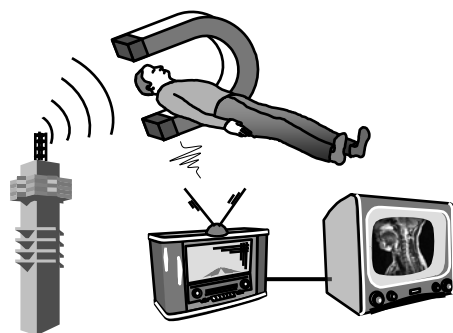


MAGNETRESONANSTOMOGRAFI



Kort översikt 2.1

PG Björklund

INNEHÅLL

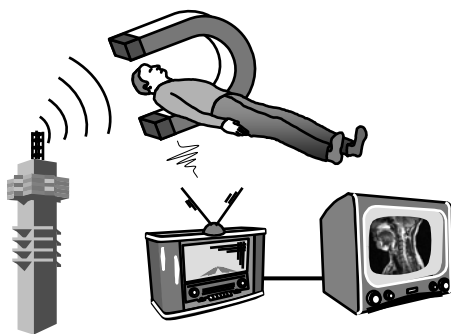
1 FYSIKALISK BAKGRUND	sida	1
Excitation	sida	3
Relaxation	sida	4
T1-Relaxation	sida	4
T2-Relaxation	sida	5
2 BILDGENERERING	sida	8
Snittval	sida	8
Frekvenskodning	sida	9
Frekvens och fas	sida	10
Faskodning	sida	11
Fyllningsschema för rådata	sida	13
Linjär/Segmentiell/Centrisk	sida	13
Half-fourier	sida	14
Spiral	sida	14
Propeller	sida	14
Snittval/Snittjocklek	sida	14
FOV	sida	15
Invikning	sida	15
Accelerationstekniker	sida	16
SENSE	sida	16
GRAPPA	sida	16
3 KONTRAST	sida	17
T1-Viktning	sida	17
T2-Viktning	sida	18
Protontäthetsviktning	sida	19
Andra kontrastfaktorer	sida	20
Flöde	sida	20
Kemiskt skift	sida	20
Fettundertryckning	sida	21
IR	sida	21
SPAIR	sida	22
Spatiell undertryckning	sida	22
Susceptibilitet	sida	22
SWI	sida	23
Magnetization Transfer	sida	23
Magic Angle	sida	23
Kontrasmedel	sida	23
Relaxivitet	sida	24

4. PULSSEKVENSER	sida	25
Spinn-Eko sekvens	sida	25
Dubbel-eko	sida	26
Turbo Spinn- Eko	sida	26
HASTE	sida	27
Inversion Recovery sekvens	sida	27
STIR	sida	28
FLAIR	sida	28
Flera IR-pulser	sida	29
Gradient-eko sekvens	sida	29
SSFP-sekvenser	sida	30
EPI	sida	31
Multipla snitt	sida	31
3-D Bildtagning	sida	32
 5. BILDKVALITET	sida	32
Ytspolar	sida	32
TR	sida	32
TE/FA/TI	sida	33
NEX	sida	33
FOV	sida	33
Faskodningssteg	sida	33
Oversampling	sida	33
Snittjocklek	sida	33
Gap	sida	34
Bandbredd	sida	34
 6. SPECIELLA TEKNIKER	sida	34
MR-Angiografi	sida	34
Diffusion	sida	35
Flödesmätningar	sida	36
 7. RELAXATIONSKURVOR	sida	37

MAGNETRESONANSTOMOGRAFI

MRT registrerar radiofrekvent signal från atomkärnor i kroppen, oftast väte. Namnet återspeglar den fysikaliska grundprincipen bakom metoden. De vanligaste namnen är NMR, MRT, MRI eller kort MR, NMR, 'Nuclear Magnetic Resonance', är egentligen beteckningen på det fysikaliska fenomen som ligger till grund för MR-tekniken. "Nuclear" säger att det är i atomkärnan något händer. "Magnetic" talar om vilka yttre förutsättningar som gäller för atomkärnorna, dvs att objektet ligger i ett kraftigt magnetfält och att det är den magnetiska egenskapen i atomkärnan som ger signal. "Resonance" talar om att det är ett resonansfenomen som uppträder. Resonansen avser i det här fallet att atomkärnorna kan sägas snurra i takt med den radiopuls som MR-kameran sänder ut.

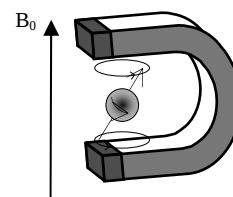
Vid bildtagning med MRT exciteras väteatomkärnorna i ett valt snitt med radiopulser. Exciteringen innebär att atomkärnorna genom resonansfenomenet tar upp energi ur radiopulser med viss bestämd frekvens. Atomkärnornas magnetisering ger upphov till induktion med samma frekvens. Detektorn består av en radioantenn eller spole. Snittval och uppbyggnad av bilden sker med extra kontrollerbara magnetfält, sk gradientfält. Snittriktning kan väljas godtyckligt.



Figur 1.1 Väteatomkärnor i ett magnetfält har förmågan att exciteras av radiopulser och avge en detekterbar signal genom induktion. Gradientfält kodar spatiell information i signalen. Ur den erhållna signalen kan en bild framställas.

1. FYSIKALISK BAKGRUND.

Vissa atomkärnor, däribland vätets som är en enkel proton, har en egenskap som kallas spinn. Spinnets kan liknas vid att atomkärnan roterar runt sin egen axel. Kombinationen av kärnans spinn och laddning ger upphov till ett mikroskopiskt magnetiskt fält, ett sk magnetiskt dipolmoment. Det har förutom intensitet eller magnitud också riktning i rummet.



Figur 1.2 Väteatomens kärna som består av en ensam proton har en egenskap som kallas spinn. Den ges både storlek och riktning i rummet. Placerad i ett magnetfält riktar protonens magnetisering in sig och precesserar runt i fältets riktning.

Om en kärna med spinn placeras i ett magnetfält kommer kärnan eller rättare sagt kärnans magnetisering att rikta in sig efter magnetfältet. Dessutom kommer magnetiseringen att precessera runt i magnetfältets riktning.

Precession är en roterande konformig rörelse som varje objekt med rotation beskriver då det utsätts för en attraktionskraft. Leksakssnurrar precesserar pga samverkan mellan rotationen (spinnets) och jordens gravitationskraft. Magnetiseringen precesserar pga samverkan mellan det magnetiska dipolmomentet och det yttre pålagda magnetfältet.

Frekvensen med vilken protonen precesserar benämns Larmorfrekvens eller resonansfrekvens. Den är direkt proportionell mot styrkan på magnetfältet enligt formeln:

$$f_0 = \gamma \cdot B_0$$

f_0 är den erhållna resonansfrekvensen.

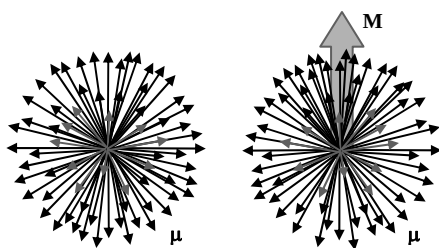
γ är den gyromagnetiska konstanten.

B_0 är det pålagda magnetfältet

Den gyromagnetiska konstanten är en för varje grundämne unik storhet. Den talar om vilken resonansfrekvens ämnet får vid ett givet magnetfält. Med ett magnetfält med styrkan 1 T (Tesla) är väteatomkärnans resonansfrekvens ca 42 MHz.

Vid 0.5 T är den 21 MHz och vid 1.5 T är den 63 MHz. För andra grundämnen gäller andra frekvenser. Fosfor är ett annat grundämne med spinn som är intressant i spektroskopisammanhang. Det har en gyromagnetisk konstant på ca 17 MHz/T.

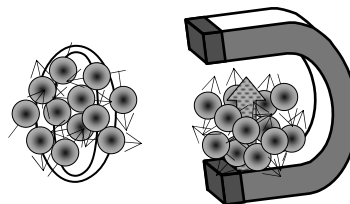
Protoner i vävnad känner pga termisk rörelse ett ständigt fluktuerande magnetfält av angränsande atomer med magnetiskt dipolmoment. Spinn, som också är magnetiska dipolmoment, påverkas av det fluktuerande magnetfältet. Spinnens orientering blir då likafördelade i rummet, dvs pekar åt alla möjliga håll. I ett magnetfält känner protonerna förutom det fluktuerande fältet även ett statiskt fält. Bägge fälten påverkar spinnen men det statiska fältet ger ett konstant moment som strävar att rikta spinnen i fältets riktning.



Figur 1.3 Spinnens orientering utan och med magnetfält. De enskilda dipolmomenten μ , får en tendens att rikta in sig i fältets riktning vilket ger en resulterande magnetisering M .

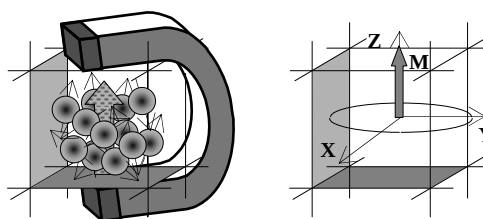
Det medför att spinnen kommer att peka något mer i fältets riktning än mot. Hur

mycket är beroende på fältstyrkan. I ett magnetfält på 1T är det vid kroppstemperatur endast ca 1ppm (del per million) övervikt i fältets riktning. Men det är denna som möjliggör MRT. Det är den lilla övervikten som ger en resulterande magnetisering och därmed kan ge en mätbar signal.



Figur 1.4 I ett magnetfält samlar sig de enskilda spinnens dipolmoment till en resulterande magnetisering.

I MRT-sammanhang kan inte enskilda atomkärnor studeras. Signalen från en enda proton är för liten för att kunna mätas. Det är oftast fråga om protoner i vävnad från någon eller några kubikmillimetrar som bidrar med signal till en enda bildpunkt. Det blir kanske upp mot en 10 000 000 000 000 stycken. Man betraktar därför alltid protonerna från ett helt volymselement och deras enskilda dipolmoment samlas ihop till en magnetiseringsvektor. Man brukar låta den samlade magnetiseringsvektorn (M) beskriva vad som händer med protonerna i ett volymselement.



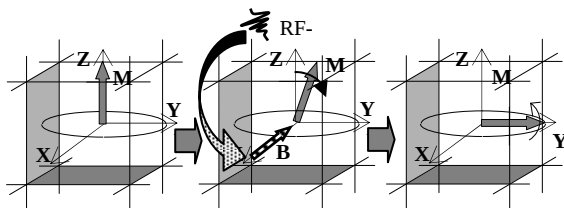
Figur 1.5 Den samlade magnetiseringen i ett volymselement beskrivs av en magnetiseringsvektor, M placerad i ett koordinatsystem.

Magnetiseringsvektorn sätts in i ett koordinatsystem där z-axeln pekar i magnetfältets riktning. X- och Y-axlarna bildar ett plan, transversalplanet, i vilket hela eller komponenter av M -vektorn roterar med precessionsfrekvensen vid mätning.

Rotationen har betydelse endast för induktionen i en detektionsspole men är för övrigt ointressant. Därför brukar man för enkelhetens skull betrakta magnetiseringsvektorn som om den är fast i ett plan och ej roterar.

EXCITATION

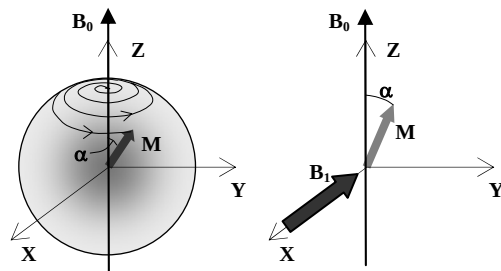
I vilotillståndet ligger den samlade magnetiseringen i magnetfältets riktning längs z-axeln. För att få ut någon mätbar signal från ett volymselement måste M-vektorn tippas på något sätt så att hela eller delar av magnetiseringen kommer att ligga i transversalplanet, xy-planet. Då fungerar alla de enskilda spinnen sammantagna till M-vektorn som en liten roterande stavmagnet. Den lilla roterande stavmagneten inducerar en växelström i detektorspolen, som en liten generator.



Figur 1.6 Den samlade magnetiseringen, M, ligger i vilotillståndet längs z-axel i magnetfältets riktning. Med en RF-puls tippas M ner till xy-planet, transversalplanet.

Ett sätt att tippa M-vektorn är att lägga på ytterligare ett magnetfält som är vinkelrätt mot huvudfältet. Men i och med att protonerna precesserar runt huvudfältet kan inte det tippande fältet vara statiskt. För att tippa M-vektorn krävs ett växlande elektromagnetiskt fält och att frekvensen på det fältet överensstämmer med Larmorfrekvensen för protonerna. I sådant fall blir det resonans mellan elektromagnetiskt fält och protoner. Frekvensen ligger vanligtvis i området för vanliga rundradiosändningar. Det elektro-magnetiska växelfältet kallas därför ofta för RF-fält eller på grund av dess ofta korta varaktighet, där RF står för radiofrekvent. Det är den magnetiska komponenten av den elektro-magnetiska RF-pulsen som har betydelse för excitationen.

RF-pulsen upplevs av spinnen som stationär pga att de precesserar med samma frekvens som RF-pulsen. Spinnen upplever att RF-pulsen är ytterligare ett magnetfält som ligger i x- eller y-axelns riktning. Det brukar få beteckningen B_1 -fält. När RF-pulsen är påslagen precesserar spinnen även runt B_1 -fältet.



Figur 1.7 RF-pulsen uppfattas av protonerna som ytterligare ett magnetfält. Protonerna precesserar även runt ett elektromagnetiskt växelfält med rätt frekvens.

Larmor-ekvationen gäller även för protonen i ett elektro-magnetiskt växelfält. Ju längre tid RF-pulsen är påslagen desto mer hinner spinnen precessera i RF-fältet. RF-fältet är mycket svagare än det stationära magnetfältet B_0 . Precessionfrekvensen runt B_1 -fältet är i storleksordningen några hundra hertz. Om RF-pulsen får vara på så lång tid att spinnen precesserar t ex $\frac{1}{4}$ varv motsvarar det en 90° -puls. Det är i denna modell möjligt att i ett koordinatsystem beskriva hur magnetiseringsvektorn påverkas av RF-pulsen.

Den totala energin i RF-pulsen bestämmer vridningen eller flippvinkeln. En RF-puls som vrider M-vektorn 90° är, i teorin, tre gånger så lång eller har tre gånger så hög effekt som en 30° -puls. En 90° -puls innebär att M-vektorn som ursprungligen låg i magnetfältets riktning helt och hållet läggs i xy-planet och inget finns kvar i z-riktningen. En 180° -puls vrider M-vektorn helt om till att peka i motsatt riktning mot magnetfältet, i negativ z-riktning.

Varje annan puls mellan 0° och 180° medför att M-vektorn kan delas upp i en del längs z-axeln (M_z) och en del i xy-planet (M_{xy}).

15°-puls ger:

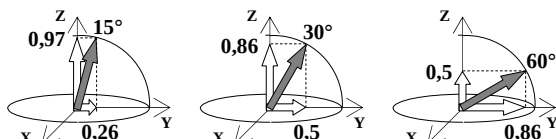
$$M_z = 0,97 \cdot M_0 \text{ och } M_{xy} = 0,26 \cdot M_0$$

30°-puls ger

$$M_z = 0,86 \cdot M_0 \text{ och } M_{xy} = 0,5 \cdot M_0$$

60°-puls ger

$$M_z = 0,5 \cdot M_0 \text{ och } M_{xy} = 0,86 \cdot M_0$$



Figur 1.8 Uppdelning av M-vektorn i M_z och M_{xy} för olika excitationsgrad (flippvinklar).

RELAXATION.

