det, 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.



(a) Billeder optaget med fast TR=5 sekunder og TE=15, 20, 30, 50, 90 ms (venstre til højre).



(b) Billeder optaget med fast TE=15 ms og TR=5000, 4000, 3000, 2000, 1000, 500, 250, 125, 60 ms (venstre til højre).

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?

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

Den beskrevne process påvirker altså de enkelte spins Larmor-frekvens, men giver ikke anledning til ændring af den longitudinale magnetisering. Denne type kernevekselvirkninger bidrager dermed

ikke til T_1 -relaksation – der skal mere drastiske kernesammenstød til. 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 halvfastes stoffer.

Den korteste T_1 får man netop, når de tilfældige sammenstød med naboerne opfylder resonansbetingelsen, forstået således, at ved 1.5 Tesla er T_1 eksempelvis kortest for stoffer, hvor en proton møder ca. 60 millioner andre kerner på 1 sekund (Larmor-frekvensen er 60 MHz). Det er faktisk forståeligt: Selv tilfældige skub til en gyngende 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.

8 Kvantemekanik og MR-fænomenet

Tid til luftning af kæphest. Afsnittet her er uvæsentligt for forståelsen af resten, og du er formodentlig bedst tjent med at springe videre til afsnit 9.

Her forklares blot, hvorfor en del introducerende tekster om MR bør undgås, heriblandt mindst én ofte benyttet intro, "MRI made easy", som er en delvis katastrofe – ikke fordi MRI er gjort nemt, men fordi det ikke er gjort nemt. Bogen er gennemsyret af manglende indsigt, og flere forklaringer er regulært forkerte. Fejlen skyldes grundlæggende, at kvantemekanik 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 ækivalenter til Newtons naturlove som udgangspunkt, kan man vise, at en lang række uklassiske fænomener er forventelige, heriblandt superledning. Alle fænomener, der kan beskrives ved klassisk mekanik, kan også beskrives ved kvantemekanik, men kompleksiteten vokser ganske enormt, idet man skal have styr på det kvantemekaniske begrebsapparat fremfor blot almindelig erfaring fra dagligdagen.

Magnetisk resonans, MR, er ikke et kvantefænomen, selvom det ofte præsenteres som værende et sådant. Det *kan* beskrives ved kvantemekanik, men fremgangsmåden forudsætter betydelig baggrundviden. 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.

En del introduktioner til MR vælger imidlertid ikke den klassiske tilgang. På den anden side har forfatterne heller ikke lyst (eller baggrund) for at køre det tunge kvantemekaniske (og overflødige) skyts frem. I stedet 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.

Det bizarre i situationen kan måske anskueliggøres ved at en berømt fysiker og Nobelpristager, Richard Feynman, indførte en slags klassisk beskrivelse af visse kvantefænomener (det var ikke

det, han fik Nobel-prisen for). Han gjorde simpelthen opmærksom på, at visse kvantemekaniske fænomener i atomfysikken kunne beskrives ved analogier til det klassiske MR-fænomen. Han viste, at en til lejligheden opfundet abstrakt vektor (Bloch vektoren), beskrivende for et atoms tilstand, opfører sig som den klassiske magnetisering i et magnetfelt. Dermed blev de omtalte kvantefænomener langt nemmere at forstå, påpegede Feynman. I det lys virker det helt besynderligt, at en række MR-bøger, der angiveligt skulle gøre MR letfatteligt, forklarer MR kvantemekanisk – altså gør det modsatte af det, Feynman gjorde.

Selvom kvantemekanikken er overflødig for forståelsen af det magnetiske resonansfænomen og 99% af det, der foregår med MR-skannere, er den helt nødvendig for at forstå udfaldet af visse målinger, hvor kernerne vekselvirker afspejles. Dette gælder eksempelvis visse typer spektroskopi.

Kvantemekanik er således også nødvendig for at kunne beregne eksempelvis *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). 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.

Eksistensen af protonens spin og magnetiske moment er kvantemekaniske fænomener, men accepterer man eksistensen af magnetnålsegenskaben, følger resonansfænomenet fra klassisk fysik. Den semi-klassiske beskrivelse af MR-afdelingens logo ovenfor, skal tilsvarende ikke tages alt for bogstaveligt.

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. Alternativt kan man vise klassisk, 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.

8.1 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.

