

MR-skanning: Billeder fra den forbudte side af bølgelængdegrænsen

Lars G. Hanson, larsh@drcmr.dk
MR-afdelingen, afsnit 340, Hvidovre Hospital, <http://www.drcmr.dk/>

Publiceret i Gamma – tidsskrift for fysik, nr. 143, 2006
Bladet udgives af Niels Bohr Institutet ved Københavns Universitet

Resumé

Det er velkendt at almindelige optiske teknikker som mikroskopi og gennemlysning er bølgelængde-begrænsede: På grund af lysets diffraktion ses ingen detaljer, der er mindre end bølgelængden af det anvendte lys. Ikke desto mindre er Magnetisk Resonans (MR) billeddannelse nu en udbredt skanningsmetode, der giver yderst detaljerede billeder af kroppens indre trods brug af bølgelængder i størrelsesordenen meter. I 2002 blev en Nobelpris for klassisk MR billeddannelse givet til Paul Lauterbur og Sir Peter Mansfield. I de senere år har endnu en metode til at omgå bølgelængde-begrænsningen vundet stor indpas. Artiklen introducerer kernemagnetisk resonans (NMR) og de vigtigste billeddannelsesprincipper.

MR skannere anvendes til at danne detaljerede billeder af kroppens væv og bløddele som eksempelvis hjerne, ryg, led og hjerter. Kort fortalt magnetiseres kroppen, hvorefter magnetiseringen bringes ud af ligevægt vha. radiobølger. Som en kompasnål, der har fået et skub, vibrerer magnetiseringen efterfølgende, og i denne periode udsender kroppen radiobølger. Disse måles og analyseres hvilket danner grundlag for utrolige anatomiske billeder.

Fra at være en relativt eksotisk teknik anvendt få steder i landet, er alle større hospitaler og en del mindre nu udstyrede med MR skannere. Da Simon Spies i 1985 donerede den første danske MR skanner til Hvidovre Hospital i taknemmelighed over god behandling¹, var billedkvaliteten tvivlsom, men potentialet for denne nye teknik tydeligt. I takt med den tekniske udvikling er kvaliteten forbedret enormt mens potentialet er realiseret og væsentligt øget.

At teknikken har vundet bredt indpas trods høje omkostninger skyldes ikke blot at der kan dannes billeder af alle organer med høj detaljerigdom uden nogen stålbelastning eller anden risiko for patienten. Forholdet skyldes også at MR skanningsteknikken er *ekstremt* fleksibel hvad angår kontrastforhold: Radiobølgesignalet, der måles under skanning, er følsomt for et utal af fysiologisk relevante parametre, således at der kan dannes billeder, som eksempelvis afspejler konsistens, elasticitet, diffusionsforhold, flow, kemiske stoffers fordeling, pH, temperatur, konduktivitet eller oxygenation. MR skanning giver således *funktionelle billeder* i tilgift til konventionelle strukturelle billeder, der afspejler anatomen. Funktionelle billeder kan eksempelvis vise hvilken del af hjernen, der i særlig grad aktiveres ved løsning af en given opgave, eller kan vise i hvilken del af lungerne, der udskiftes luft under vejrtrækning.

Tidsopløsningen er ligeledes forbedret enormt. I nogle situationer er denne vigtigere end signalstøj-forholdet. Strukturelle skanninger optaget i høj rumlig opløsning tager typisk minutter, mens

¹Udover god medicinsk pleje, fik han blandt andet lov at medbringe sit uladte jagtgevær, så han kunne få fred fra de nysgerrige, når veninder dagligt bragte ham friske morgenboller.

hjerterytmen eksempelvis kan afbildes real-time med ca. 100 ms tidsopløsning. For nylig er det med nye billeddannelsesteknikker blevet muligt at optage billeder på få millisekunder.

I moderne MR helkropsskannere til human brug anvendes magnetfelter fra 1-3 tesla, dvs. felter op til ca. 60000 gange jordens middel-magnetfelt. På grund af protonernes spin udgør disse magnetiske dipoler. Det samme gælder neutronerne. I kerner med lige antal protoner og neutroner sker der par-dannelse, således at kernerne udadtil ikke har magnetisk moment. De andre kerner arver imidlertid kernepartiklernes magnetiske egenskaber. Det vigtigste eksempel er brintkernen, der består af blot en enkelt proton. Det er altovervejende brint, der anvendes ved MR-skanning, mens kerner som ^{31}P , ^{13}C , ^{19}F , ^3He og ^{129}Xe foreløbig primært spiller en rolle i forskningsmæssig sammenhæng. Disse er alle stabile.