Efter excitationen strävar naturen efter att återställa jämvikten i volymselementet igen. Jämvikt är ett tillstånd utan yttre påverkan där spinnen precesserar utan synkronism och alla exciterade spinn återgått till den lägre energinivån i magnetfältets riktning. Återgången till jämviktstillståndet kallas relaxation.

Excitationen beskrevs som en kollektiv process där spinnen precesserar runt en varierande elektro-magnetiskt fält, RF-pulsen. Detta leder till att magnetiseringen tippas från sitt jämviktssläge i magnetfältets riktning. Därigenom erhålls en resultant i xy-planet som kan detekteras.

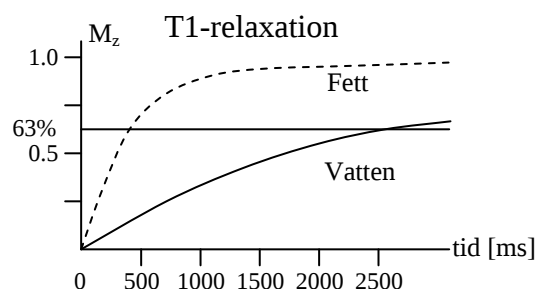
Relaxationen beskriver hur de enskilda spinnen återgår till vilotillståndet. Dels återgår de exciterade spinnen till det lägre energitillståndet i magnetfältets riktning, dels fasar de synkrona spinnen ur så att resultanten i xy-planet minskar och till slut upphör.

Den första delen, återgång till lägre energinivå, kallas spinn-gitter relaxation, longitudinell relaxation eller T1-relaxation. Den andra delen, urfasningen, kallas spinn-spinn relaxation, transversell relaxation eller T2-relaxation. T1 och T2 avser att fenomenen beskriver exponentiella förlopp med tidskonstanter T1 resp T2.

Båda dessa är ytterligt väsentliga för kontrasten i MR-bilden.

T1-RELAXATION.

T1-relaxationen, dvs magnetiserings-vektorns återuppbyggnad i magnetfältets riktning innebär att enskilda spinn eller protoner övergår från ett högre energitillstånd till ett lägre. Det kan inte ske utan att protonernas energi har någonstans att ta vägen. För det krävs att det finns ett elektromagnetiskt växelfält i protonens närhet. Sådana fält genereras ständigt av omgivande molekyrlörelser. Energin överförs till molekyler i omgivningen och omvandlas till rörelseenergi dvs värme. Förutsättningen för att detta skall inträffa är att det finns molekyler som har rotation eller vibration med frekvens nära protonens precessionsfrekvens. T1-relaxationen beskrivs ofta med en exponentialkurva med tidskonstanten T1. Det innebär att 63% av magnetiseringen återgått i magnetfältets riktning efter tiden T1. T1 är tämligen lång i fasta ämnen ty molekyrlörelser med lämpligt frekvensspektrum är relativt ovanliga. Det medför att det tar lång tid för spinnen att göra sig av med sin extra energi, upp mot timmar. I lösningar där kopplingarna mellan molekyler inte är så fasta är rörelser med frekvenser nära Larmorfrekvensen vanligare. Det medför att det tar kortare tid för protonerna att bli av med den extra energin, alltså kortare T1. T1-Relaxation förutsätter alltid energiutbyte och det är hastigheten med vilket det kan ske som bestämmer relaxationstiden T1.



Figur 1.9 T1-relaxation innebär att den samlade magnetiseringen i ett volymselement efter excitation åter byggs upp i magnetfältets riktning. Uppbyggnads-hastigheten är exponentiell men olika för olika ämnen. Vid tiden T1 har 63% av magnetiseringen för resp vävnad återgått i magnetfältets riktning.

Fett består av förhållandevis stora molekyler som har större andel termisk rörelse med frekvens nära Larmorfrekvensen. Det medför större sannolikhet att en proton känner ett växelfält med frekvens lika med precessionsfrekvensen. Kort tid att bli av med energin innebär kort T1.

Vatten består av förhållandevis små molekyler vilkas termiska rörelse har tämligen hög frekvens. Det medför liten sannolikhet för en proton att känna elektromagnetiska växelfält med frekvenser nära precessionfrekvensen. Lång tid att bli av med extraenergin innebär relativt lång T1.

I biologisk vävnad definieras vatten i tre olika tillstånd, fritt, bundet och strukturerat. Fritt vatten, dvs vatten i CSF och cystor, där vattenmolekylerna har i princip obegränsad rörlighet, åtminstone på mikroskopisk nivå. Molekylerna har mycket snabb rörelsehastighet vilket medför lång T1. Bundet vatten, dvs vattenmolekyler, som genom i huvudsak vätebindningar, är bundet till större molekyler och membran. Dessa vattenmolekyler sitter fast och har långsam rörelse, T1 är kort. Dessutom finns ett tillstånd där vattnet är relativt fritt men begränsat i rörelse beroende på cellstrukturen sk strukturerat vatten. Ödem är ett sådant tillstånd. Det ökade vatteninnehållet i vävnaden medför att en större mängd vattenmolekyler befinner sig långt ifrån cellväggar. De är inte bundna men har begränsad rörlighet. T1 blir därigenom förkortad.

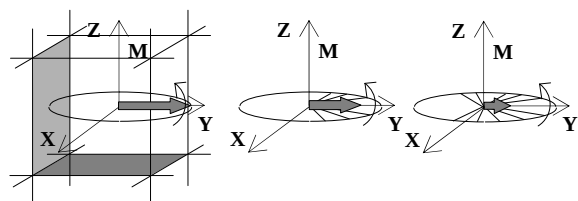
T1-relaxationen är fältberoende. Högre magnetfält medför längre T1-tider. Det beror på sannolikheten att det i omgivningen till en väteatom ska finnas ett växelfält med rätt frekvens. Sannolikheten minskar med ökande frekvens/fält. Vid dubblering av fältstyrkan ökar T1-relaxationstiden med ca 25%.

T2-RELAXATION.

T2-relaxationen dvs de samlade spinnens urfasning beror på inneboende egenskaper i materien, vävnaden.

Den huvudsakliga mekanismen bakom T2-relaxationen är störning av det lokala magnetfältet som orsakas av omgivande molekylers rörelse. Den termiska rörelsen i all materia orsakar lokala fluktuationer i magnetfältet. Molekylerna befinner sig i ständig rörelse. Små molekyler som t ex vatten tumlar omkring. Atomernas och molekylernas laddningsfördelning ger på grund av den omtumlande rörelsen upphov till ett elektromagnetiskt växelfält. Det fältet kan lokalt ändra den magnetiska fältstyrkan så att spinnen fasar ur. Spinnen känner under ett kort ögonblick ett högre eller lägre fält och precesserar då med en annan frekvens. Stora molekyler innehåller bindningar med vibrations- eller rotations rörelser. Dessa ger upphov till kraftiga lokala fluktuationer i magnetfältet och medför på liknande sätt urfasning.

Faskoherensen är ett minne sedan RF-pulsen. Efter det att RF-pulsen slagits av finns inte den drivande kraften att hålla ihop fasen för de enskilda spinnen. Detta får till följd att den samlade resultanten i transversalplanet avtar i storlek, därav beteckningen transversell relaxation.

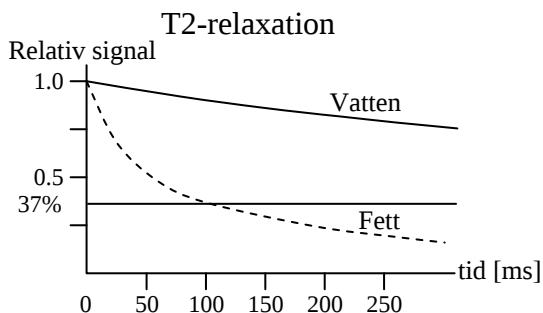


Figur 1.10 T2-relaxation innebär att spinnen i ett volymselement förlorar faskoherensen och fasar ur. Magnetiseringen kan fortfarande ligga i xy-planet men den samlade resultanten har minskat eller helt upphört.

Inhomogeniteter i magnetfältet kan resultera i en liknande effekt. Protoner på olika platser i ett volymselement känner något olika magnetfält. Därigenom kommer precessionsfrekvensen att variera något mellan protonerna vilket leder till att faskoherensen går förlorad, spinnen kommer ur fas. Denna effekt är oftast mycket snabbare än urfasningen pga T2-relaxationen.

Beteckningen T2 avser egentligen vävnadens, materialets egen inneboende relaxation. Om även effekten av inhomogeniteter i det yttre magnetfältet tas med används beteckningen T2*. Genom val av mätprocedur kan T2 eller T2* fås att bestämma signalintensiteten i bilden.

T2-relaxationen beskrivs ofta med en exponentialkurva med tidskonstanten T2. Det innebär att resultantens storlek i xy-planet minskat till 37% då tiden T2 förflutit.



Figur 1.11 T2-relaxationen sker exponentiellt med olika hastigheter för olika ämnen. Vid tiden T2 har signalen avtagit till 37% av maxvärdet för resp vävnad.

T1- och T2-relaxation är två processer som försigår samtidigt. T1-tiden är i biologisk vävnad, dock ej CSF, ca 10 gånger längre än T2-tiden. T2 är alltid kortare än T1 vilket beror på att faskoherensen går förlorad då protonen lämnar över energin till omgivningen. T1-relaxation leder alltså indirekt också till T2-relaxation.

Excitation med 90° RF-puls medför att magnetiseringen läggs helt och hållet i xy-planet.

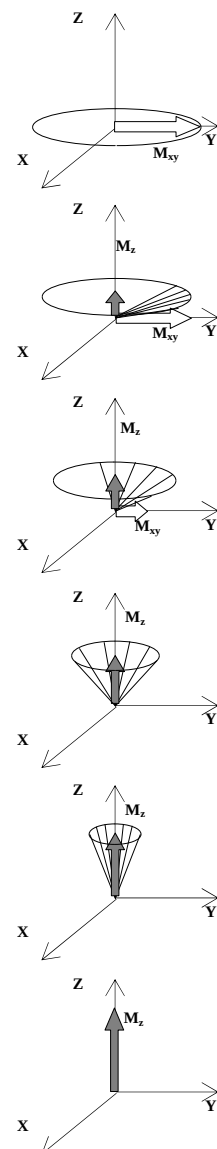
T1- och T2-relaxation sker samtidigt men T2-tiden är betydligt kortare. Urfasning i xy-planet går fortare än uppbyggnad i z-riktning.

Vid tiden T2 efter excitationen har urfasningen i xy-planet lett till att resultanten och signalen minskat till 37 %.

Urfasningen i xy-planet fortsätter tills resultanten och signalen upphör helt. T2-relaxationen är total. Det finns dock fortfarande magnetisering kvar i xy-planet.

Vid tiden T1 efter excitationen har magnetiseringen byggts upp till 63% av ursprunglig nivå i magnetfältets riktning.

Efter ca 5 T1 har så gott som all magnetisering byggts upp i magnetfältets riktning igen. T1-relaxationen är total.

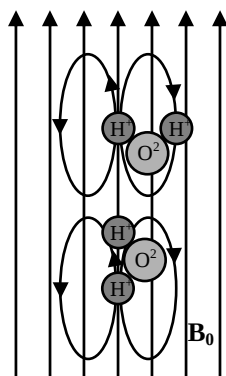


Figur 1.12

I fasta ämnen är molekylerna hårt bundna och därmed tämligen fixerade i molekylstrukturen. De lokala mikroskopiska magnetfält som genereras av och omger molekylerna är då också fixerade i rummet. Det ger upphov till lokala skillnader i magnetfältet så att näraliggande molekyler upplever något olika fältstyrka. De olika spinnen fasar därigenom ur snabbare, T2-relaxationen är snabb. Fasta ämnen har mycket kort T2.

Protoner som befinner sig nära stora molekyler och membran blir utsatta för störningar av det lokala magnetfältet vilket förkortar T2. Vätskor med högt proteininnehåll kan ha förkortad T2.

I vätskor är molekylernas rörlighet mycket stor. De lokala mikroskopiska magnetfälten följer med i molekylernas termiska rörelse som är förhållandevis snabb och tar på så sätt ut varandra. Molekylerna påverkas således inte så mycket av mikroskopiska magnetfältvariationer. De olika spinnen behåller faskoherensen lång tid, T2 relaxationen är långsam. Vätskor har lång T2.



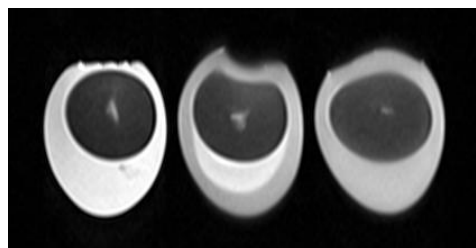
Figur 1.13 Dipol-dipol växelverkan är den huvudsakliga mekanismen bakom T1- och T2 relaxation i vätskor..

T2 är till skillnad från T1 ej beroende av fältstyrkan i någon större utsträckning.

Vävnad	T1	T2
Skelettmuskel	860	50
Hjärtmuskel	860	60
Lever	490	40
Njure	650	60
Mjälte	780	60
Grå hjärnsubst.	920	100
Vit hjärnsubst.	780	90
CSF	3200	1000
Vatten	>3500	>3500

Tabell 1 Typiska relaxationstider för olika vävnadstyper vid fältstyrkan 1.5 T. Stor spridning förekommer för både T1 och T2.

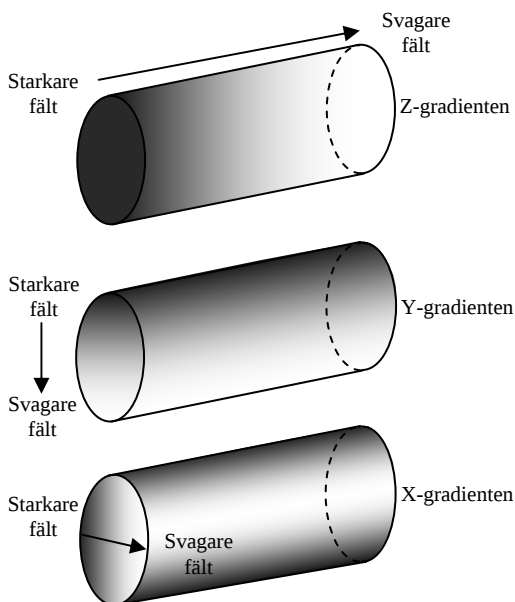
Vävnad (utom fett) består till ca 70% av vatten. Signalintensiteten i vävnad speglar inte vatteninnehållet. Intensiteten beror på T1 och T2 som beror på hur vattnet är organiserat, om det är bundet, strukturerat eller fritt. Intracellulärt vatten begränsas av cellmembran och andra cellulära strukturer. Extracellulärt vatten är mer fritt. Förhållandet mellan intra- och extracellulärt vatteninnehåll har stor betydelse för signalintensiteten.



Figur 1.14 T2-viktad bild av ägg som kokats olika länge visar vilken betydelse vattnets omgivning har för signalintensiteten.

2. BILDGENERERING.

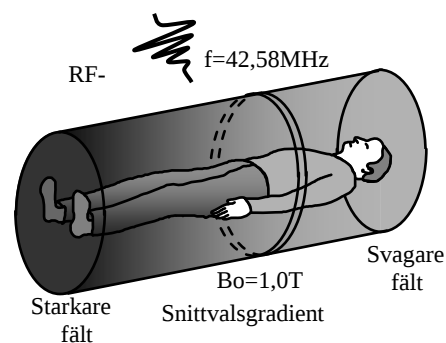
Bildgenerering är en komplex process där de sk gradientfälten spelar en avgörande roll. Gradientfälten är svaga magnetfält som ökar i styrka i bestämd riktning. Det finns tre gradientfält i MR-kameran, ett i varje koordinatriktning. X-gradienten horisontellt, Y-gradienten vertikalt och Z-gradienten i magnetens längsriktning. Gradientfälten är mycket väl kontrollerade, de kan sättas på och stängas av och även varieras i styrka mycket noggrant. Gradientfälten har samma riktning som huvudfältet men de varierar i styrka längs någon koordinatriktning.