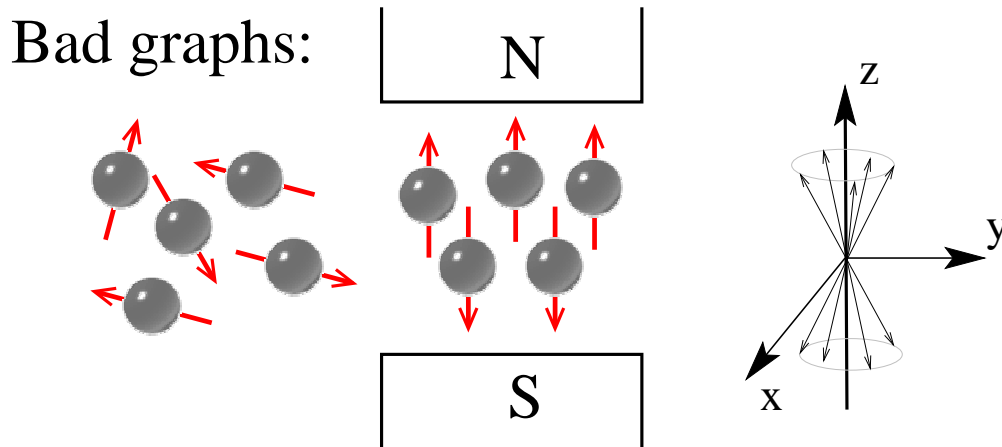
MR er et kvantemekanisk fænomen Nej, resonansfænomenet er klassisk. Se ovenfor. Eksistensen af kernespin og aspekter af visse eksperimenter er kvantemekaniske.

Protonerne kan kun være i to tilstande: Nær-parallele eller -antiparallele med feltet. Denne situation, som er illustreret i figur 9, forekommer ikke. Der er to tilstande som udmærker sig ved, at de er stationære, dvs. at hvis et spin præpareres i en af disse to tilstande, vil det forblive der (fremfor f.eks. at præcessere over i en anden tilstand). Som forventet, kan spinnene dog pege i alle retninger både klassisk og kvantemekanisk. Eksempelvis angives spin langs x (vinkelret på

feltet) ofte ved tilstanden $|\rightarrow\rangle = (|\uparrow\rangle + |\downarrow\rangle)/\sqrt{2}$. Hvormange tilstande er da til rådighed for spinnene? Med 2 komplekse koefficienter, en normeringsbetingelse og en arbitrær fase, er der to observable frihedsgrader (θ, ϕ), ligesom for en klassisk dipol med fast længde.

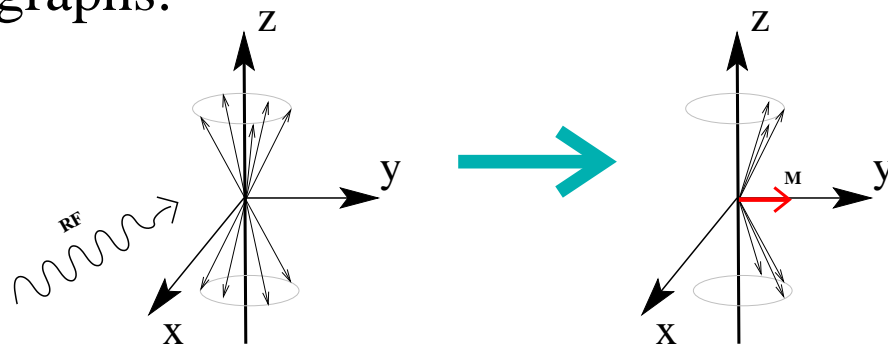
En klassisk såvel som kvantemekanisk mere intuitiv og korrekt måde at tegne retningen af spinnene (Bloch-vektorerne) er som et roterende pindsvin (beskrevet ovenfor).

Radiobølgerne samler spinnene på de to kegler Illustrationen i figur 10 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.



Figur 9: Disse figurer ses ofte, men er misvisende. Den fremkommer fra en fejlagtig opfattelse af, at spin kun kan være i spin-op eller i spin-ned tilstandene.

Worse graphs:



Figur 10: Spinnene samles ikke på to kegler med en nettomagnetisering i det transversale plan, som angivet på denne figur, der blandt andet findes i “MRI made easy”. Radiobølger kan *ikke* ændre den relative orientering af spinnene.

9 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.

9.1 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.

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 2004. Grundlæggende fik Lauterbur protonerne til selv at sladre om hvor de befinder sig ved at lade frekvensen af de udsendte radiobølger afspejle positionen.

9.2 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.

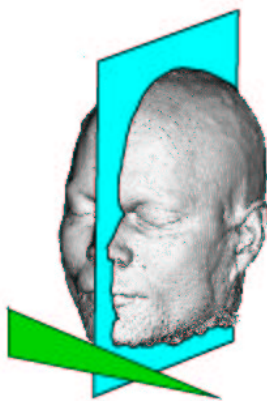
9.3 Skiveselektion

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 et sted, således at spinnene bliver drejet markant, mens spin i andre positioner blot vil vibrere en anelse.

Derved har vi opnået skiveselektiv påvirkning af protonerne. Med feltvariation fra venstre til højre er et sagittalt snit blevet udvalgt som vist i figur 11.