I det følgende forklares magnetisk resonans med vægt på fænomenets anvendelse til billeddannelse.

1 Magnetisk resonans – et klassisk fænomen

Lærebøger i MR tager ofte en forvrøvlet „kvantemekanisk“ tilgang. Kort fortalt tegnes de to Zeeman-opsplittede energiniveauer for protonerne, og kvantemekanikken angives at fortælle os, at kerne-spinnene i ligevægt enten vil orientere sig langs feltet eller modsat feltet. Vel gør den ej. Egentil-standene udgør blot en basis for alle mulige tilstande. At tæthedsoperatoren beskrivende for et ensemble af protoner er diagonal i denne basis, betyder *ikke* at de enkelte spin er i egentilstande. Hvorfor spin dog skulle orientere sig modsat feltet uddybes af gode grunde aldrig.

Kvantemekanikken får tit også skyld for at fotonenergien skal passe med Zeeman-opsplitningen før der kan ske overgange mellem energiniveauerne. Selvom ovenstående „forklaring“ indeholder elementer af sandhed, er det nedslående at et klassisk, relativt let-forståeligt fænomen ofte gøres uforståeligt med henvisning til kvantemekanik. At et fænomen *kan* forklares kvantemekanisk er ikke grund nok til at gøre det, hvis formålet er at øge forståelsen.

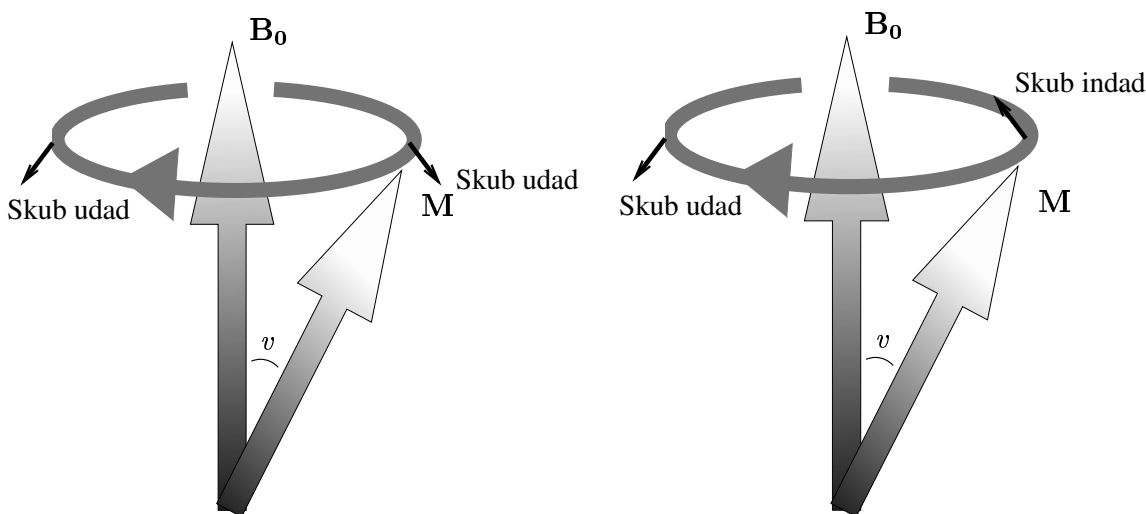
I modsætning til eksempelvis spin-fænomenet, der giver kernerne bevægelsesmængdemomenter og magnetiske momenter, er magnetisk resonans et rent klassisk fænomen. Feynman, Vernon og Hellwarth påpegede sågar, at dynamikken af forventningsværdien i kvantemekaniske to-niveau systemer intuitivt kan forstås idet en abstrakt vektor beskrivende for sådanne systemer (Bloch-vektoren) opfører sig eksakt som den klassiske magnetiske dipol i et tidligt varierende magnetfelt [1]. I det konkrete tilfælde er Bloch-vektoren netop den magnetiske dipol. Det er bizart at tekster, der angiveligt skal „forklare“ magnetisk resonans, gør det vha. kvantemekaniske to-niveau-systemer, når Feynman *et al* gjorde det omvendte, altså viste at kvantemekanisk to-niveau-dynamik intuitivt kan forstås i lyset af klassisk magnetisk resonans.