Figur 2.1 Gradientfälten är extra magnetfält som adderas till huvudfältet. De gör så att det sammanlagda fältet varierar i styrka längs någon koordinatriktning. Magnetfältets riktning är dock alltid densamma. Gradientfälten är mycket noga kontrollerade av pulssekvensen.

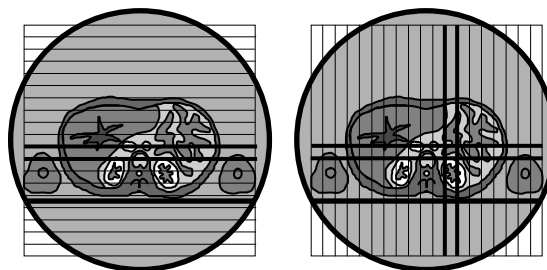
SNITTVAL.

För att välja ut en transversell skiva läggs ett gradientfält på i magnetens längsriktning. Summan av huvud- och gradientfält blir då exakt 1,0 Tesla mitt i den skiva som valts ut. I ena kanten av magneten blir summan 1,01 T och i andra 0,99 T.



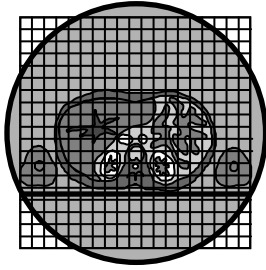
Figur 2.2 Snittval sker genom att resonansvillkoret är uppfyllt endast för ett smalt område. Det är endast det området som exciteras av RF-pulsen.

Om radiosändaren sänder ut en signal som exakt stämmer överens med resonansfrekvensen vid 1,0 T så kommer endast de atomkärnor som finns i skivan att känna av radiovågorna. Det är endast de som kommer att ta upp energi ur radiovågorna, dvs exciteras. De atomkärnor som finns vid 1,01 T har för hög resonansfrekvens för att känna radiosignalen och de som finns vid 0,99 T har för låg.



Figur 2.3 Ett utvalt snitt. Positionsbestämning av varje enskild punkt måste ske för att få en bild av snittet.

På samma sätt skulle både rad och kolumn i den utvalda skivan kunna avsökas med gradientfält så att endast en punkt exciteras av radiosignalen. Men det skulle innebära en förfärlig massa mätningar för att bygga upp en 256 X 256 bild, 65536 för att vara exakt vilket skulle ta en orimligt lång tid.



Figur 2.4 Med gradientfälten skulle det kunna ordnas så att endast en punkt i det valda snittet exciteras av RF-pulsen. För att bygga en bild på det viset krävs 65536 excitationer.

Istället har man kommit på att koda bilden i fas och frekvens och på det sättet reducera antalet mätningar till 256 st. Antalet är egentligen godtyckligt, det avgörs av önskad upplösning i bilden. I fortsättningen används just 256x256 matris som ett tänkt exempel.

Det är endast de protoner som har blivit exciterade som kan sända tillbaka någon signal för bildgenerering. Den signal som efter excitationen registreras hör således från det valda snittet.

För att bygga en bild med vad som kallas "spin warp"-teknik bestämmer man att en av riktningarna t ex X, får vara frekvenskodningsriktning och den andra riktningen, Y får vara faskodningsriktningen. Kodningen i resp riktning sker med gradienter. Tidpunkten när en gradient är påslagen under bildtagningen bestämmer om den kodar bilden i fas eller frekvens.

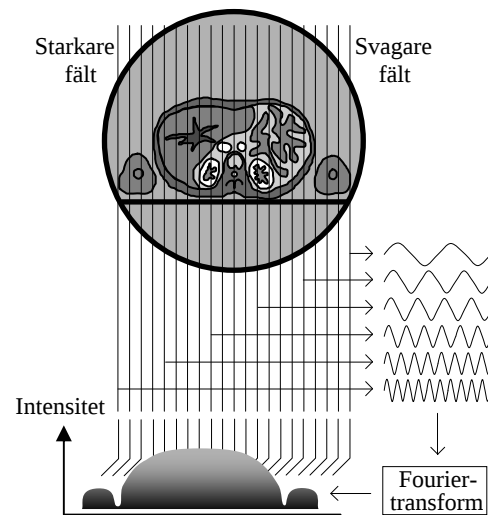
FREKVENSKODNING.

Frekvenskodning kan liknas vid en pianoklaviatur. Låga toner till vänster och höga toner till höger. Om ett ackord slås an på pianot ljuder ett flertal toner samtidigt. Den som har absolut gehör kan avgöra vilka toner som ingår och vilka tangenter de motsvarar. Man kan säga att tangent-positionen är frekvenskodad i ackordet.

Frekvenskodningsgradienten är påslagen under tiden som radiomottagaren fångar upp signalen från atomkärnorna. De atomkärnor som känner ett starkare magnetfält precesserar lite fortare och ger en signal med högre frekvens. De atomkärnor som känner ett

svagare magnetfält precesserar lite saktare och ger en signal med lägre frekvens.

Sammantaget ger alla atomkärnorna ett helt spektrum av frekvenser som radiomottagaren fångar upp. Dessa kan sedan delas upp i de enskilda frekvenserna med hjälp av en matematisk beräkning, en så kallad Fouriertransform. Höga frekvenser kommer från den delen av objektet som känner ett starkare magnetfält och signal med hög frekvens kan då placeras på motsvarande plats i bilden. Låga frekvenser kommer följaktligen från delar av objektet som känner ett svagare magnetfält och signal med låg frekvens kan placeras på motsvarande plats i bilden.

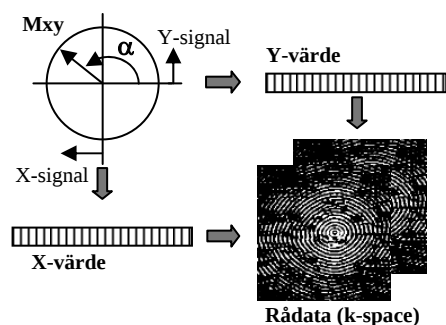


Figur 2.5 Med en gradient påslagen under själva mätningen fås spinnen att precessera med olika frekvens beroende på läget. Starkt fält i ena kanten ger högre frekvens, svagt fält i andra kanten ger lägre frekvens. Med hjälp av fouriertransformen kan signaler med olika frekvenser placeras på resp position i den färdiga bilden. Bilden ovan har endast rekonstruerats i horisontell riktning.

Om samtliga mätvärden från en mätning med endast frekvenskodning fouriertransformeras erhålls en intensitetsprofil av objektet.

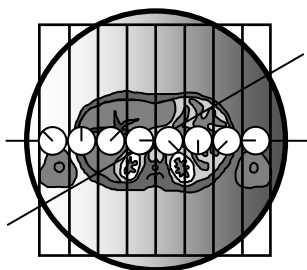
FREKVENNS OCH FAS.

Vid registreringen under frekvenskodning lagras en följd av ögonblicksvärden av signalen. Från objektet kommer en blandning av kontinuerliga signaler med höga och låga frekvenser. När signalen ska registreras och lagras för vidare bearbetning kan detta endast göras som en följd av ögonblicksvärden. Registrering av en 256-bild förutsätter att 256 mätvärden lagras. Vart och ett av dessa innehåller signalens amplitud och dess fasläge. Fasläget ges av att signalen registreras i två riktningar samtidigt, x-riktning och y-riktning. Förhållandet mellan signalens x- resp y-värde ger fasvinkeln för aktuellt mätvärde.



Figur 2.6 Signalen från Mxy detekteras och genererar ögonblicksvärden som X- resp Y-värde. Fasvinkeln α ges av förhållandet mellan x- och y-värde.

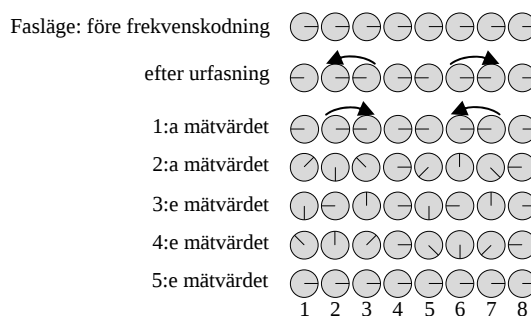
Varje mätvärde får en unik fasvinkel (i figur betecknad med α) som beror på frekvenskodningen. Mätvärdet och dess fasvinkel är ett momentanvärde av den samlade signalens intensiteter och fasvinklar från hela snittet där alla delar bidrar.



Figur 2.7 Fasläget för respektive kolumn under frekvenskodning vid insamling av 4:de mätvärdet för en tänkt 8-matris insamling.

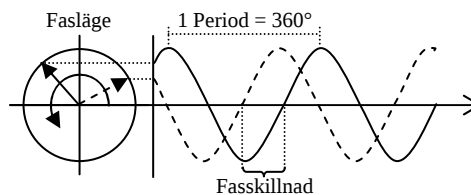
Radiomottagaren samlar in mätvärden efter varandra under en viss tid. Tiden mellan

mätvärden är någon eller några mikrosekunder. Under tiden mellan två mätvärden hinner fasläget för spinnen ändras pga frekvenskodningsgradienten. De delar av objektet som känner ett högre fält avger en signal med högre frekvens. Högre frekvens innebär att spinnen precesserar lite fortare vilket medför att deras fasläge ökar kontinuerligt. De kommer för varje mätvärde mer och mer före i fas. På motsvarande sätt förhåller det sig med de delar av objektet som känner ett lägre fält. De avger en signal med lägre frekvens, precesserar alltså lite saktare. Deras fasläge minskar kontinuerligt. De kommer mer och mer efter i fas. Detta innebär en registrering av en följd av mätvärden som vart och ett har en unik fasvinkel, beroende på fasutvecklingen som är en följd av frekvenskodningen.



Figur 2.8 Fasläget för respektive kolumn under frekvenskodning för en tänkt 8-matris insamling. För varje mätvärde adderas signalen från alla kolumner till en resulterande signal. Figuren visar 5 av 8 mätningar.

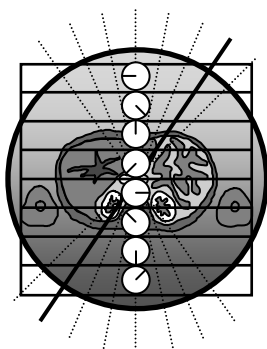
Frekvens är en kontinuerlig fasändring och fasen är frekvensens (svängningens) ögonblicksvärde. Fasökning med tex 360° per sekund ger 1Hz. Efter 1s har signalen gjort en hel period (eller ett helt varv). Efter $1/8$ s är fasläget 45° , efter $1/4$ s är fasläget 90° och efter $3/4$ s är fasläget 270° .



Figur 2.9 Fasläge och fasskillnad för två signaler med samma frekvens.

FASKODNING.

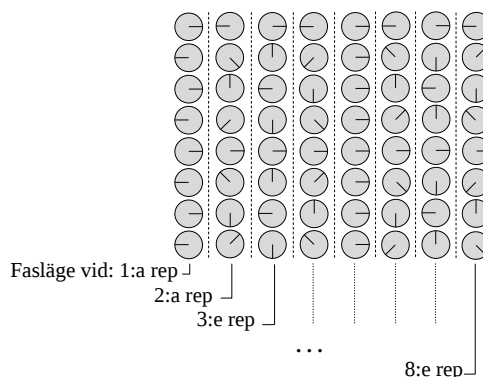
För att få detaljupplösning i två dimensioner i den färdiga bilden krävs att objektets utbredning i y-riktning kodas in i signalen. Kodning i y-riktning görs genom att simulera de faslägen som erhållits av frekvenskodningen i x-riktning. Med en gradient i y-riktning ges samma unika fasspridning vertikalt som frekvenskodningsgradienten åstadkommer horisontellt. Gradienten får vara påslagen en kort tid mellan excitation och mätning.



Figur 2.10 Faskodningsgradienten är påslagen ett kort ögonblick mellan excitation och mätning. Olika styrka på faskodningsgradienten ger olika mycket fasspridning.

För varje gång faskodningsgradienten är påslagen ges en fasspridning som motsvarar fasläget för ett mätvärde vid registreringen. Det innebär att objektet måste faskodas lika många gånger som antalet mätvärden i registreringen eller egentligen som antalet rader i den färdiga bilden. Det medför att hela proceduren med excitation/snittval, faskodning och frekvenskodning/registrering måste upprepas lika många gånger. För varje gång ges faskodningen ett nytt värde för att ge den fasutbredning som motsvarande mätvärde fått av frekvenskodningen. Första gången motsvarande det första mätvärdet, andra gången motsvarande det andra osv. För varje gång proceduren upprepas lagras de registrerade mätvärdena i en mätmatris. En rad för varje upprepning. Varje rad är frekvenskodad och består av mätvärden med olika unika faslägen. För varje rad som läggs till adderas faskodningens fasläge till de faslägen som frekvenskodningen gett. Faskodningens bidrag är lika för en hel rad. På motsvarande sätt är frekvenskodningens

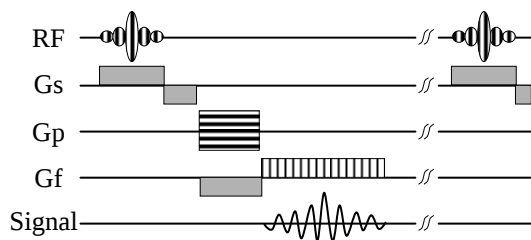
bidrag lika för en hel kolumn i mätmatrisen.



Figur 2.11 Faskodningsgradienten kodar bilden i vertikal riktning på motsvarande sätt som mätvärden är kodade i horisontell riktning av frekvenskodningsgradienten. Faskodningsgradienten kodar på samma sätt samtliga rader som frekvenskodningsgradienten kodar motsvarande kolumner (mätvärde). Jämför fasläge nerifrån och upp med fasläget från vänster till höger i motsvarande rad i fig 2.6

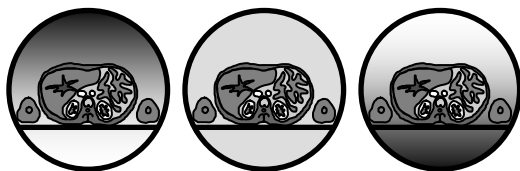
Det finns mättekniska fördelar av att fasmässigt förskjuta signalen vid registreringen. När frekvenskodningsgradienten slås på befinner sig alla spinnen i fas. Hög signal erhålls vid mätning. Vart efter tiden går får spinnen alltmer olika fasläge pga av deras olika frekvens vilket gör att signalintensiteten avtar. Om spinnen faser ut i motsatt riktning med en omvänd gradient i frekvenskodningsriktning kommer den registrerade signalen att först att vara mycket låg. Därefter kommer signalen att öka vartefter som spinnen faser ihop av frekvenskodningsgradienten. Vid halva mättiden kommer alla spinnen att vara i fas och signalintensiteten når sitt maximum. På så sätt kan man mäta de signal starka delarna som ligger närmast maximum två gånger. Priset man behöver betala är endast att utöka mättiden något. Förutom vinsten av mätningen erhålls en datamängd som är anpassad för de matematiska beräkningarna i fouriertransformen. Motsvarande förskjutning görs även i faskodningsriktning. Det åstadkommes genom att faskodningen börjar med en gradient med omvänd riktning. Den minskas i styrka successivt för varje excitation tills den är noll vid halva sekvenstiden. Då är alla spinnen i fas. Därefter ökas den i styrka till maxvärde vid

slutet av sekvensen. På så sätt erhålls en mätmatris med ett centrerat eko. Alla spinnen är i fas och maximal signal erhålls mitt i matrisen.