9.4 Rumlig lokalisering indenfor en skive

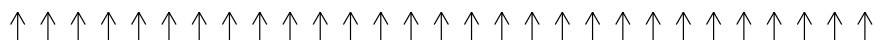
Efter at protonerne i en skive er blevet eksiteret, vil de alle udsende radiobølger. For at danne billeder af skiven skal vi introducere en måde at skelne signalet fra forskellige positioner i skiven fra hinanden. Det grundlæggende princip kan forekomme noget fremmedartet, men forklares i detalje senere. Kort



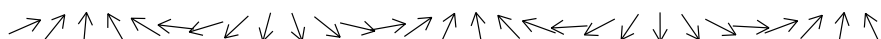
Figur 11: Spin påvirkes selektivt i et sagittalt snit, hvis der, mens radiobølgerne sendes, tillige påtrykkes en gradient fra venstre mod højre.

fortalt, dannes der ved hjælp af gradienter på skift forskellige mønstre i magnetiseringen hen igennem skiven. Styrken af de radiosignaler der kommer retur fortæller hvormeget 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 uensartet fra venstre mod højre ved at pålægge en feltgradient kortvarigt, vil spinnene hver især dreje en vinkel, der afhænger lineært af kernens position:

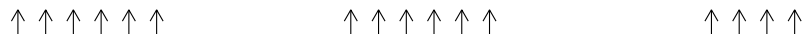


Denne såkaldte “faserulning” er et eksempel på de ovenfor nævnte spinmønstre, som vi med gradienter kan “tegne” i patienten. Ordet “fase” udtrykker retningen, som spinnene peger i. Det ses at nabo-spin peger i nær samme retning, men henigennem objektet er magnetiseringen drejet flere gange rundt. Jo 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 pege 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:



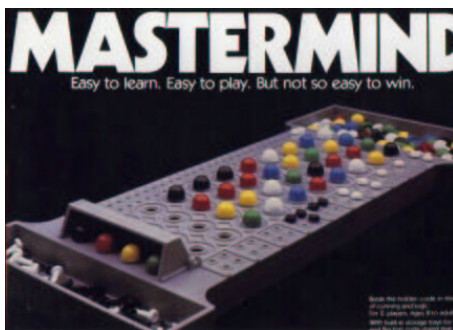
I figuren ses hvordan spinnene peger før og efter anvendelse af samme gradient som ovenfor. Eneste forskel fra de to tidligere figurer er "huller" der angiver manglende protoner (lokalt vandfrit miljø – knogle, f.eks.).

Vi ser nu på den totale magnetisering, og dermed signalet i denne nye situation. Sålænge 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-billeddannelse: 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.

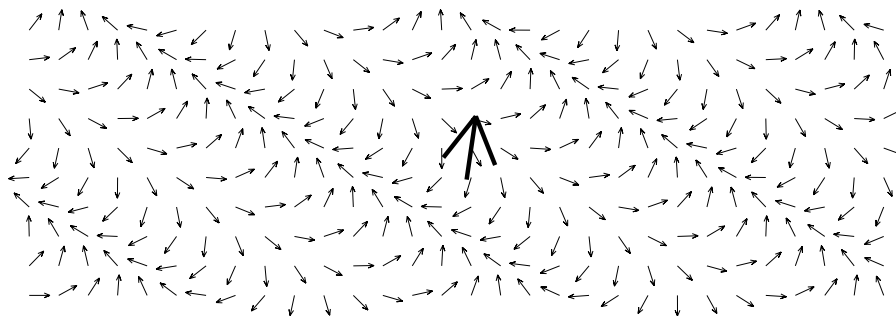
Sjovt nok kendes dette princip fra spillet MasterMind, som var dybt populært i 70'erne (figur 12). Dette spil *kan* faktisk spilles ved at anvende MR-strategien (hvilket dog ikke er optimalt).



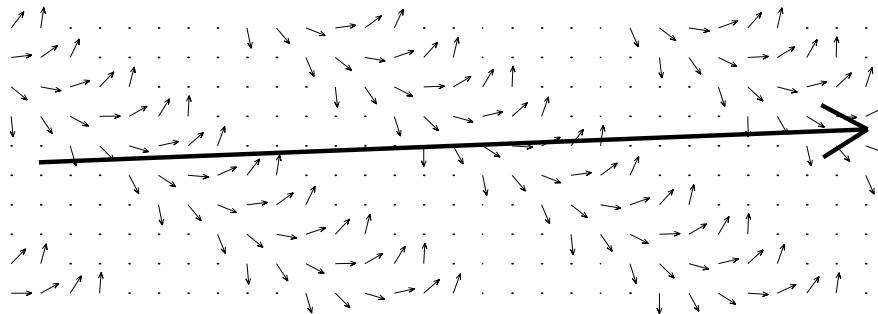
Figur 12: Spillet MasterMind. Den ene spiller sætter en række kulørte brikker skjult bag en skærm i den ene ende af brættet. Modspilleren skal gætte kombinationen af brikker. Efter hvert gæt (opstillet i modsat ende) oplyses det hvor rigtigt gættet var, dvs. hvor mange brikker, der passede (men ikke 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. Mere om MasterMind: <http://www.tnelson.demon.co.uk/mastermind/history.html>