Der gives i det følgende en ren klassisk forklaring af magnetisk resonans. Det er relativt enkelt at vise kvantemekanisk, at denne klassiske beskrivelse er eksakt for et statistisk ensemble af ikke-vekselvirkende kerner, således som brintkernerne i kroppens vædske er for korte tidskalaer, mikro-til millisekunder. På længere sigt spiller kernevekselvirkninger en rolle, som er den samme kvantemekanisk og klassisk: Tilfældige kernevekselvirkninger i vædsken giver anledning til gradvis tab af kohærens og tilbagevenden til ligevægt.

Kernens rotation (spin) betragtes som et empirisk faktum i det følgende således som det også implicit blev gjort i ovenstående kvantemekaniske „forklaring“. Det forekommer dermed rimeligt at betragte protonen som en roterende ladningsfordeling (strømkreds) med deraf følgende magnetisk moment. I MR observeres kerner aldrig enkeltvis, da signalet er for småt. Nettomagnetiseringen μ fra et ensemble af kerner er proportional med det totale bevægelsesmængdemoment \mathbf{S} : $\mu = \gamma\mathbf{S}$. Det såkaldt gyromagnetiske forhold mellem de to, $\gamma = 2\pi \cdot 42 \text{ MHz/T}$, er karakteristisk for protonen.

Ændringen i tid af bevægelsesmængdemomentet er givet ved kraftmomentet $\boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}(t)$, hvor $\mathbf{B}(t)$ er magnetfeltet. Bevægelsesligningen bliver således $\frac{d\boldsymbol{\mu}}{dt} = \gamma\boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B}$. Grundet bevægelsesmængdemomentet vil magnetiseringen således præcessere omkring feltretningen med en frekvens der er proportional med feltstyrken $\nu = \gamma B(t)/(2\pi)$. For en proton i et statisk magnetfelt på eksempelvis $B_0 = 3$ T langs z -aksen vil magnetiseringen præcessere i xy -planet med en *Larmor-frekvens* på 126 MHz, en frekvens, der anvendes til radiokommunikation. En oscillerende dipol udsender som bekendt radiobølger, så indtil ovennævnte svage kernevekselvirkninger i løbet af eksempelvis 100 ms har bragt de præcesserende kerner ud af fase, udsendes radiobølger fra ensemblet. Efter yderligere nogle sekunder er magnetiseringen almindeligvis tilbage i ligevægt. Tidskonstanterne for tab af kohærens hhv. genopretning af ligevægt kaldes T_2 og T_1 , og de er i høj grad påvirket af den molekulære mobilitet hvilket er baggrunden for at kontrasten i de fleste klinisk anvendte MR-billeder afspejler vævets konsistens.

Foreløbig er det blot beskrevet hvordan netto-magnetiseringen vil præcessere og efterhånden vende tilbage til ligevægt under udsendelse af radiobølger. Det er ikke beskrevet hvorledes magnetiseringen i første instans bringes ud af ligevægt. Til dette udnyttes et resonans-fænomen, dvs. systemet påvirkes af en udefra kommende kraft der varierer med systemets egenfrekvens. Derved kan selv en ringe kraft give en stor effekt når blot den virker over mange svingetider (tænk på skub af barn i gyng). I nærværende eksempel leveres den udefra-kommende kraft af radiobølger, der kan opfattes som et tidsligt varierende magnetfelt, der skubber til magnetiseringen som illustreret i figur 1 (den uundgåelige elektriske komponent der følges med et varierende magnetfelt spiller ingen rolle i denne sammenhæng).



Figur 1: Magnetisk resonans: Den cirkulære pil illustrerer præcessionen af magnetiseringen forårsaget af det statiske felt \mathbf{B}_0 . Dertil kommer effekten af radiobølgerne, det tidsligt varierende magnetfelt, der roterer i planet vinkelret på det statiske felt. Radiobølgerne skubber svagt til magnetiseringen på tværs af denne. Retningen af skubbene er markeret med pile til to tidspunkter, hvor magnetiseringen passerer igennem venstre og højre yderpunkt. Skubbene foregår dog hele vejen rundt, hvorved vinklen ν ændres. Med den rette frekvens kan selv svage radiobølger rotere magnetiseringen som vist til venstre, hvor radiobølgefeltet ændrer retning således at ν øges proportionalt med tiden. Passer frekvensen ikke, som vist til højre, kommer magnetiseringen ingen vegne. Vinklen fluktuerer blot en anelse mens magnetiseringen præcesserer nærmest upåvirket.