Figur 2.12 Tidsschema över en gradienteko-sekvens. Snittvalsgradienten G_s är påslagen under RF-pulsen. Frekvenskodningsgradienten G_f är påslagen under mätningen. Däremellan är faskodningsgradienten G_p påslagen en kort tid. Faskodningsgradientens styrka ändras enligt en uppgjord tabell för varje upprepning av sekvensen.

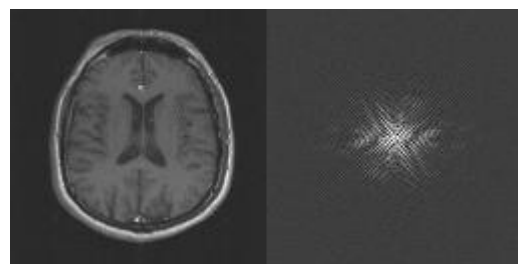
Faskodningen av raderna i det valda snittet sker i ett repetitivt förlopp. För att erhålla en 256 X 256 bild måste mätproceduren upprepas 256 gånger med olika värden på faskodningsgradienten för varje gång. Mätproceduren är för övrigt identisk. I MR-sammanhang kallas en sådan mätprocedure för pulssekvens. Faskodningen utförs genom att faskodningsgradientens styrka förändras stegvis enligt en uppgjord tabell vid repetitionen av pulssekvensen.



Figur 2.13 Faskodningsgradientens styrka vid 1:a, 128:e och 256:e mätningen.

För varje upprepning av pulssekvensen erhåller samtliga mätvärden i den efterföljande registreringen samma faskodning. Den signal som erhållits och lagts i matrisen kallas rådata (eng k-space) och matrisen kallas ofta rådatabild eller Fourierbild.

Den är en komplex bild fullständigt obegriplig för mänskligt öga bestående av frekvens- och fasinformation från det valda snittet. Översättningen till en uppfattnings-bar bild sker med Fouriertransformen som återskapar en bild ur rådatabildens frekvens- och fasinformation. Fouriertransformen är ett matematiskt verktyg för att dela upp en signal som varierar i tiden eller i rummet i dess frekvenskomponenter. Den fungerar lika bra åt båda hållen. Den verkliga bilden och rådatabilden bildar ett par, mellan vilka fouriertransformen kan översätta från den ena till den andra.

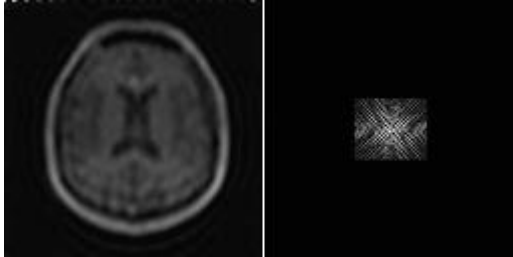


Figur 2.14. Verklig bild resp rådatabild av samma snitt.

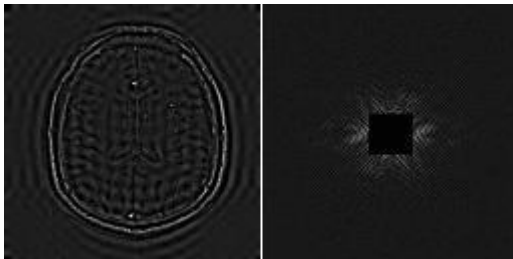
Rådatabilden är en holografisk beskrivning av den reella bilden. Varje punkt i rådatabilden innehåller information om alla punkter i den reella bilden. En punkt i rådatabilden talar om intensitet och fasläge för en specifik frekvens. Med frekvens avses här spatiell frekvens, dvs variation i intensitet i någon riktning i bilden. Perifera delar innehåller information om höga spatiella frekvenser som beskriver upplösning och kanter, i den reella bilden. Centrala delar innehåller information om låga spatiella frekvenser som mer beskriver variationer över större delar av bilden och den allmänna intensitetsnivån.

Det är även i de centrala delarna som informationen om kontrastförhållanden i bilden ligger.

Spatiella frekvenser beskriver variationen i intensiteten mellan bildpunkterna i bilden.



Figur 2.15 Centrala delarna av rådata.



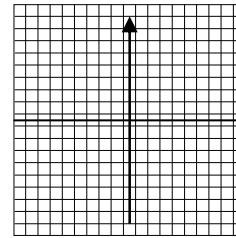
Figur 2.16 Perifera delarna av rådata.

Fyllningsschema för rådata

För Fouriertransformen är det viktig att data läggs in med rätt fasinformation. Ordning i vilken detta sker har betydelse mest för kontrast i bilden. För transformens skull kan data läggas in i vilken ordning som helst. Därför är det fritt val att börja uppifrån eller nerifrån, inifrån och ut eller utifrån och in eller vilket schema som passar.

Linjär

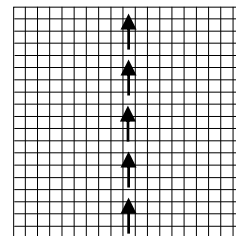
Linjär insamling innebär att mätdata läggs in i rådatamatriken nerifrån och upp eller vice versa. För varje excitation läggs en eller flera rader med olika faskodning in i stigande eller fallande ordning. Detta innebär att de centrala delarna samlas in efter halva undersökningstiden.



Figur 2.17 Linjär insamling av rådata.

Segmentiell

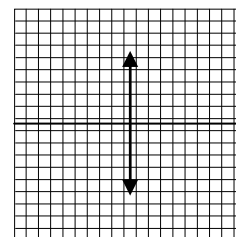
Rådata delas in i ett antal segment. Varje segment får en unikt faskodad linje för varje excitation. Segmenten fylls linjärt. För varje excitation samlas mätdata in som är fördelat över hela rådatamatriken. TurboSpinEcho resp FastSpinEcho använder detta schema.



Figur 2.18 Segmentiell insamling av rådata.

Centrisk

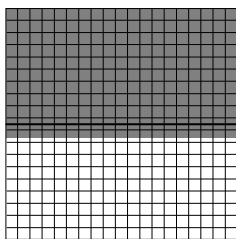
Rådatamatriken fylls från mitten och omväxlande linjer uppåt och neråt. På så sätt samlas de centrala delarna först och de perifera senare. Det kan vara viktigt speciellt vid angiografi då man vill fånga kontrastbolusen som ska ge hög signal i den centrala delen av rådata.



Figur 2.19 Centrisk insamling av rådata.

Half-fourier

Egentligen skulle man bara behöva samla in en halva av rådata-matrisen. Den övre och nedre halvan är varandras 'spegelbilder'.

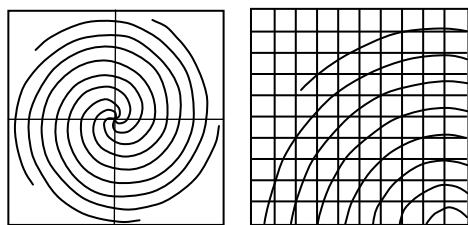


Figur 2.20 'Half-fourier'-insamling av rådata.

Man kan beräkna den ena halvan om man har värdena i den andra. Det är Y-värdena som har ombytt tecken. I den komplext matematiska världen säger man att den ena halvan är konjugatet av den andra. Om man bara samlar in den ena halvan tar mätningen hälften så lång tid. Detta kallas lite olika av olika tillverkare men 'Half fourier' brukar vara med i namnet. Priset man får betala är brusigare bild.

Spiral

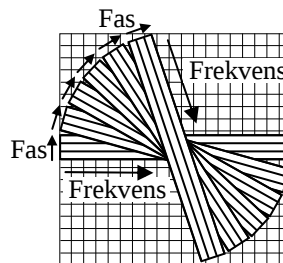
Spiralteknik ger möjlighet till mycket snabb insamling av rådata. Mottagaren är öppen under tiden som två gradienter samtidigt sveper över rådatamatriken i ett spiralförmönster. Hela rådata kan täckas med en spiral eller så delas insamlingen upp i segment där flera spiraler täcker skilda delar av rådata. De centrala delarna mäts först i spiralen. Mätvärdena måste reformateras för att passa in i den rektangulära rådatamatriken.



Figur 2.21 Insamling av rådata med spiral-teknik. Mätvärdena måste reformateras för att passa rådatamatriken.

Propeller

Propellerteknik används för att reducera rörelseartefakter. Insamlingen är segmenterad med ett antal 'blad' som täcker rådata i olika riktningar. Varje 'blad' består av ett litet antal faskodningssteg. 'Bladen' roteras för att täcka rådata. Fas- och frekvenskodningsriktning roteras för varje segment så att frekvenskodning sker i radiell riktning. På så sätt minskas känsligheten för rörelse som ger artefakter i huvudsak i faskodningsriktning. Mätvärdena i segmenten måste fasjusteras pga objektets rörelse. Mätvärdena måste även reformateras för att passa in i den rektangulära rådatamatriken.



Figur 2.22 Insamling av rådata med propeller-teknik.

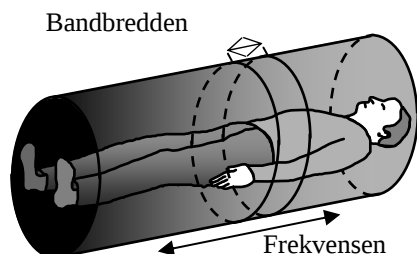
Snittval/Snittjocklek

Gradienten i snittvalsriktningen som är nödvändig för snittvalet åstadkommer också urfasning av spinnen i skivan. På ena sidan av skivan känner protonerna ett högre fält och på den andra ett lägre. Det innebär att protonerna under tiden som gradienten är påslagen precesserar med något olika frekvens. Därigenom får de något olika fasläge. Detta måste kompenseras för att få hög signal i bilden. Det görs genom att lägga på en gradient i snittvalsriktning med omvänd polaritet en sk refokuseringsgradient.

Snittjockleken bestäms av en kombination av snittvalsgradientens styrka och RF-pulsens bandbredd dvs frekvensinnehåll. Resonansvillkoret är under snittvalsgradientens inverkan uppfyllt endast inom ett kort intervall. Ökar snittvalsgradientens

styrka så minskar snittjockleken och vice versa.

Snittets position kan flyttas genom att RF-pulsens frekvens ändras. Om frekvensen ökas flyttas snittet åt det håll där magnetfältet är kraftigare. Minskas frekvensen flyttas snittet åt motsatt håll.



Figur 2.23 Snittposition och snittjocklek beror av RF-pulsens frekvens och bandbredd.

FOV

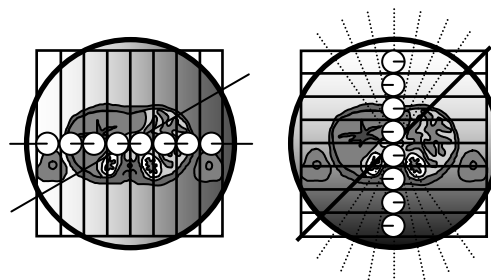
FOV bestäms av de givna förutsättningar som ska gälla för Fouriertransformen och givetvis mätutrymmets fysikaliska begränsningar.

Dessutom utgör sändar- resp mottagarspolarnas täckningsområde en fysisk begränsning av FOV.

Fouriertransformen förutsätter att det är 180° fasskillnad i signalen från två näraliggande punkter i objektet vid maximal gradientstyrka. Det är när de höga spatiell frekvenserna i bilden ska kodas in i signalen.

FOV bestäms indirekt av pixelstorlek och insamlingsmatris. Pixelstorleken bestäms ur villkoret för 180° fasskillnad mellan näraliggande punkter. Vilket i sin tur bestäms av gradientstyrkan och tiden gradienten är påslagen. Insamlingsmatris utgörs av antal insamlade mätvärden i frekvenskodningsriktning och antal faskodningssteg i faskodningsriktning.

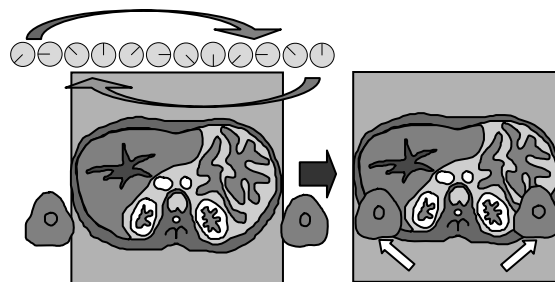
Fasspridningen ökar ju längre tid gradienten är påslagen. Kodningen är klar när vi har fått mätvärden med fasspridning från -128 -varv till $+128$ -varv över hela FOV, (för en typisk 256-matris). I frekvenskodningsriktning sker det under tiden som frekvenskodningsgradienten är påslagen under själva mätningen. I faskodningsriktning sker det stegvis för varje excitation.



Figur 2.24 FOV bestäms av fasspridning på 180° mellan intilliggande kolumner resp rader.

Invikning

Om FOV är mindre än objektet finns det delar av objektet som fått fasspridning på mer än ± 128 varv. Det visar sig att dessa delar inte kan särskiljas i fasläge från de som fått fasspridning mindre än ± 128 varv fast med omvänt tecken. Man får invikning dvs de delar av objektet som finns utanför FOV på ena sidan läggs på objektet innanför FOV på motsstående sida. Detta uppträder i alla riktningar. Invikning kan ske upprepade gånger om FOV är tillräckligt litet.



Figur 2.25 Invikning.

För 3D-mätningar sker invikning även i snittvalsriktning då det finns en fasinkodning för att särskilja snitten. Effekten är mindre uttalad i frekvenskodningsriktning pga att det finns ett bandpassfilter på mottagaren som dämpar frekvenser utanför FOV.

Fasöversampling är ett sätt att komma runt problemet med invikning. Man utökar FOV genom att lägga till extra faskodningssteg. Bilden beskärs till ursprungligt FOV vid presentation.

Extra faskodningssteg tar extra tid då det kräver extra excitationer. Man vinner dock i SNR.

Översampling sker idag regelmässigt på standardsekvenser i frekvenskodnings-

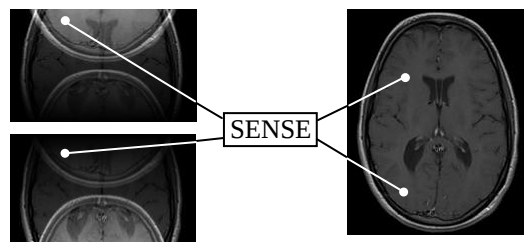
riktning. Sampling och ADC-omvandling sker så snabbt att man hinner ta dubbla antalet sampel under mätningen. Det ger dubbla FOV i frekvenskodningsriktningen. Bilden beskär till ursprungligt FOV vid presentation.

ACCELERATIONSTEKNIKER

Accelerationstekniker bygger på att reducera antalet faskodningssteg. Möjligheten till detta ges av att ha flera mottagarpoler som känner olika signal i faskodningsriktningen. Accelerationsfaktorn anger hur stor del av faskodningslinjerna som samlas in vid mätningen. En accelerationsfaktor på 2 innebär att hälften av linjerna samlas in, 3 en tredjedel, 4 en fjärdedel osv. Det är inte nödvändigt att accelerationsfaktorn är ett heltal, den kan även vara t ex 1,5 eller 2,4. För en accelerationsfaktor mindre eller lika med 2 krävs minst 2 mottagarpoler placerade i faskodningsriktning. Accelerationsfaktor större än 2 kräver minst 3 spolar och större än 3 kräver minst 4 spolar i faskodningsriktning. Acceleration kan även ske i snittvalsriktning vid 3D-insamling. Då krävs motsvarande antal mottagarpoler i snittvalsriktning. Gles insamling av faskodningslinjer medför mindre FOV som ger invikning. Ju glesare faskodninglinjerna samlas in desto fler gånger viks bilden. I huvudsak två olika tekniker har utvecklats för att rekonstruera bild utan invikning.