9.5 Udvidelse til flere dimensioner – k-rummet

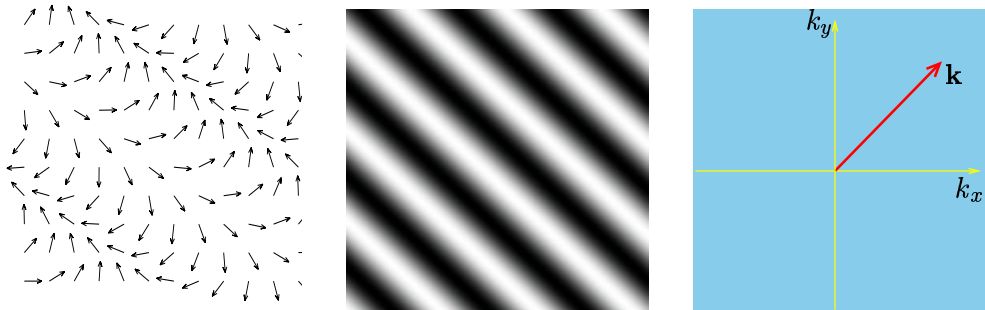
Hidtil har vi betragtet en situation med brintkerner placeret som perler på en snor. Vi udvider nu til to dimensioner, og betragter situationen i en skive væv med ensartet vandindhold efter at en gradient er anvendt.



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. 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.



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

I spillet MasterMind er det en god strategi hver gang at vælge det mønster, man bliver klogest af at teste mod den skjulte række. Det ville også være smart i MR, men typisk tager man hovedet under armen og tegner simpelthen hvert muligt mønster i rækkefølge: Alle retninger af striber og alle tætheder af striber (op til en vis grænse, der er bestemmende for den rumlige opløsning). 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 13. Enkelte eksempel-mønstre er vist, men for hvert eneste punkt i \mathbf{k} -rummet svarer et mønster.

9.6 Bevægelse i \mathbf{k} -rummet

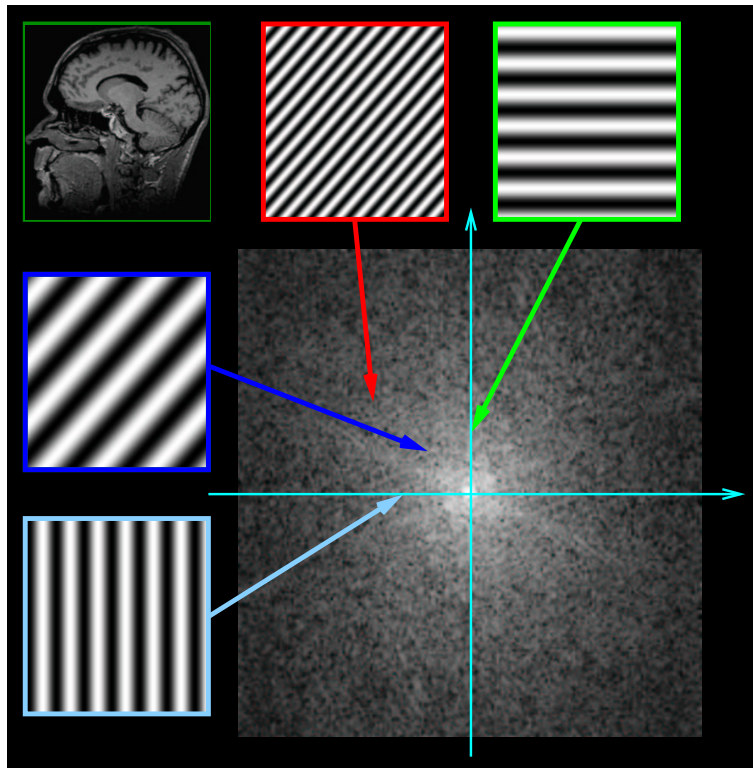
Faserulningen styres ved at anvende gradienter med forskellig retning, styrke og varighed. Så længe en gradient er aktiv, og feltet dermed varierer lineært med positionen, vil faserulningen ændre sig, men den vil *altid* være have form af et stregmønster som de ovenfor viste. Samtidig vil der til stadighed 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.

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, og resultatet er det samme. Gradienten, der i sig selv beskrives ved en vektor, bestemmer på ethvert tidspunkt hvor målingen er på vej hen i \mathbf{k} -rummet, og er altså ændringen af \mathbf{k} -vektoren.