Radiobølgefeltet vælges cirkulært polariseret vinkelret på det kraftige statiske magnetfelt, således

at det roterer samme vej og med samme frekvens ν_0 som den præcesserende magnetisering. De to vil således danne en konstant vinkel med hinanden, og magnetiseringen vil langsomt præcessere omkring radiobølgefeltvektoren med en frekvens bestemt af radiobølgefeltets amplitude, $\nu_1 = \gamma B_1 / (2\pi)$. Situationen er nemmest at overskue i et roterende koordinatsystem, der følger Larmor-præcessionen. I dette er radiobølgefeltvektoren stationær og spiller samme rolle som B_0 feltet i laboratoriesystemet. Radiobølgefeltet kan således ikke ændre den relative orientering af spinnene lokalt, men blot dreje spinfordelingen i sin helhed.

Frekvensen ν_1 er typisk under 1 kHz og dermed ca. 100000 gange mindre end Larmor-frekvensen ν_0 . Da skubbene som radiobølgefeltet påvirker magnetiseringen med netop sker i takt med egen-svingningen (præcessionen), vil magnetiseringen alligevel på sigt blive påvirket ganske betydeligt af radiobølgefeltet. Skanneren kan således på under et millisekund dreje kroppens brintkerners omdrejningsakse fra enhver retning til en vilkårlig anden, således at patientens magnetiske nordpol eksempelvis flytter sig fra hovedet til højre side. Selvom ændringen i sandhed er drastisk, mærker patienten intet, da hverken atomer eller molekyler derved drejes.

Den simpleste MR-måling består således i at kroppens ligevægtsmagnetisering (skabt af det kraftige statiske felt) med radiobølger drejes ud vinkelret på magnetfeltet, en process kaldet *eksitation*. Efterfølgende slukkes skannerens radiobølgesender, og kroppen udsender nu selv et svagt måleligt radiobølgesignal mens magnetiseringen vender tilbage til ligevægt.

Hvis frekvensen af radiobølgerne, der sendes ind i kroppen, ikke matcher præcessionsfrekvensen, vil resonansbetingelsen ikke være opfyldt. Til tider vil vinklen mellem magnetisering og statisk felt øges, mens den kort efter vil aftage, således at vinklen målt over længere tid, ikke ændrer sig markant. Skub skal ske i takt med svingning hvis de skal batte i det lange løb.

Er radiobølgefeltet lineært polariseret fremfor cirkulært, som det blev antaget ovenfor, er løsningen omtrent den samme. Det lineært polariserede felt kan bekvemt skrives som summen af to cirkulært polariserede, men modsat roterende felter, med frekvenser $\pm\nu$. Fra ovenstående argumenter er det forhåbentlig klart at kun den komponent af feltet, der roterer samme vej som præcessionen har en betydelig effekt på magnetiseringen. Den anden komponent er 2ν „off-resonance“, hvorfor dens effekt er forsvindende lille. Cirkulært polariserede radiobølge-felter foretrækkes således til MR-formål idet der kræves mindre RF amplitude for at opnå en given drejning af kernespinnet.

Afslutningsvis opfordres den interesserede læser til at følge Feynmans, Vernons og Wallwarths eksempel og tænke over hvorledes dynamikken i eget favorit to-niveau-system med valgfri kobling, kan forstås i lyset af magnetisk resonans. Dette skal naturligvis ikke tolkes i retning af at alle aspekter af to-niveau-systemer kan beskrives klassisk.

2 Feltstyrkens betydning

Det statiske magnetfelt spiller to roller i ovenstående: Dels er det ansvarlig for at kroppens spin delvis ensrettes således at kroppen magnetiseres. Zeeman-opsplitningen og Boltzman-fordelingen fortæller os at nettomagnetiseringen svarer til blot ca. 7 ppm/tesla feltstyrke, dvs. nettomagnetiseringen af en million kerner svarer til 7 ensrettede spin². Så selv et stærkt magnetfelt påvirker kun den initielt sfæriske spinfordeling i ganske ringe grad.

Udover polarisation forårsager det statiske magnetfelt præcessionen og dermed udsendelsen af radiobølger. Den inducerede spænding i modtagerspølen og dermed signal-støj-forholdet (SNR) forventes dermed umiddelbart at vokse kvadratisk med feltstyrken. I praksis er sammenhængen mellem

²I denne situation er kvantemekanikken i sandhed bekvem, da tilstandssummen er diskret. En klassisk udregning giver dog samme resultat, når systemet ikke er satureret. Er der mon et klassisk trick, der ligeledes begrænser tilstandssummen?