SENSE

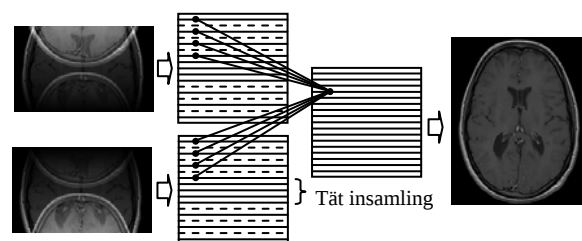
SENsitivity Encoding gör beräkningar på rekonstruerade bilder med kraftig invikning. En invikt bild från varje spolelement. Olika känslighetsprofiler för spolelementen ger möjlighet att rekonstruera en bild ur flera invikta bilder. Med kunskap om de olika mottagarpolarnas känslighetsprofiler kan man ur de invikta bilderna särskilja signal på "rätt" plats och signal som är invikt.



Figur 2.26 SENSE faktor 2.

GRAPPA

GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions, GRAPPA gör beräkningar på rådata med gles insamlade faskodningssteg. En uppsättning rådata erhålls från varje spolelement.



Figur 2.27 GRAPPA faktor 2.

Faskodningssteg som saknas beräknas med hjälp av kringliggande insamlade faskodningssteg både från det 'egna' spolelementet och från övriga. Linjerna som är tätt insamlade används för bestämning av viktningfaktorer för beräkningarna.

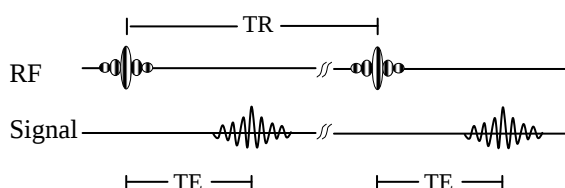
3. KONTRAST.

Tre primära egenskaper hos vävnaden bestämmer hur den kommer att se ut på en MR-bild för en viss inställning med en viss mätsekvens. Det är relaxationstiderna T1 och T2 samt protontätheten. Dessa tre storheter kan genom val av mätsekvens utnyttjas för att ge vitt skilda kontrastförhållanden. I MR-sammanhang är tre olika typer av bilder vanliga: Protontäthetsviktad, T1-viktad och T2-viktad. De säges vara viktade åt det ena eller andra hållet beroende på vilken effekt som är mest uttalad men det finns en påtaglig inverkan av de andra effekterna i varje sådan bild. Vanligtvis åstadkommer man en specifik viktning av bilden genom val av repetitionstid och ekotid.

Repetitionstid, TR, är den tid som förflyter mellan upprepade exciteringar av samma volymselement. Upprepade exciteringar används dels för att erhålla viss kontrast i bilden och dels för att samla in data för tomografin. I det tänkta exemplet exciteras varje snitt 256 gånger vid bildtagningen.

Ekotiden, TE, är tiden mellan excitation med RF-pulsen och själva mätningen av ekot dvs den återutsända signalen.

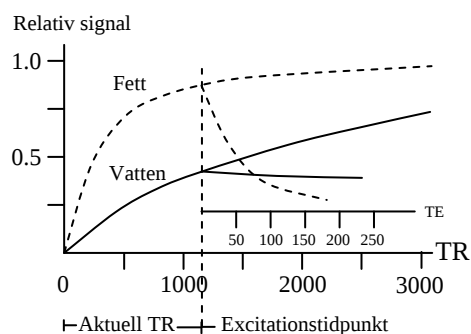
Invertering av magnetiseringen med 180-puls och efterföljande inversionstid, TI ,dvs tiden mellan inversionspuls och bildtagning, har stor inverkan på kontrasten i bild. 'Inversion Recovery'-sekvenser behandlas under avsnitten Sekvenser.



Figur 3.1 Ekotiden, TE, är tiden mellan excitationen med RF-puls och mätningen av signalen. Repetitionstiden, TR, är tiden mellan två på varandra följande exciteringar.

Resonemanget om inverkan av TR och TE på kontrasten är allmängiltigt men gäller här specifikt med mätning med Spinn-Eko sekvens vilken behandlas senare.

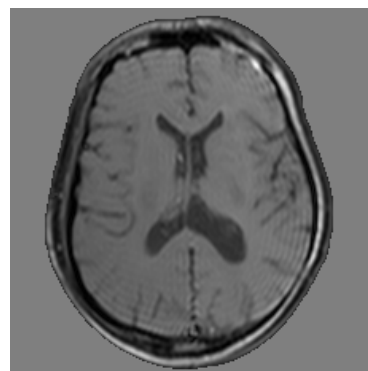
En viktig regel då viss viktning eftersträvas är att undvika effekterna av andra viktningarna.



Figur 3.2 Sammansatta relaxationstidskurvor för både T1 och T2. Den yttre kurvan visar T1-relaxation och den inre T2-relaxation. Den inre kurvan flyttas för att motsvara vald repetitionstid (TR). Avläsning på den inre kurvan ger erhållen signalnivå för fett- resp vattenrika substanser vid skilda ekotider (TE).

T1-VIKTNING.

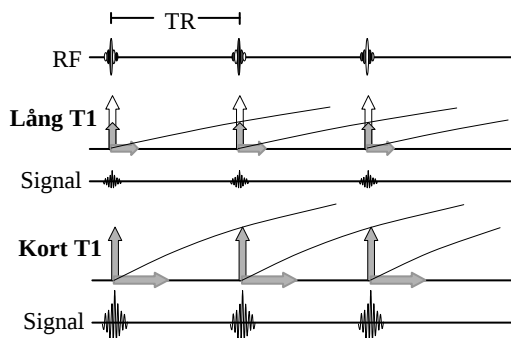
T1-viktning innebär att kontrasten i bilden bestäms av vävnadernas olika T1-relaxationstider.



Figur 3.3 T1-viktad bild. Vävnad med kort T1 får hög intensitet, vävnad med lång T1 får låg intensitet.

OBS! MR-bilderna som följer kan ej jämföras sinsemellan m a p signalintensitet då de har olika fönsterinställningar.

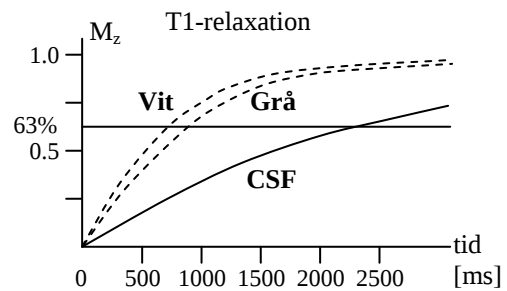
T1-relaxation avser volymselementets samlade magnetiserings återgång till magnetfältets huvudriktning efter excitation med RF-puls. Den del av magnetiseringen i volymselementet som ligger i magnetfältets riktning kan ses som en resurs eller potential ur vilken signalen kan hämtas. Vid excitationen tippas den ner i xy-planet där mätningen sker. Om repetitionstiden sätts kort kommer vävnad med kort T1 att hinna relaxera mycket och ge hög signal vid nästa excitation. Vävnad med lång T1 hinna endast relaxera lite och ger därför låg signal vid nästa excitation. Den del av magnetiseringen som ej hunnit relaxera tillbaka i z-riktning sedan föregående excitation bidrar ej till signalen.



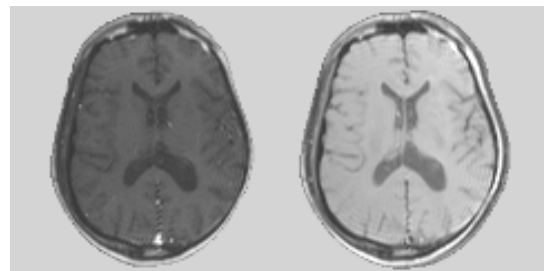
Figur 3.4 Endast den del av magnetiseringen som hunnit återgå i z-riktning sedan föregående excitation bidrar med signal. Excitation med RF-pulser i sådan takt att magnetiseringen inte hinna återgå i z-riktning för all vävnad mellan excitationerna ger möjlighet till separering av vävnader med olika T1-tider.

För att undvika effekten av T2-relaxationen skall ekotiden vara kort. T1-tiderna spänner över ca 300 -2500 ms för biologisk vävnad. Vävnad med kort T1 har hög signalintensitet och vävnad med lång T1 har låg signalintensitet vid T1-viktning.

Om tiden mellan excitationerna är så kort att inte någon T1-relaxation av praktisk betydelse hinna äga rum säger man att spinnen är mättade eller saturerade. Detta förhållande används flitigt i MR-angiografi och när man vill släcka oönskad signal t ex från områden som ger rörelseartefakter.



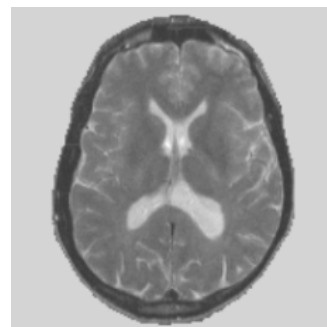
Figur 3.5 Relaxationskurvorna för fett- resp vattenrika substanser ger en indikation om lämplig TR för T1-viktade bilder. Tillräcklig kontrast och signal erhålles med TR=0.5s. Jämför med figur 3.3.



Figur 3.6 Repetitionstiden inverkar starkt på signalintensiteten och kontrasten i bilderna. Vänstra bilden har TR=0.125 s och den högra har TR=0.5 s.

T2-VIKTNING.

T2-viktning innebär att vävnadernas olika T2-relaxation bestämmer kontrasten i bilden.

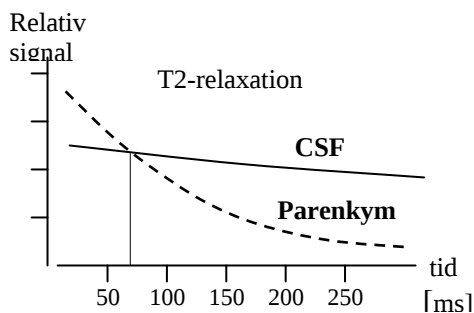


Figur 3.7 T2-viktad bild. Substans som behåller faskoherensen länge får hög intensitet i bilden då mätning sker relativt lång tid efter excitationen.

T2-relaxation avser de till volymselementet hörande spinnens urfasning i xy-planet efter excitation. I vävnad med lång T2 behåller spinnen faskoherensen lång tid efter excitationen. Signal kan då erhållas från volymselementet under långt tid. I vävnad med kort T2 fasar spinnen ur på kort tid, signalen dör fort ut.

Vid T2-viktning skall ekotiden TE vara så lång att vävnad med kort T2 ger låg signal och vävnad med lång T2 ger hög signal.

Repetitionstiden måste också vara lång för att undvika effekten av T1-relaxation. Det innebär att magnetiseringen skall hinna återgå till z-axeln även för vävnad med lång T1.

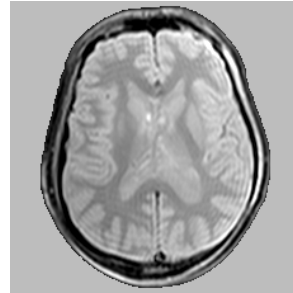


Figur 3.8 T2-relaxationskurvorna för fett- resp vattenrik substans skär varandra. Ekotider senare än skärnings punkten ger T2-viktade bilder. Kurvornas absolutnivå och därmed skärningspunktens läge beror på repetitionstiden.

Observera skillnaden mellan T1- och T2-viktning. Vid T1-viktning får vävnad med kort relaxationstid (T1) hög intensitet i bilden. Vid T2-viktning får vävnad med lång relaxationstid (T2) hög intensitet i bilden.

PROTONTÄTHETSVIKTNING.

Protontäthetsviktning innebär att skillnaden i protontäthet mellan olika typer av vävnad bestämmer kontrast-förhållandena. För att åstadkomma detta sätts repetitionstiden och ekotiden så att inverkan av T1 och T2 minimeras.

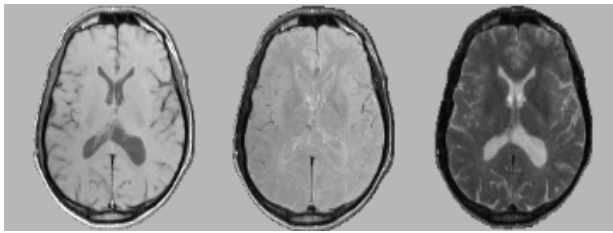


Figur 3.9 Protontäthetsviktad bild, signalintensiteten speglar protontätheten. Med lång repetitionstid och kort ekotid minskas inverkan av både T1- och T2-relaxationen.

För att minimera T1-relaxationens inverkan på kontrasten skall repetitionstiden väljas så lång att magnetiseringen i all typ av vävnad hinner relaxera till z-axeln mellan excitationerna. För att minimera T2-relaxationens inverkan skall ekotiden väljas så kort att spinnen håller faskoherensen i alla vävnader vid mätningen.

Lång TE (> 90 ms)		T2- viktad bild	
Kort TE (< 25 ms)	T1- viktad bild	Proton viktad bild	
	Kort TR (< 1s)	Lång TR (> 2 s)	

Figur 3.10 Ekotider (TE) och repetitionstider (TR) för att erhålla viss viktning vid bildtagning med sekvenser av spinn-eko typ.



Figur 3.11 Variation av ekotiden TE ger helt olika kontrastförhållanden i bilden. Vänstra bilden har TE=25 ms, bilden i mitten har TE=75 ms och den högra har TE=150 ms. Den relativt korta repetitionstiden TR=1.2 s ger förhållandevis mycket T1-viktning vilket tydligt syns på den vänstra bilden.

Oftast är det man kallar protonviktade bilder egentligen ett mellanting mellan T1- och protonviktade. Renodlad protontäthetsviktning kräver mycket lång repetitionstid, mer än 5 ggr längre än längsta T1-tiden. Vanligen väljer man TR mellan 2500-5000 ms för att få rimliga undersökningstider.

ANDRA KONTRASTFAKTORER.

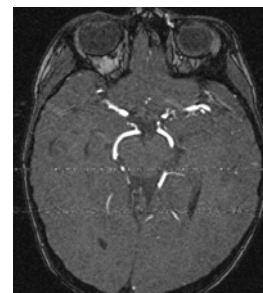
Förutom de vävnadsberoende egenskaperna T1, T2 och protontäthet finns det en rad andra omständigheter som påverkar kontrasten. Följande uppställning ger en uppfattning om komplexiteten i kontrast-uppbyggnad. Inre omständigheter avser patient- eller organberoende förhållanden. Yttre faktorer avser maskinförhållanden eller mätsekvensinställningar.

Inre faktorer.	Yttre faktorer.
- Protontäthet.	- Magnetfältstyrka.
- T1-relaxation.	- Snittjocklek.
- T2-relaxation.	- Snittprofil/gap.
- Kemiskt skift.	- TR/TE/FA.
- Susceptibilitet.	- Antal mätningar.
- Perfusion.	- Bandbredd
- Diffusion.	sändare/mottagare
- Flöde.	- Mätsekvens.
- Paramagn subst.	- Kontrastmedel.

Flöde

Flöde har olika påverkan på kontrasten beroende på mätproceduren. Vid vissa mätprocedurer tex gradientekosekvenser erhålls intensitetsförstärkning pga inflöde av osaturerade spinn. Vid andra procedurer erhålls istället nästan total utsläckning av signalen. Spinn-eko sekvens ger ett mer komplext signalmönster. Excitationsordning av intilliggande snitt med eller mot flödet får stor inverkan.

Pulserande flöde ger dessutom artefakter som utbreder sig i faskodningsriktning.



Figur 3.12 Intensitetsförstärkning pga inflöde.

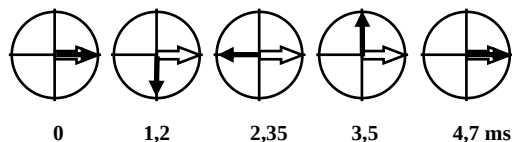
Kemiskt skift.