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

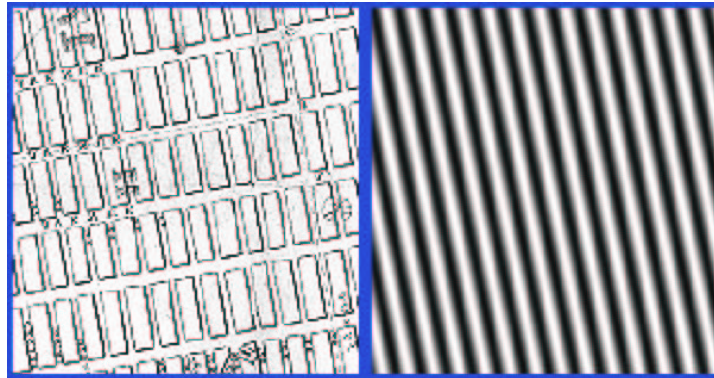


Figur 13: Strukturen af k -rummet. Signalet måles som funktion af k -vektoren (k_x, k_y) , som ændrer sig når der anvendes feltgradienter. Den lysere region midt i k -rummet fortæller os at objektet i skanneren (et hoved) har størst lighed med langsomt varierende mønstre, eller udtrykt på anden måde, der udsendes flest radiobølger fra kroppen ved de langsomme faserulninger.

9.7 Lighed og billedrekonstruktion

Det er ovenfor beskrevet hvordan ligheden mellem objekt og faserulningen 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-ventt mønster. Lagde man de to mønstre ovenpå hinanden (som to overheads), ville man næsten have et brugbart bykort. Sådan foregår billedrekonstruktion, pånær 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.

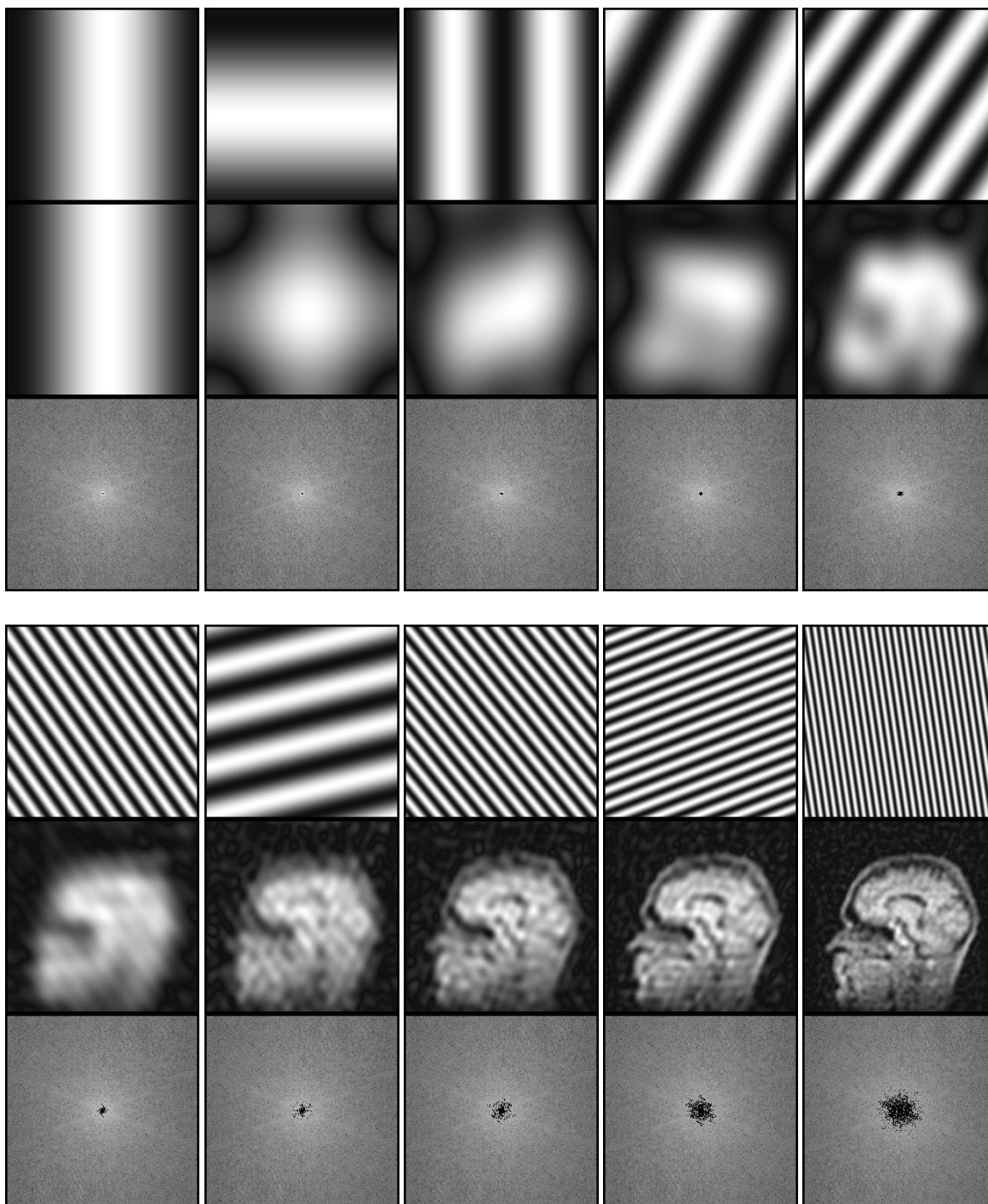
Det kan forekomme overraskende at man kan danne komplicerede billeder ved at lægge simple mønstre sammen. Der er da også en vigtig forskel fra overhead-eksemplet, som vil give stadig mørkere billeder, desto flere mønstre der anvendes: Forskellen er at man også skal kunne trække mønstre fra for at få brugbare billeder, dvs. fortegn af MR-signalet (fasen) er vigtig. På figur 14 vises det hvordan mønstre kan adderes til hjernebilleder.