SNR og feltstyrke nærmere lineær pga. skin-effekter i antenne og relaxationstiders feltafhængighed. Tre tesla er den højeste klinisk anvendte feltstyrke i Danmark, og denne anvendes stadig oftere. Højt felt er dog langt fra altid en fordel, og har især sin berettigelse ved tidskritiske målinger, og ved målinger hvor også kontrasten øges i takt med feltet. Dette gælder eksempelvis spektroskopi og målinger af hjernens aktivering.

3 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 billeddannelse.

De mest oplagte metoder til MR billeddannelse kunne forekomme at være gennemlysning, eller anvendelse af retningsbestemte antenner, der kan detektere hvorfra i kroppen radiobølgerne udsendes. Sådanne teknikker og mange andre lignende er imidlertid bølgelængdebegrænsede, så man kan ikke lokalisere kilden til radiobølger mere præcist end cirka en bølgelængde.

De radiobølger, der anvendes ved MR-skanning er typisk meter lange, og detektionen sker således altid i nærfeltet. Billeddannelsesteknikker kendt fra kikkerteleskoper, syn, PET/CT-skanning, røntgen, ultralyd og mikroskoper, er derfor praktisk uanvendelige. Et fundamentalt andet princip blev introduceret af Paul Lauterbur i 1973 [2], hvilket gav ham 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 bidrog meget væsentligt til udviklingen af metoderne beskrevet nedenfor [3].

For snart ti år siden blev et andet billeddannelsesprincip introduceret: Parallel billeddannelse [4]. Dette baserer sig på anvendelsen af grupper af antenner, der hver især har forskellig sensitivitetsprofil. Metoden har allerede vundet meget bred anvendelse i kombination med den traditionelle billeddannelsesmetode, idet den giver mulighed for at forkorte måletiden.

En forudsætning for klassisk MR billeddannelse er at skanneren er udstyret med ekstra elektromagneter kaldet gradientspoler, der giver lineære variationer i det kraftige magnetfelt. Gradientretning og styrke kan ændres efter ønske. Den rumlige lokalisering sker efter forskellige principper der ofte anvendes i kombination. Det enkleste er skiveselektion. Sådanne k -rums baserede metoder og parallel billeddannelse introduceres i senere afsnit.

3.1 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 2.

3.2 Rumlig lokalisering indenfor en skive

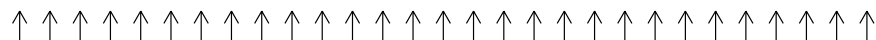
Efter at protonerne i en skive er blevet eksiteret, vil de alle udsende radiobølger. For at danne billeder af skiven skal vi introducere en måde at skelne signalet fra forskellige positioner i skiven fra hinan-



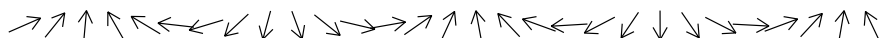
Figur 2: Spin påvirkes selektivt i et sagittalt snit, hvis der, mens radiobølgerne sendes, tillige påtrykkes en gradient fra venstre mod højre.

den. 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 hvormeget objektet i skanneren “ligner” det påtrykte mønster. Ved at blande mønstre i forhold svarende til deres målte lighed med objektet, dannes MR-billeder.

Hvad der menes med “mønstre” illustreres først i een dimension, dvs. vi ser på grupper af spin placeret på en linie (f.eks mellem ørerne) og på deres rumlige placering og retning umiddelbart efter eksitation. Beskrivelsen foretages i det roterende koordinatsystem introduceret ovenfor, i hvilket magnetiseringen i fravær af gradienter er stationær 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:

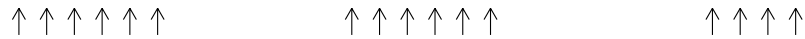


Denne såkaldte “faserulning” er et eksempel på de ovenfor nævnte spinnemønstre, som vi med gradienter kan “tegne” i patienten. Ordet “fase” udtrykker her retningen, som spinnene peger i. Det ses at nabospin peger i nær samme retning, men henigennem objektet er magnetiseringen drejet flere gange rundt. 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.).