Kemiskt skift, dvs det förhållandet att protoner i fett och vatten har något olika resonansfrekvens, kan ge förskjutningsfenomen i bilderna. Det skiljer ca 3,3 ppm i resonansfrekvens mellan protoner i vatten och protoner i fettmolekyler. Ppm står för 'parts per million'. Det innebär att protoner i fett har ca $3,3 \times 42,58 = 140 \text{ Hz/T}$ lägre resonansfrekvens. Vid 1,5T blir det ca 210Hz. Om bandbredden på mottagaren är lägre än 210Hz/pixel blir signalen från fett och vatten förskjutna i bilden. Om mottagarens bandbredd är 70Hz/pixel fås en förskjutning på mer än 3 pixel.



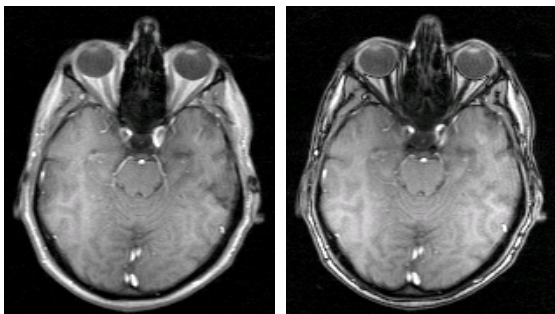
Figur 3.13 Förskjutning pga kemiskt skift.

Förutom förskjutning kan kemiskt skift ge upphov till konstruktiv alt destruktiv interferens i signalen pga fasförhållandet mellan fett- resp vattensignalen i ett och samma volymselement. Då fett har 225Hz lägre resonansfrekvens vid 1,5T, precesserar magnetiseringen i fett 210 varv mindre per sekund. Det innebär att precessionen är ett helt varv mindre för varje 1/210 sekund vilket är lika med 4,7ms.



Figur 3.14 Cyklisk fasutveckling vid 1,5T i volymselement med både fett och vatten.

För varje 4,7ms kommer magnetiseringen i vatten och fett att vara i fas och bidra konstruktivt till signalen. 2,35ms senare har magnetiseringen i fett sackat ytterligare ett ½ varv och då interfererar den destruktivt med vatten. Där emellan är signalen från fett och vatten mer eller mindre ur fas.



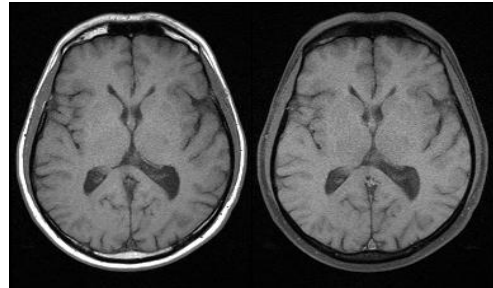
Figur 3.15 'In Phase' resp 'Out of Phase'.

Fettundertryckning

Det finns ofta önskemål att undertrycka signalen från fettvävnad. Den starka signalen från fett kan dölja patologi. Den kan också utgöra en källa till störning i bilden. Det finns ett flertal olika metoder att undertrycka signal från fett.

Frekvensselektiv excitation kan användas som en preparationspuls före själva sekvensen. Då exciteras enbart fett i objektet med en RF-puls med frekvens som ligger 3,5 ppm lägre än vatten.

Om RF-pulsen har tillräckligt smal bandbredd påverkas inte protoner i vatten. Omedelbart efter excitationen fasas signalen ur med kraftiga sk 'spoiler'-gradienter. Magnetiseringen från fett bidrar då inte med signal i den följande mätningen.



Figur 3.16 Fettundertryckning. T1-viktad bild t.v och T1-viktad bild med fettundertryckning t.h

Dixon-metoden använder fasinformationen i 'In Phase'- resp 'Out of Phase'-bilder.

I 'In Phase'-bilder ligger vatten- och fett-signalen i fas. I 'Out of Phase'-bilder ligger fett-signalen (F) 180° ur fas i förhållande till vattensignalen (W). Man kan matematiskt beskriva det som att 'In Phase'-bilder (I) innehåller summan av vatten- och fett-signal och 'Out of Phase'-bilder (O) innehåller skillnaden mellan vatten- och fett-signal.

$$I = W + F$$

$$O = W - F$$

Ur detta samband kan man beräkna vatten- resp fettbilder

$$W = 0,5 * (I + O)$$

$$F = 0,5 * (I - O)$$

Till detta kommer en ganska avancerad faskorrektion som kompenserar för fasskift orsakade av inhomogeniteter i magnetfältet.

IR

T1-relaxationstiden för protoner i fett resp vatten i biologisk vävnad skiljer sig i storleksordning en faktor 10. Om all magnetisering inverteras med en 180°-puls kommer relaxationen att gå från -Mz till + Mz. Magnetiseringen för en viss vävnad passerar då 0-linjen vid tiden $t = 0,69 * T1$. För fett i triglycerider är T1 ungefär 220ms.

Om bildtagningen sker vid tiden $t=0,69 \cdot 220=150\text{ms}$ kommer magnetiseringen i fett att passera 0-linjen och bidrar då inte till signalen.



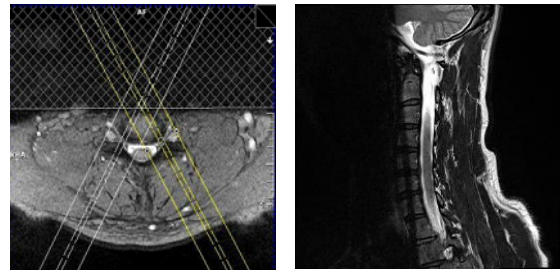
Figur 3.17 STIR med TI=150ms.

SPAIR

SPECTral Adiabatic Inversion Recovery, SPAIR är en preparationsteknik för att få mer homogen fettundertryckning. Den utnyttjar en frekvensselektiv inversionspuls som enbart inverterar magnetisering i fett. Inversionspulsen är dessutom sk adiabatisk vilket innebär att den ger en väldefinierad 180° -puls över ett stort område. Bildtagning sker när magnetiseringen för fett passerar 0-linjen. Detta tillsammans ger en kraftigare och mer homogen fettundertryckning.

Spatiell undertryckning

För att undertrycka oönskad signal från vävnad vid sidan av undersökningsområdet kan man göra en spatiell undertryckning eller sk saturering. Man exciterar då en skiva i önskat plan och fasar ur magnetiseringen med kraftiga gradienter före själva bildtagningen. Saturationsskivor vinkelräta mot bildplanet används för att 'skära' bort oönskade strukturer. Ett flertal saturationsskivor kan appliceras för varje bildtagning. Om saturationsskivorna läggs i samma riktning som bilden men 'framför eller bakom' kan signalen från blod i kärl som kommer in i bilden undertryckas.



Figur 3.18 PRESAT Det streckade området i vänstra bilden anger var den koronara saturationsskivan placeras. Undertryckning av signal från vävnad framför halskotorna syns tydligt i högra bilden.

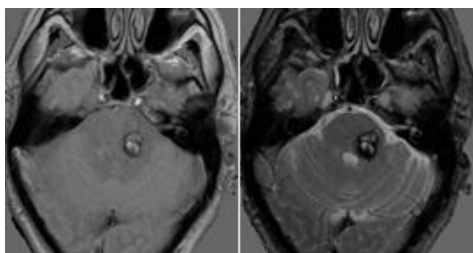
Susceptibilitet

Biologisk vävnad är i huvudsak diamagnetisk, dvs vävnaden motverkar det pålagda magnetfältet. Olika vävnader har olika stark påverkan på magnetfältet eller påverkas olika mycket. Vissa ämnen som t ex deoxyhemoglobin är paramagnetiska, dvs förstärker magnetfältet. Ämnens förmåga att förstärka/försvaga magnetfält kallas susceptibilitet.



Figur 3.19 Utsläckning pga susceptibilitetsskillnader vid undersökning nära sinus sphenoidale med gradientekosekvens. Mörka band bakom ögonen pga kemiskt skift

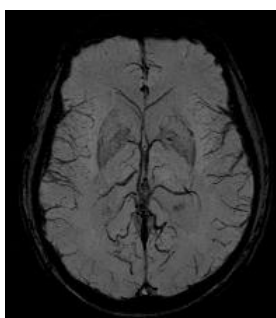
Susceptibilitetsskillnader mellan olika delar av det undersökta området kan leda till relativt kraftiga förändringar av magnetfältet lokalt. Homogeniteten försämras vilket leder till kortare $T2^*$ relaxation och därigenom snabbare utsläckning av signalen.



Figur 3.20 Paramagnetiskt hämosiderin ger utsläckning på gradientekosekvens med lång TE.

SWI

Susceptibility Weighted Imaging, SWI används företrädesvis för att framhäva kärlanomalier och ev blödningar i hjärnan. Tekniken utnyttjar susceptibilitetsskillnader mellan parenkym och blod. Gradientekosekvenser är känsliga för urfasningen som lokala magnetfältsvariationer åstadkommer.



Figur 3.21 SWI-bild framhäver blodkärl pga susceptibilitetsskillnader.

'Magnetization Transfer'

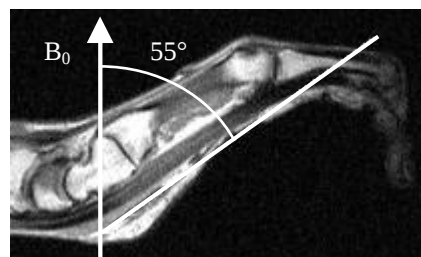
Vävnad som har lång T2, tex vatten, har liten spridning i resonansfrekvens. Vävnad som har kort T2 har stor spridning i resonansfrekvens. Vid excitation med RF-puls vid sidan av resonansfrekvensen satureras protoner som kanske inte bidrar med signal. Dessa protoner kan byta spinnstillstånd med protoner som 'ligger på' resonansfrekvensen. Fenomenet kallas 'Magnetization Transfer, MT'. Det kan påverka signalen, tex vid mätning av multipla snitt då intilliggande snitt exciteras med något lägre eller högre frekvens.

'Magic Angle'

Dipol-dipol växelverkan är den huvudsakliga mekanismen bakom T2-relaxation.

I ligament och andra ordnade strukturer medför det vanligen mycket kort T2 vilket ger

mycket låg signal. Vid ca 55° mellan dipoler och magnetfält upphör växelverkan, T2 blir längre och signalen ökar.

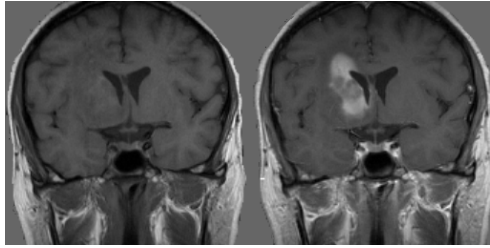


Figur 3.22 'Magic angle' ger ökning av signal i ordnade strukturer som bildar 55° vinkel mot magnetfältet.

KONTRASTMEDEL.

De kontrastmedel som används vid bildtagning med MR är uteslutande indirekt verkande. På ett eller annat sätt förändrar de förutsättningarna för protonerna och därigenom T1- och/eller T2-relaxationen. Det finns superparamagnetiska eller ferromagnetiska medel som lokalt stör magnetfältet så att T2*-relaxationen blir mycket kort vilket ger utsläckning av området och det finns medel som förändrar T1-relaxationen vilket ger högre intensitet i bilden.

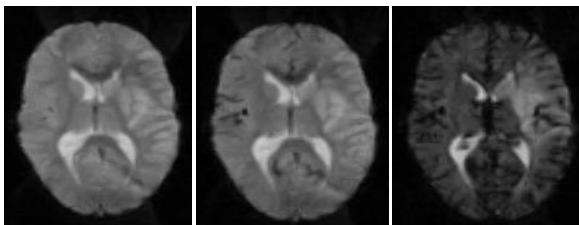
Det vanligaste kontrastmedlet som ges intravenöst innehåller gadolinium. Gadolinium, Gd. Det är ett paramagnetiskt grundämne som tillhör gruppen sällsynta jordartsmetaller. Det är mycket hårt bundet i bärmolekylen men påverkar ändå protonerna genom sina sk opariga elektroner. De opariga elektronerna har ett mycket starkt magnetisk dipolmoment. Till följd av termisk rörelse skapar dessa elektroner elektromagnetiska växelfält som ligger i ett sådant frekvensområde att de förmår att ta upp protonernas extraenergi. På så sätt förkortar gadolinium vid låg koncentration vävnadens T1-relaxation. På T1-viktade bilder kommer vävnad som tagit upp gadolinium att få hög intensitet.



Figur 3.23 T1-viktade bilder före resp efter intravenös tillförsel av kontrastmedel med gadolinium.

Genom att Gd är bundet till stora bärarmolekyler blir dess hastighet relativt långsam. Det medför att T1-relaxiviteten blir stor, dvs T1-förkortningen blir påtaglig. Ju större molekyler Gd fästs på desto större T1-effekt. Kontrastmedel där Gd bundits till albumin har stor T1-relaxivitet och ger bra resultat vid angiografier.

Om kontrastmedel med Gd ges i hög koncentration påverkas även T2*. Gd är ett paramagnetiskt ämne som lokalt kan störa magnetfältet så kraftigt att signalen släcks ut fullständigt. Blodgenomströmningen i hjärnan kan mätas genom att ta upprepade bilder med T2*-känslig sekvens under första passage av hög koncentration av Gd.



Figur 3.24 Perfusionsundersökning av hjärnan. Snabb T2*-känslig sekvens tar bilder i snabb följd när bolus av kontrastmedel sköljer igenom. Vänster bild före kontrast. Mitten då kontrastmedel fyllt de större kärlen. Höger bild visar ljust område med perfusionsdefekt

Utsläckning kan även observeras i njurar, blåsa och venen där kontrastmedel injicerats. Järn och mangan är ferromagnetiska ämnen som i olika substanser lokalt stör magnetfältet. SPIO, SuperParamagnetic Iron Oxide, används till vissa kontrastmedel för leverundersökningar. Denna är då kopplad till en leverspecifik bärarmolekyl som tas upp av hepatocyterna. Det medför att normal levervävnad får sänkt signal. Förändringar

som inte innehåller hepatocyter framträder då med hög signal.

Relaxivitet

Kontrastmedel verkar genom att förkorta T1- och/eller T2-relaxationen. Förmågan att göra det beskrivs av dess relaxivitet r_1 och r_2 . T1 efter administration av kontrastmedel kan beräknas enligt formel:

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{1\text{vävnad}}} + r_1 * C_{ca}$$

där r_1 är kontrastmedlets relaxivitet som mäts i $[1/\text{ms} * \text{mmol/l}]$ och C_{ca} är koncentrationen i $[\text{mmol/l}]$.

Vid t ex angiografi är man intresserad av att sänka T1 för blod och att anpassa TR och FA till detta. Blod har $T_1 = 1250 \text{ms}$.