9.8 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 9.3), mens man i 3D-sekvenser påvirker alle spin i bøtten samtidig og ens, og efterfølgende anvender metoden beskrevet i afsnit 9.4 til at skelne signaler fra forskellige positioner. En hyppigt anvendt 3D-sekvens er MPRAGE (Magnetization Prepared Rapid Acquisition Gradient Echo sequence). Denne er beskrevet i bilag B.

3D-sekvenser anvendes næsten altid med kort repetitionstid TR, da målingerne ellers bliver meget tidskrævende. De er derfor i praksis altid T1-vægtede, men kan desuden indeholde betydelig T2-vægtning, som eksempelvis CISS sekvensen med blandet kontrast. Grundet den korte TR er der meget mindre spillerum for variation af kontrast end i multi-slice-sekvenser.



Figur 14: 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 billedannelsen (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.

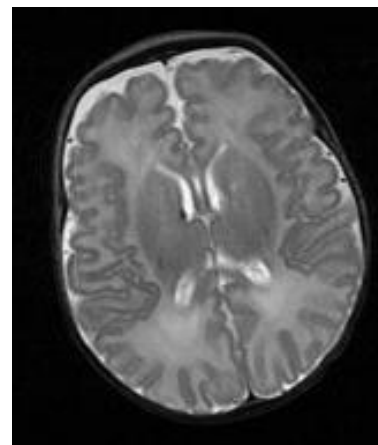
Med 3D-målinger har man mulighed for at få høj rumlig opløsning i alle retninger samtidig, eksempelvis isotrop (1 mm)³ opløsning (=1 mikroliter). For almindelige 2D-sekvenser er sagen anderledes, idet man sjældent anvender skivetykkelser under 4 mm. Opløsningen i billedplanet sættes ofte høj i 2D-sekvenser, 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 kun T1-vægtning og blandet vægtning bliver god på fornuftig tid.

Multi-slice sekvenser Høj "in plane" rumlig opløsning, men sjældent under 4 mm skivetykkelse. Fleksibel kontrast.

10 Højfeltsskanning

Hvidovre Hospital er udstyret med en 3 tesla skanner doneret af Simon Spies Fonden. Dette er den største, klinisk tilgængelige feltstyrke. Skanneren er dermed særlig velegnet til billeddannelse med meget høj rumlig opløsning, og målinger, der normalt lider under lavt signal-støj-forhold, herunder perfusionsmålinger og spektroskopi. Til funktionel billeddannelse, fMRI, giver den høje feltstyrke forrygende kontrast, der afslører hvilke områder af hjernen, der aktiveres af et givent stimulus, eksempelvis i form af en opgave, der skal løses. Dette anvendes blandt andet til planlægning af operationer med henblik på at undgå beskadigelse af sprogfunktion. Billedet til højre af et nyfødt illustrerer høj opløsning og fin kontrast efter kun 3 minutters optagelse. En lille periventrikulær blødning er synlig i højre hemisfære (venstre på billedet jvf. radiologisk konvention).



11 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 middelfelt.

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 populationsundersøgelser 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.

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. Eksempler på iltflasker, gulvpudsere og anekdoter på

http://www.simplyphysics.com/flying_objects.html
Jeg kender ikke eksempler på ulykker med personskade i Danmark.