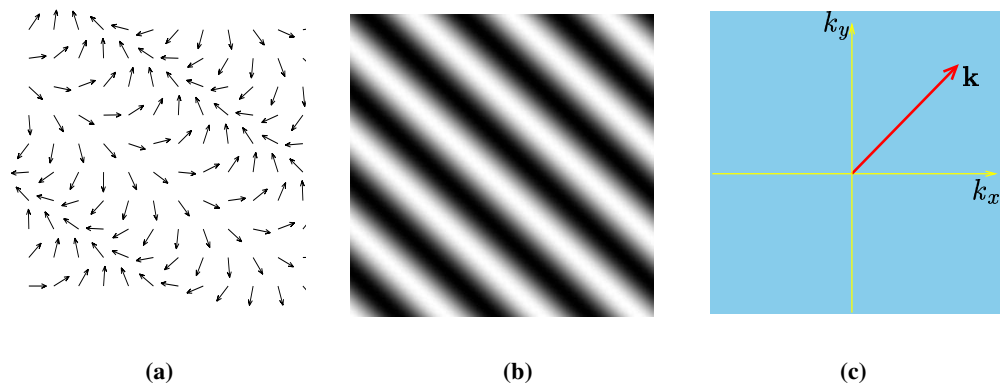
Vi ser nu på den totale magnetisering, og dermed signalet i denne nye situation. Sålænge spinnene alle peger i samme retning, dvs. før gradientens anvendelse, får vi mindre signal end før, idet færre spin bidrager til magnetiseringen. Signalet før gradienten anvendes er således et mål for det totale 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.

3.3 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. Figur 3a viser en to-dimensional spinfordeling efter at en gradient på skrå har induceret faserulning langs denne retning. 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 figur 3b. Til hvert sådant mønster tilordnes også en vektor \mathbf{k} (figur 3c), hvis retning angiver variationen i mønsteret, og hvis længde angiver tætheden af faserul (længden af \mathbf{k} vælges omvendt proportional med bølgelængden).



Figur 3: Alternative repræsentationer af faserulningsmønstre.

Typisk måles på skift ligheden med mønstre repræsenterende alle retninger og 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 4. Enkelte eksempelmønstre er vist, men for hvert eneste punkt i \mathbf{k} -rummet svarer et mønster.

3.4 Billedrekonstruktion

Ud fra radiobølgesignalerne målt som funktion af k , er det relativt enkelt at foretage „billedrekonstruktion“, dvs. at beregne billeder af objektet i skanneren. Faserulningsmønstrene udgør en basis og mønstrene svarende til hver enkelt k -værdi skal blot lægges sammen, vægtet med styrken af det målte radiobølgesignal. Dette er illustreret i figur 5, hvor de kraftigst repræsenterede mønstre er adderet først. I praksis adderes alle mønstre i et hug.

3.5 Bevægelse i \mathbf{k} -rummet

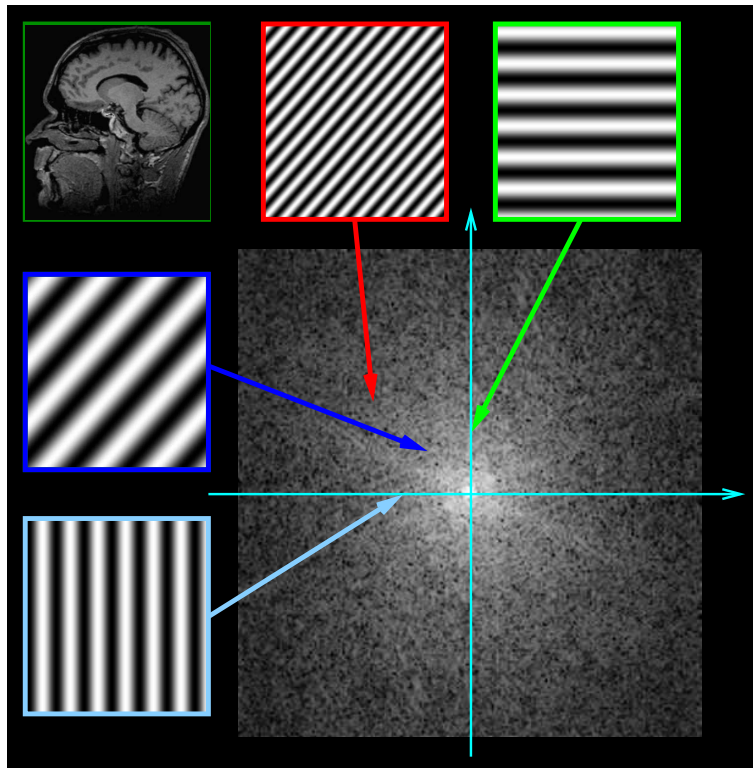
Faserulningen styres ved at anvende gradienter med forskellig retning, styrke og varighed. Så længe en gradient er aktiv, og feltet dermed varierer lineært med positionen, vil faserulningen ændre sig, men den vil *altid* have form af et stregmønster som de ovenfor viste. Samtidig vil der fra kroppen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

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.