Om man ger 10ml under 10s av ett kontrastmedel med koncentrationen 0,5 mmol/l och $r_1 = 3,5 [1/\text{ms} * \text{mmol/l}]$ och fås en initial T1 i blod:

Mängd	10ml = 10 * 0,5 = 5mmol
Hastighet	1ml/s = 10ml/10s
'Cardiac Output'	~6l/min = 1l/10s
Initial konc.	5mmol/l
Relaxivitet	3,5

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{1250} + 3,5 * 5 \Rightarrow T_1 = 57 \text{ms}$$

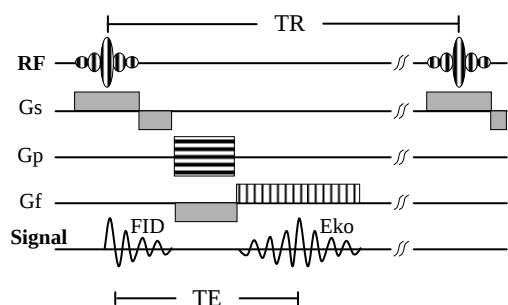
Då kontrastmedlet har blandats med hela blodvolymen fås följande T1:

Total volym	~5l
Konc. (jämvikt)	5mmol/5l = 1mmol/l

$$\frac{1}{T_1} = \frac{1}{1250} + 3,5 * 1 \Rightarrow T_1 = 286 \text{ms}$$

4. PULSSEKVENSER.

Efter en 90° RF-puls erhålles alltid en kortvarig signal, en sk FID-signal. FID står för 'free induction decay'. Denna skulle kunna användas för att bygga upp en bild. För att utnyttja de möjligheter som MR-tekniken ger för att erhålla olika kontrast-förhållanden krävs att magnetiseringen kan manipuleras med RF-pulser och gradienter. Detta görs med pulssekvenser. Dessutom ligger fas- och frekvenskodningen inlagd mer eller mindre gömd. Pulssekvensen är en beskrivning av tidsförloppet på RF-pulser och gradienters påslag, amplitud och varaktighet samt när mottagaren skall var öppen för att registrera ett eko.



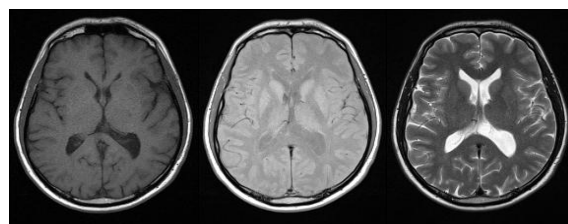
Figur 4.1 Sekvensschemat utgör en beskrivning av tidsförloppet för olika händelser under bildtagningen. RF anger när RF-pulser sänds, Gs när snittvalsgradienten är påslagen, Gp när faskodningsgradienten är på och Gf när frekvenskodningsgradienten är på. Sekvensen upprepas lika många gånger som det finns rader i bilden. Faskodningsgradienten stegas enligt uppgjord tabell.

Pulssekvensen består av en sekvens av RF- och gradientpulser som upprepas lika många gånger som det finns faskodningssteg i bilden. Det är vanligen lika många gånger som det finns rader i bilden, dvs 256 gånger för en 256×256 bild. Vid upprepningen av sekvensen är allt konstant utom faskodnings-gradientens värde. Den stegas igenom ett antal värden enligt en uppgjord tabell. Andra delar av sekvensen kan också ändras direkt eller indirekt men detta är då fråga om inställningar som görs före den aktuella bildtagningen. Två parametrar som påverkar kontrasten på ett avgörande sätt kommer igen i de allra flesta sekvenserna. Det är ekotiden TE och repetitionstiden TR. Olika pulssekvenser är bra på att framhäva olika effekter som är

betydelsefulla för kontrasten. Vissa är känsliga för variationer i T1 och T2, vissa för magnetisk susceptibilitet medan andra kan vara specialgjorda för flödesmätning mm mm. Tre av de vanligaste sekvenstyperna vid bildgivande undersökningar är spinn-eko, 'inversion recovery' och gradienteko.

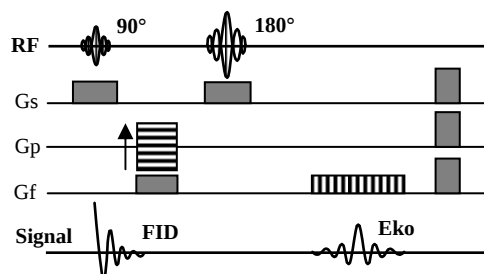
Spinn-eko sekvens.

Spinn-eko (SE) sekvensen är nog den absolut mest använda sekvensen vid bildtagning. Sekvensen ger genom parametervärdet (TR och TE) protontäthets-, T1- eller T2-viktningar.



Figur 4.2 T1-, Proton- och T2-viktade bilder tagna med spinn-eko sekvens.

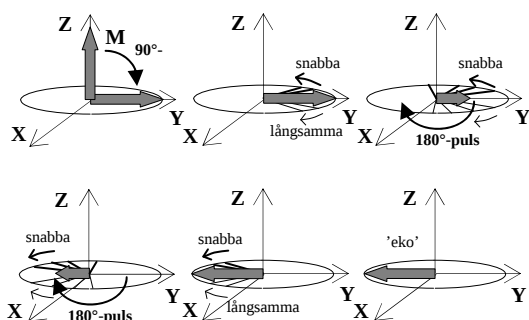
Den har dessutom förmåga att kompensera för inhomogeniteter i magnetfältet. Genom att signaleket formas genom ytterligare en RF-puls, en 180° -puls, påverkar konstanta variationer i magnetfältet signalen mycket lite. Den effekt inhomogeniteter har på faser för spinnen i ett volymselement spegelvänds i och med 180° -puls. Dvs de spinn som känner av ett högre fält får lite högre precessionsfrekvens än de som känner ett lägre.



Figur 4.3 Spinn-eko sekvens. OBS 180° -puls.

Efter excitationen kommer spinn som känner ett högre fält (precesserar snabbare) att avancera i fas och de som känner ett lägre fält (precesserar långsammare) att halka efter i fas. Spinnen fasar ur och signalen klingar av.

180°-pulsen vänder spinnen så att de snabba kommer efter och de långsamma kommer före. De snabba spinnen känner fortfarande ett högre magnetfält och avancerar i fas medan de långsamma känner ett lägre fält och sackar efter. Spinnen fasas ihop och bygger återigen upp en signal som registreras som ett eko vid tiden TE.



Figur 4.4 'Spinn-eko'sekvensens 180°-puls vänder de exciterade spinnen i skivan. Snabba spinn som känner ett något högre fält kommer efter 180°-pulsen att ligga efter de långsamma som känner ett svagare fält. De snabba avancerar, de långsamma sackar och spinnen är i fas vid ekotiden (TE). På så sätt minimeras inverkan av magnetfältsinhomogeniteter.

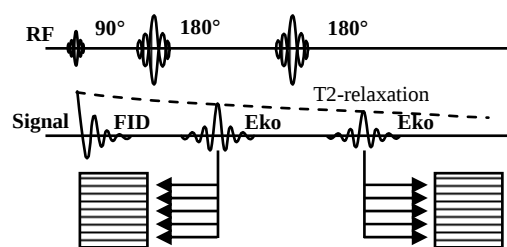
Detta förhållande gäller de spinn som fasar ur på grund av yttre omständigheter. De spinn som fasar ur på grund av materiens inneboende T2-relaxation kan inte återfasas. De har förlorat faskoherensen genom en irreversibel process. SE-sekvensen ger därför sann T2-viktning.

Spin-eko fenomenet har en rätt välkänd liknelse:

En samling löpare står uppställda på startlinjen. Startskottet går (excitation, 90°-puls) och de börjar springa. De springer olika fort vilket gör att fältet sprider sig, de fasar ur. Vid tiden TE/2 ljuder ett nytt skott (180°-puls). Alla löparna vänder och springer tillbaka till utgångspunkten. Om nu alla löparna springer lika fort som de gjorde innan 180°-pulsens kommer fältet att samlas, de fasar ihop. De kommer att passera utgångspunkten på linje vid tiden TE (eko).

Dubbel-eko

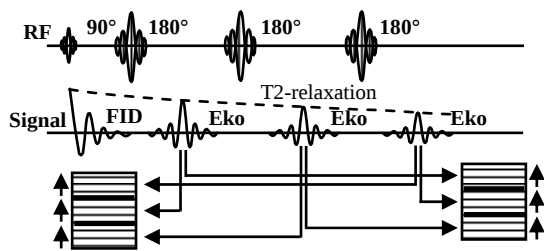
Genom att applicera ytterligare 180°-pulser kan man refokusera spinnen flera gånger. Det betyder att man vid tillräckligt lång TR kan få flera ekon efter varje excitation. Dessa har av naturliga själ olika ekotider. Varje eko frekvenskodas för sig. Om faskodningen ligger före 180°-pulserna kommer alla ekon att få samma faskodning, och placeras på motsvarande rader i resp rådatamatrix. Matriserna fouriertransformeras till bilder med olika T2-viktning. Vanligen genereras endast två ekon. Det ger då en proton-viktad och en T2-viktad bild.



Figur 4.5 Dubbel-eko

Turbo Spinn- Eko

Vid dubbel-eko eller multipel-eko ges alla efter excitationen genererade ekon samma faskodning. Om man istället ger varje eko en individuell faskodning kan dessa placeras i samma rådatamatrix. Ekona placeras på den rad i matrisen som motsvarar dess faskodning. På så sätt kan en bild skapas av färre excitationer. Om tre ekon genereras, reduceras tiden för bildtagningen till en tredjedel. Tidsreduktionen kallas även turbofaktor. Rådatamatriken delas upp i ett antal olika partitioner. Den partition som ligger i mitten bestämmer kontrasten i bilden. T1-viktade bilder erhålls genom att tidiga ekon läggs i den centrala partitionen samtidigt som repetitionstiden TR, hålls kort. T2-viktade bilder fås om sena ekon läggs centralt och TR är lång.

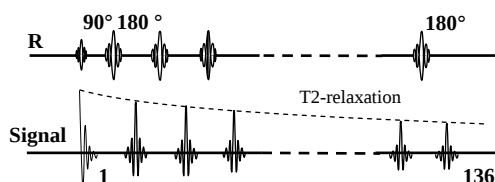


Figur 4.6 Turbo Spinn-eko

Man kan i princip fylla hela rådata efter bara en excitation. Med 256 180°-pulser får man 256 ekon. Det är bara substanser med lång T2 som ger signal vid så många ekon. En sekvens som fyller drygt halva är den sk HASTE-sekvensen, 'Half-fourier Acquisition Single shot Turbo spin Echo'.

HASTE

'Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo' HASTE utnyttjar att rådatans övre och nedre halvor innehåller samma information. Skillnaden är att y-signalen har omvänt tecken, dvs är negativ. Det innebär att har man den ena halvans mätvärden så kan man enkelt räkna ut den andra halvan.



Figur 4.7 Sekvenschema för HASTE. Varje eko har individuell faskodning.

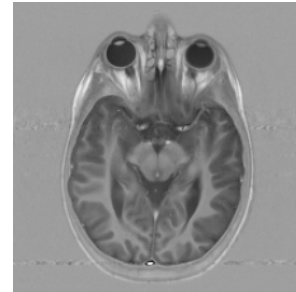
Efter en 90-puls samlas halva rådata in med ett långt Turbo Spin-Echo. Eftersom insamlingstiden är lång, upp mot en sekund, ger HASTE-sekvensen T2-viktade bilder. I vissa fall mycket starkt T2-viktade.



Figur 4.8 HASTE-sekvens av gallblåsa.

'Inversion Recovery' sekvens.

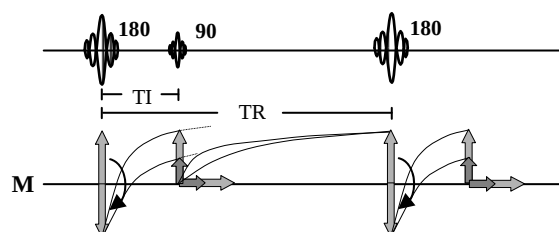
'Inversion Recovery' eller IR-sekvensen är en sekvens som ger mycket uttalad T1-kontrast. Namnet anger hur kontrasten åstadkommes. 'Inversion Recovery', betyder återuppbyggnad efter invertering.



Figur 4.9 IR-bild med mycket kraftig T1-viktning.

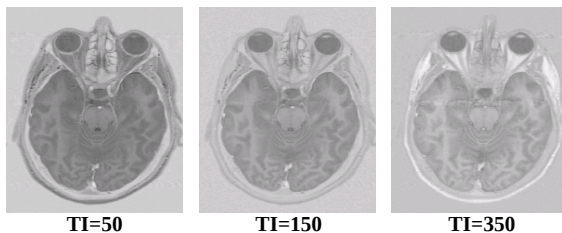
Det är magnetiseringsvektorn (M) som inverteras med en 180°-puls i början av sekvensen så att M -vektorn pekar i motsatt riktning mot magnetfältet. På så sätt måste magnetiseringen byggas upp från ett tillstånd, mot fältet till viloläget, med fältet. Det tar betydligt längre tid och spridningen mellan vävnad med olika T1 blir mycket större.

Relaxationen sker helt och hållet utmed z-axeln, någon signal erhålles ej efter inversionspulsen. Däremot kan när som helst en 90°-puls appliceras för att få en resulterande vektor i transversalplanet för signaldetektering. Ofta följs 180°-pulsen av en SE-sekvens. Tiden mellan 180°-pulsen och 90°-pulsen kallas inversionstiden, betecknas TI. Repetitionstiden måste vara lång, helst 5-10s, för att magnetiseringen skall hinna byggas upp mellan excitationerna.

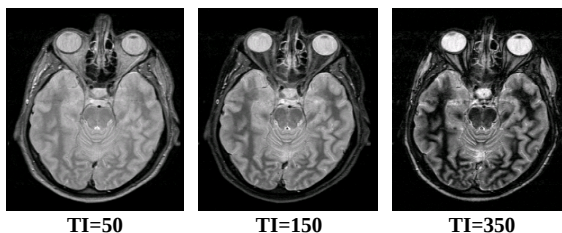


Figur 4.10 'Inversion Recovery' sekvensen förstärker T1-kontrasten genom att inverta spinnen så att magnetiseringen pekar mot fältet. Relaxationen till vilotillståndet, med fältet, tar längre tid. Olika vävnaders signalintensitet separeras pga olika snabb T1-relaxation.

Variation av TI kan även användas för att undertrycka vävnader med viss T1. Genom lämpligt val av TI-tiden kan efter följande mätning av signalen göras då magnetiseringen för viss vävnad vid relaxationen passerar 0-linjen. Dvs vid en tidpunkt då hälften av spinnen återgått i magnetfältets riktning. Vävnaden i fråga bidrar då inte med någon signal och blir följaktligen undertryckt i bilden.



Figur 4.11 IR-bild med olika IR-tider. Medelgrå motsvarar 0 signal. Mörka strukturer har ännu ej relaxerat över 0-linjen. Ljusa strukturer har hunnit relaxera över 0-linjen.



Figur 4.12 Motsvarande bilder men med sk magnitudrekonstruktion. Värden under 0-linjen har speglats ovan linjen. OBS fettsläckning bakom orbita vid TI=150.

STIR

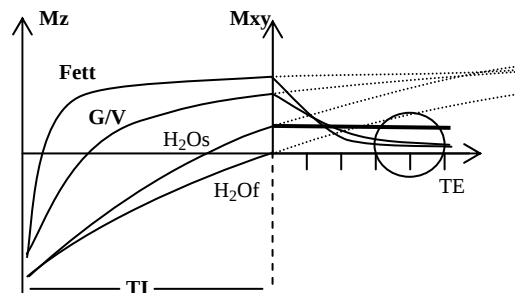
'Short TI Inversion Recovery'. Om TI-tiden väljs så att magnetiseringen för fett passerar 0-linjen vid efterföljande excitation kommer signalen från fett att undertryckas. Genom att välja TI-tid mellan 80-150 ms beroende på fältstyrkan.



Figur 4.13 Fett-undertryckt STIR-sekvens.

FLAIR

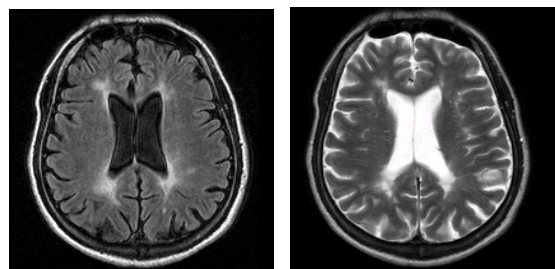
Om TI-tiden i stället väljs mycket lång ca: 2000 ms kommer istället magnetiseringen i fritt vatten att passera 0-linjen vid excitationen. Då kommer följaktligen signalen från fritt vatten att undertryckas. Strukturerat vatten såsom i ödem har pga begränsad rörlighet förkortad T1-relaxation.