12 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. Deoxymæoglobin 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 relaxationstiderne 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 process, 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 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 udfasning med signaltab til følge (engelsk: dephasing). Det betyder, at den fælles fase mistes, hvorved nettomagnetiseringen aftager. Udfasningen 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, men siger ikke noget om retningen (fasen). Denne er imidlertid nødvendig at kende ved måling af eksempelvis flow, idet hastigheden afspejles i fasen. Man kan derfor for de fleste sekvenser vælge at få fase-billeder foruden de almindelige amplitudebilleder. De er ofte zebrastribede, 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.

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 gradiener, 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.

Gadolinium Gadolinium (Gd) er et mindre kendt grundstof i gruppen af sjældne jordarter (det hedder de). 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 gadoliniumatom 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/hjernebarrieren, 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 og på mikroskopisk målestok, 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. 180 graders puls), inden den vippes 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 med elektroder, der danner ring i skanneren, hvilket kan give forbrændinger. Hvirvelstrømme optræder også i skannerens metal. Derved skabte magnetfelter kan give distortion af MR-signalerne.

Kvantemekanik Et 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.

Kontraststoffer Stoffer, der påvirker kontrasten i billeder. I modsætning til eksempelvis røntgenkontraststoffer, 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 eksempelvis 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, kernekraft 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 oxygeneret 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 (kapillærerne) 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 1). Denne rotation (kaldet spin) må ikke forveksles med "præcessionen", som er den roterende bevægelse, som magnetiseringen (magnetnålen) foretager i et magnetfelt, figur 3.

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 kaldes ofte blot RF (radio frequency). De frekvenser, vi anvender, 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. Vision og Trio er således placeret i radiodøde rum, mens "propperne" i Impact og Sisco udgør 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.

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 billeddannelse), 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 spinnets. 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 fyldt godt ud eller 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.

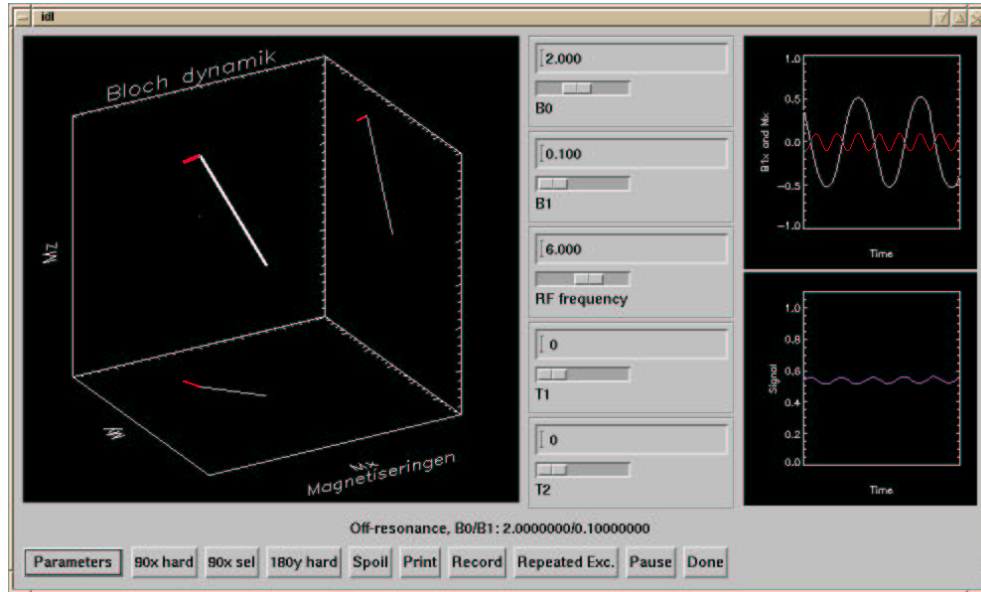
Tesla Måleenhed for magnetfelt. Jordens magnetfelt er i middel cirka 0.04 mT, mens de magnetfelter, der anvendes ved MR-skanning, typisk er 1.5 tesla. Hvidovre Hospital er udstyret med landets første højfeltsskanner til human brug. Den er på 3 tesla. Bemærk brug af store og små bogstaver: Ifølge Dansk 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.

Bilag

A Undervisningsprogrammet bloch

Programmet startes fra linux-kommandolinien ved at taste bloch.



 Bloch equation simulator (the umbraco program)

The influence of a magnetic and radio wave field on the magnetisation of a tissue is described by the so-called Bloch equation. This program simulates the Bloch equation, and it illustrates most important aspects of MR, such as precession, resonance, excitation (selective and non-selective), the rotating frame of reference, relaxation, inhomogeneity, pulse sequences, the spin echo, contrast, T1- and T2-weighting, spoiling, stimulated echoes, SSFP, adiabatic following,....