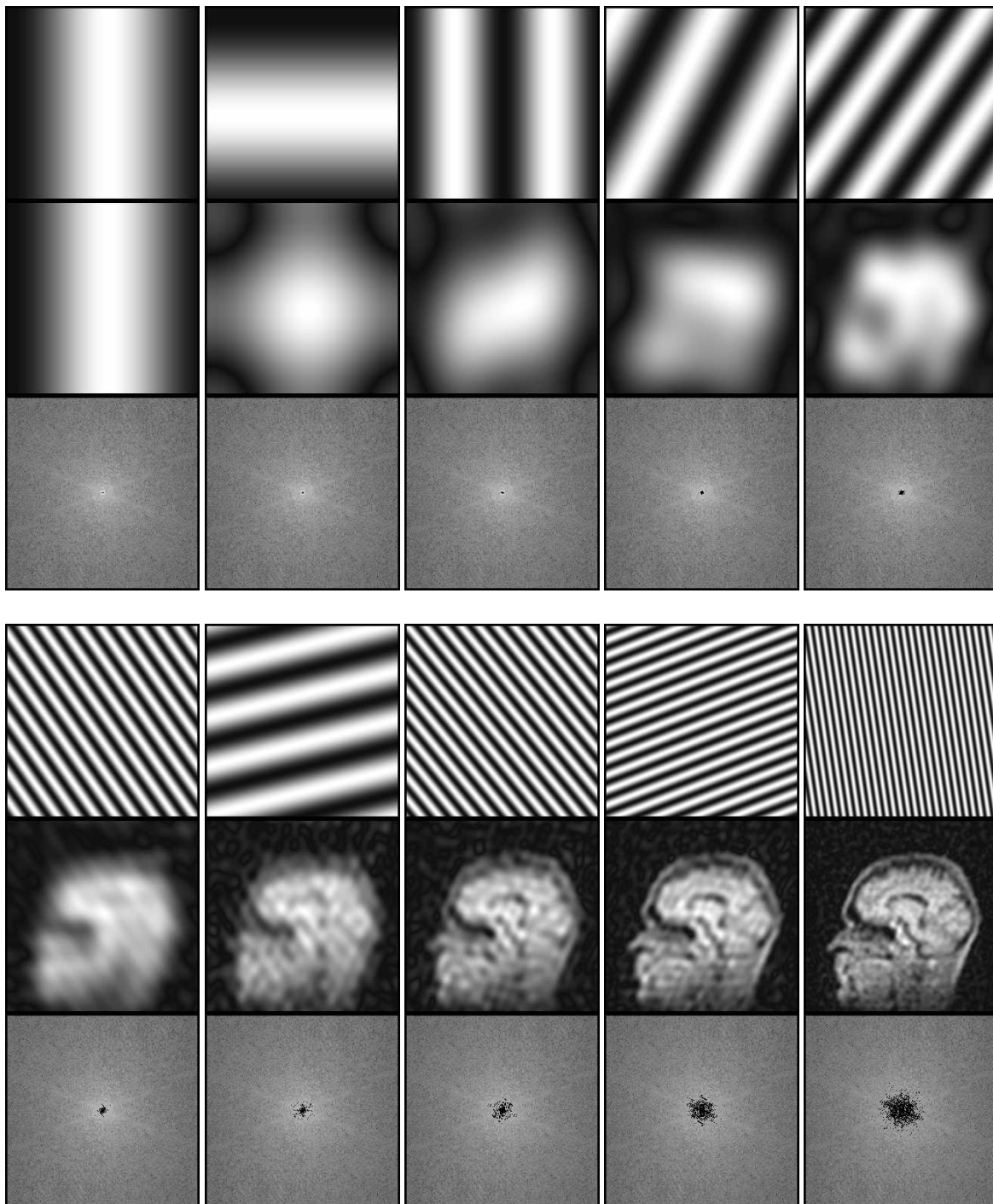
Anvendes en gradient tilsvarende fra isse til fod, fås en faserulning i denne retning, og \mathbf{k} -vektoren vokser langs k_y -aksen.