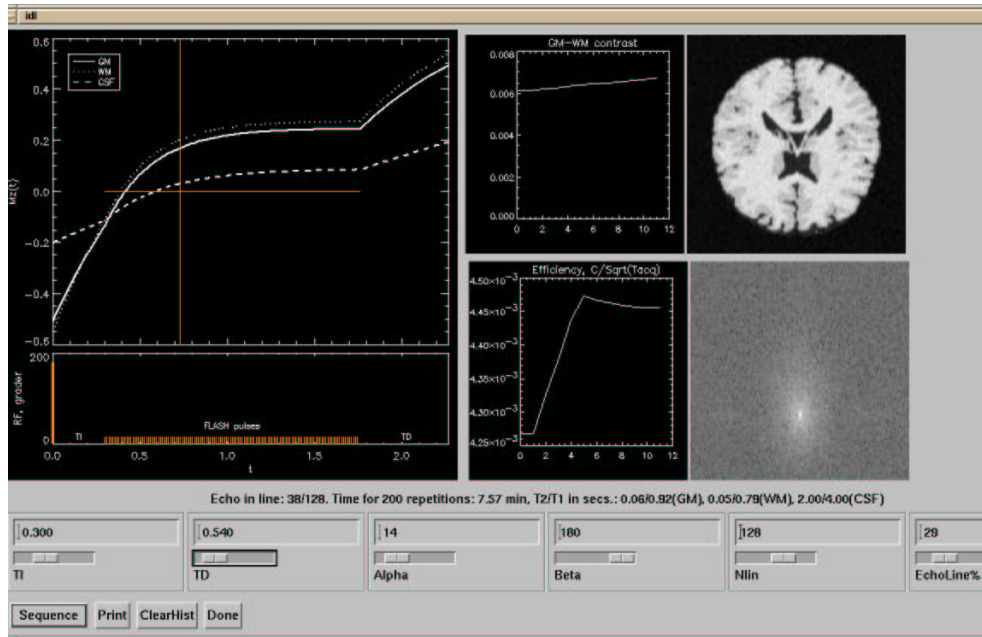
The white line in the middle of the image is the magnetisation. If radio waves are switched on, these are illustrated by a red line showing the immediate push of the radio waves on the magnetisation vector. This push is orthogonal to both the magnetic field and the magnetisation. The "Parameters" menu is suggested for first time usage.

Please note: When relaxation times are set to zero, relaxation is turned off in the simulation.

The program was developed by me for teaching. You are most welcome to ask about the usage. I lovvvvve talking about this. Ask for advice, if the graphics appear slow or strange. /Lars

B Undervisningsprogrammet mprage

Programmet startes fra linux-kommandolinien ved at taste mprage.



Hjælpetekst for programmet "mprage"

Indholdsfortegnelse:

- Introduktion
- MPRAGE sekvensen
- Brug af programmet
- Vigtige pointer
- Forbehold

Introduktion

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

MPRAGE sekvensen

MPRAGE er en hyppigt anvendt T1-vægtet 3D sekvens. Den er vist på sekvensdiagrammet her, og 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 vippe væk fra magnetfeltets retning ved brug af mange

RF-pulse med små flipvinkler i hurtig rækkefølge (typisk over hundrede med 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 T1 og RF-pulsenes styrke og hyppighed.

En FLASH sekvens giver almindeligvis T1-vægtede billeder idet saturationsgraden er T1-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 T1-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.

T2 spiller ingen stor rolle for FLASH og MPRAGE kontrast, da ekkotiden typisk er få millisekunder, og dermed er væsentlig kortere end T2.

Sekvensen er nærmere beskrevet i foredrag på MR-afdelingens interne hjemmeside: <http://linux0.localdomain/foredrag/larsh/MPRAGE/>

Brug af programmet

I programmet kan parametrene for MPRAGE varieres, og den tilsvarende sekvens og udvikling af den longitudinale magnetisering, Mz, 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 (fasekod. og readout) er kedelige, idet de ikke influerer på kontrast eller voxel-form. Den kedelige fasekodningsretning er her valgt på tværs af billedplanet.

EchoLin%: En procent-sats, der angiver hvornår i FLASH-perioden at midten af k-rummet passerer. 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 Vision/Impact. På Trio er parametrene defineret og navngivet anderledes. Spørg.

På grafen til venstre vises en gennemgang af det ydre loop. Magnetiseringens udvikling vises øverst, og RF-pulsens 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 kurvernes yderpunkter for $\beta=180$ grader (en inversionspuls vender magnetisering, 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 passerer. 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 tidsenhed^(1/2) (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 Mz sig ligevægtsmagnetiseringen (proportional med proton-densiteten) på en tidsskala T1.
- I FLASH-perioden hvor der pulses tæt, nærmer magnetiseringen sig et andet niveau bestemt af T1, puls-hyppighed og -styrke. Jo større flipvinklen alpha er, desto hurtigere 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-vægtningen 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 antagede relaksationstider (fremgår af vindue -- disse afhænger af feltstyrke),
- * de antagede 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.

Lars, April 2004