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



Figur 4: 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 lavfrekvente faserulninger.



Figur 5: 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 1024 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.

netop ved måden hvorpå k -rummet dækkes (rækkefølgen af mønstre), men billedrekonstruktionen er grundlæggende ens.

Det er måske gået op for den opmærksomme læser at k -rummet er Fourier-domænet af billedrummet. Rekonstruktionen beskrevet ovenfor foregår tilsvarende i praksis ved at udføre to- eller tre-dimensional Fourier-transformation af de opsamlede rådata. Disse repræsenteres ved komplekse tal hvor fasen udtrykker radiobølgernes tilsvarende, der igen er udtryk for magnetiseringens retning. Det er således også en relativt smal sag at nedskrive matematikken svarende til ovenstående fysik.

3.6 Parallel billedannelse

At k -rums billedannelse er en Fourier-teknik afspejles i de artefakter (fejl), der kan optræde i billederne, hvis forudsætningerne ikke er opfyldt. Hvis vi ikke har viden om objektet 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 5. 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, altså hvis Nyquist-kriteriet ikke er opfyldt, kommer der fejl i de rekonstruerede billeder. Fejlene består i at signal fejlplaceres og overlapper i det rekonstruerede billede som vist i figur 6.



Figur 6: 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 imidlertid 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 [4]. 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 [5] at sæt af rekonstruerede, aliaserede billeder optaget med forskellige antenner intuitivt kan „af-aliaseres“ hvilket i princippet er ækvivalent. Teknikkerne går idag under fællesbetegnelsen „parallel billedannelse“.

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

teknik.

4 Afsluttende bemærkninger

De almindeligvis lange kohærens-/relaksationstider er ansvarlige for den enorme fleksibilitet i MR-skanning. Dels har man på $\simeq 100$ ms tid til med serier af RF- og gradient-pulse at præparere magnetiseringen således at dens størrelse eller retning afspejler fysiologisk interessante parametre, altså at påvirke kontrasten i billederne. Dels giver den lange kohærenstid 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 [3].

Det er interessant hvordan diffraktionsgrænsen kendt fra optiske teknikker blev omgået. For k -rums teknikkerne skete dette ved at den spatiale kildelokaliserings 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 5. Da det tager tid at bevæge sig i k -rummet, sættes de ultimative begrænsninger for den rumlige opløsning af gradientstyrken, relaksationstiderne, og subjektets bevægelse, herunder diffusion.

For parallel billeddannelse udnyttedes spoleelementernes begrænsede og forskellige følsomhed i nærfeltet til at omgå bølgelængdebegrænsningen. Idet følsomhedsområdet dimensioner er af nogenlunde samme dimensioner som spoleelementernes, bestemmes den rumlige opløsning ved „ren“ parallel billeddannelse typisk 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-millisekund tidsopløsning af eksempelvis 100 antenner samtidigt. De er eksempelvis af interesse ved billeddannelse af stoffer med korte kohærenslevetider.

Afslutningsvis skal der refereres til yderligere introducerende info om MR. På nettet findes mange gode introduktioner. Nogle af disse kan findes via det internationale MR-selskabs hjemmeside, <http://www.ismrm.org>. En grundig, teknisk lærebog i nogle af de mange anvendte MR-teknikker er udgivet af Haacke *et al* [6]. Endelig kan der på Hvidovre Hospitals MR centers hjemmeside findes filmstumper og et fleksibelt IDL simulationsprogram, der illustrerer basal MR [7].

Litteratur

- [1] Feynman RP, F L Vernon J, Hellwarth RW. Geometrical representation of the Schrödinger equation for solving MASER problems. *Journal of Applied Physics* 1957;28(1):49–52.
- [2] Lauterbur P. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature* 1973;242:190–191.
- [3] Mansfield P. Multiplanar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C* 1977;10:L55–L58.
- [4] Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): Fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38(4):591–603.
- [5] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: Sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999;42(5):952–62.

- [6] Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley-Liss; 1st edition, 1999.
- [7] Hanson LG. Introduktion til teknikken bag MR-skanning, 2004. Undervisningsnoter, <http://www.drcmr.dk/MRbasics.html>.