Figur 4.14 Utveckling av Mz efter 180°-puls och Mxy efter excitation med 90°-puls vid bildtagning för FLAIR-sekvens. Bildtagning sker då magnetisering för fritt vatten passerar 0-linjen. H₂O_f och H₂O_s är fritt resp strukturerat vatten.

Ökat vatteninnehåll i vävnaden kan då ge hög signal i bilden. Om dessutom sekvensens ekotid är lång kommer signalen från övrig vävnad att reduceras.

FLAIR-sekvensen är mycket känslig för ödem och framhäver dessa mycket bra.

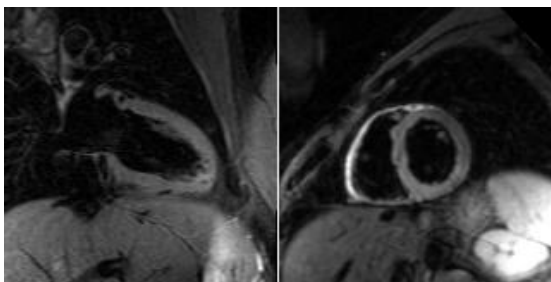


Figur 4.15 FLAIR-sekvens till vänster. T2-viktad sekvens till höger.

Flera IR-pulser

För att välja ett snitt med stationär vävnad men utesluta genomströmmande blod används ibland dubbla IR-pulser. Den första är icke-selektiv och inverterar all magnetisering. Den följs omedelbart av en andra som inverterar magnetiseringen i önskat snitt. Vävnad i snittet har då upplevt två 180°-pulser och magnetiseringen är tillbaka i ursprungsläget.

Magnetiseringen i vävnad utanför snittet, inklusive blod som flyter in i snittet, är inverterad och relaxerar från $-M_z$ till $+M_z$. Om bildtagning sker när magnetiseringen för blod passerar 0-linjen undertrycks signalen från blod i snittet. Med ytterligare en inverteringspuls kan även fettundertryckning åstadkommas.

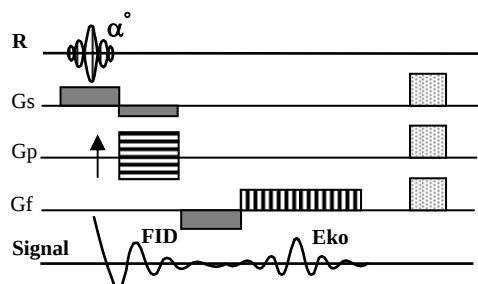


Figur 4.16 Undertryckning av signal från både blod och fett med tre IR-pulser.

Gradient-eko sekvens.

Gradientekosekvenserna finns i ett otal varianter. Gemensamt för dem är att det är gradienterna som bygger upp signalen genom ihopfasning av spinnen och att tippvinkeln, excitationsgraden ofta kan väljas godtyckligt mellan 0 och 90° . Gradientekosekvenserna registrerar vanligen den sk FID-signalen. Efter excitationen fasar spinnen ur pga snittvals- och frekvens-kodningsgradienter. Genom kompenseringspulser i snittvals- och frekvenskodnings-riktning åstadkommes att spinnen fasas ihop som ett eko vid registreringen av signalen.

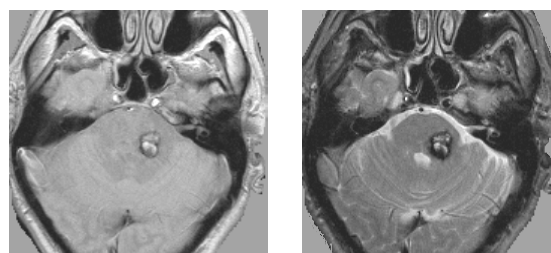
Därför det sammanfattande namnet gradientekosekvenser.



Figur 4.17 Sekvensschema för enkel gradienteko sekvens.

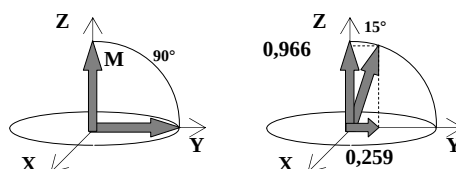
Gradientekosekvenserna är i allmänhet mycket känsliga för variationer i magnetfältet.

Sådana variationer kan orsakas av inhomogeniteter i magnetfältet men även av abrupta gränsskikt mellan material med mycket olika magnetisk susceptibilitet. Kompakt ben som ligger nära luftfyllda kaviteter eller vätska kan ge variationer. Hämosiderin som är paramagnetiskt kan vid ojämn fördelning också orsaka stora lokala variationer i magnetfältet. Variationer i magnetfältet påverkar i första hand urfasningen av spinnen, $T2^*$ -relaxation, vilket leder till snabbt avklingande signal. Effekten blir således mest uttalad vid långa ekotider $> 15-20$ ms.



Figur 4.18 Hämosiderin stör magnetfältet lokalt.

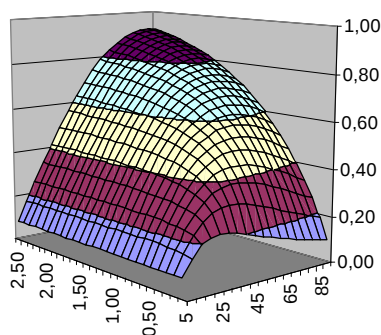
Kontrasten bestäms förutom av TR och TE också av tippvinkeln. Stor tippvinkel förstärker $T1$ beroendet. Liten tippvinkel minskar $T1$ beroendet.



Figur 4.19 Lägre tippvinkel än 90° är vanligt i gradientekosekvenser. Signalnivån är proportionell mot M -vektorns projektion i xy -planet. Vid låga tippvinklar är vinsten i xy -planet större än förbrukningen längs z -axel. Vid 15° excitationspuls förbrukas endast 0.034 av magnetiseringen. Signalbidraget i xy -planet är så stort som 0.259.

Gradientekosekvensen är mycket snabb och erbjuder ekotider ner till någon ms. Vid 3-D bildtagning är det ofta gradientekosekvenser som används. För att få rimliga mättider måste repetitionstiden vara kort. Det medför att excitationsgraden, tipp-vinkeln, inte får vara för stor, så att magnetiseringen

förbrukas. Ernst-vinkel kallas den tippvinkel som för ett givet T1-värde ger den högsta signalen vid aktuell TR.



Figur 4.20 Relativ signalnivå vid olika tippvinkel. Ytan representerar olika TR/T1-förhållanden från 0,10 närmast till 2,50 till vänster. Tippvinkel 5° närmast och 90° till höger.

Sekvenstypen är egentligen den enklast tänkbara. Excitation med godtycklig tippvinkel, snittval, fas- och frekvenskodning. Mätning av FID-signalen innan T2*-relaxationen fasat ur sapinnen. Kvarvarande magnetisering i transversalplanet fasas ur innan nästa excitation för att ej störa FID-signalen. Det sker med en kraftig gradient i snittvalsriktning, en sk 'spoilergradient'. Även RF-spoiling används för att minska bidrag från tidigare excitationer. RF-pulsen kan då sägas ges i olika vinklar i XY-planet för varje excitation, tippvinkel påverkas ej.

Låg tippvinkel möjliggör korta TR-tider vilket är betydelsefullt vid 3-D mätningar.

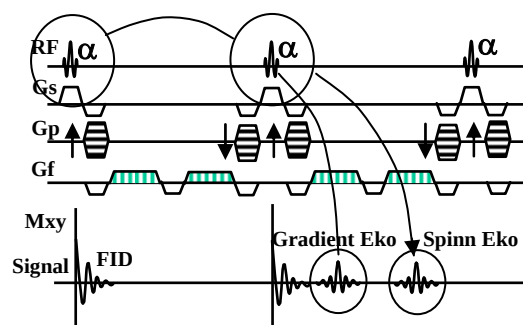
T1-viktning. Hög tippvinkel förstärker T1-viktningen medan låg tippvinkel minskar T1-viktningen. Hänsyn måste dock tas till TR-tiden. $TE < 10 \text{ ms}$.

T2*-viktning. Låg tippvinkel för att minska T1 effekten. $TE > 10 \text{ ms}$. $TR > 200 \text{ ms}$.

SSFP-sekvenser

SSFP står för Steady-State Free Precession. Namnet syftar på att den kvarvarande magnetiseringen ej förstörs efter mätning av signalen utan refokuseras med gradienter så att den ger ett bidrag till signalen vid nästa excitation. Magnetiseringen uppnår ett jämviktstillstånd, 'steady-state' både i longitudinell och transversell riktning.

Den transversella magnetiseringen refokuseras och ger bidrag i form av ett RF-eko efter nästkommande excitation. RF-pulserna fungerar både som excitationspulser och refokuseringspulser. Det medför att varje RF-puls dels genererar en FID-signal och dels refokuserar magnetiseringen från föregående RF-puls till ett spinn-eko. Spinn-ekot har maximum vid nästkommande RF-puls. Man kan då få två olika signaler. En FID direkt efter RF-pulsen som betecknas S+ och ett spinn-eko före nästkommande RF-puls som betecknas S-.



Figur 4.21 Sekvensschema för en SSFP-sekvens.

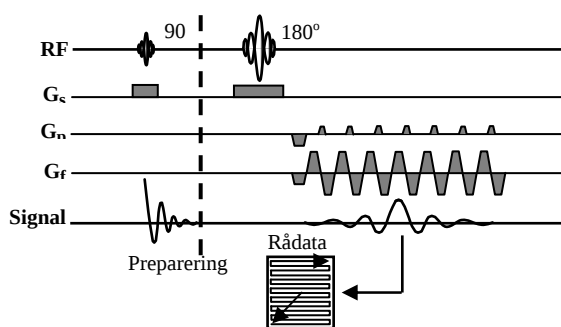
Med lämpligt val av TR och gradienter kan man få de båda signalerna att sammanfalla till ett kombinerat eko. Man kan framställa bilder av gradientekot och/eller spinn-ekot eller det kombinerade. Beroende på om magnetiseringen refokuseras i alla eller en eller två riktningar fås olika varianter av SSFP.

Pga att signalen erhålls dels ur den 'vanliga' longitudinella magnetiseringen och dels ur den kvarvarande transversella magnetiseringen ger SSFP-sekvensen högt SNR. Den lämpar sig utmärkt för snabba sub-sekunds bildtagningar eller 3-D undersökningar.

Kontrasten blir T1/T2-viktning vid kort TR. Vid lång TR hinner all magnetisering att byggas upp i longitudinell riktning och då erhålls signal liknande standard gradient-eko. SSFP-signalen liknar gradienteko även då låg tippvinkel används.

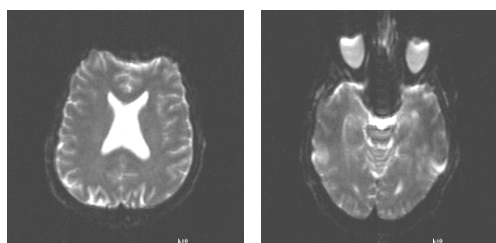
EPI

'Echo Planar Imaging' EPI är ett snabbt sätt att samla in mätdata. Efter endast en excitation samlas hela rådata in genom snabba växlingar av fas- och frekvenskodningsgradienterna samtidigt som mottagaren är öppen.



Figur 4.22 Sekvensschema för en EPI-sekvens.

EPI-insamlingen ger i sig själv dålig kontrast och föregås oftast av en preparationsfas. För T1-viktning används en 180-puls följt av TI och 90-puls som excitation. För T2-viktning kan ett 'Spinn Eko'-schema användas. Pga av den långa mättiden som EPI kräver för att samla in hela rådata i en mätning har sekvensen mycket låg bandbredd vilket ger kraftig fett-vatten förskjutning. Fettsläckning reducerar signalen från fett.



Figur 4.23 Starkt T2-viktade EPI-bilder. Observera den geometriska förvrängningen.

Multipla snitt.

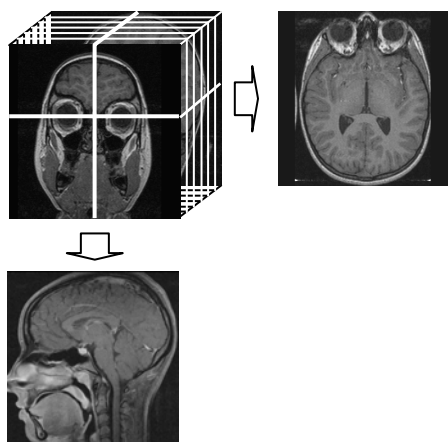
Den avsedda viktningen bestämmer vilken repetitionstid, TR och ekotid, TE som skall väljas. Om TR sätts till 500 - 2500 ms och TE mellan 10 och 100 ms utgörs den mesta tiden i mätsekvensen av väntan på nästa excitation. Den tiden kan utnyttjas till att ta bilder av angränsande snitt. Ofta kan 10 - 20 eller fler snittbilder tas under en och samma mätning. Snitten exciteras då cykliskt efter varandra. Första omgången kodas alla snitten med första faskodningssteget, andra omgången med andra faskodningssteget osv tills samtliga snitt exciterats och kodats 256 ggr. Multipelsnittmätning kan ge viss påverkan av angränsande snitt. Snittprofilen är inte helt ideal vilket innebär att även områden utanför det avsedda exciteras i viss mån. Det har inverkan på kontrasten då magnetiseringen förbrukas vid varje grad av excitation. Ofta läggs inte angränsande snitt helt intill varandra. De åtskiljs av ett visst mellanrum sk gap. Snittprofilens påverkan kan minskas med sk 'interleaved' excitationsordning. Det innebär att vartannat snitt exciteras först och därefter de mellanliggande snitten. Dvs en excitationsordning enligt: 1 3 5 . . 2 4 6 . . , 1 3 5 . . 2 4 6 . . , 1 3 5 . . 2 4 6 . . osv. På så sätt förlängs tiden tills angränsande snitt exciteras. 'Magnetic transfer' kan påverka signalen på angränsande snitt.

3-D Bildtagning.

3D bildtagning innebär att en hel volym dvs en tjock skiva exciteras varje gång. Uppdelning i tunna snitt sker med ytterligare en faskodning i snittvalsriktningen. På så sätt kan mycket tunna snitt med perfekt snittprofil erhållas. Snitten beräknas ur den insamlade volymen med Fouriertransform i snittvalsriktning. Fas- och frekvenskodning i bildplanet sker på samma sätt som vid 2D-bildtagning. Faskodning i snittvalsriktningen innebär risk för invikning om volymen är mindre än det undersökta objektet. Det går att göra fasöversampling även i snittvalsriktning för att undvika invikning.

Upp till 256 snitt kan mätas på detta sätt. Mättiden är dock beroende av antalet snitt. Hela volymen exciteras så många gånger som antalet faskodningsteg i bilden gånger antalet snitt i volymen. För att få rimliga mättider måste repetitionstiden vara relativt kort < 50 ms.

Ur den erhållna volymen kan snitt i valfria projektioner rekonstrueras.



Figur 4.24 Rekonstruktion av ortogonala snittplan efter 3D-mätning.

5. BILDKVALITET

Förhållandet mellan signal och brus, SNR Signal to Noise Ratio, är avgörande för bildkvaliteten. En mängd faktorer och inställningar påverkar SNR. Bruset finns alltid med i mätningarna dels från det undersökta objektet, patienten och dels från elektroniken, spolar och förstärkare. Det gäller att få in så mycket signal som möjligt och minska bruset eller dess inverkan så mycket som möjligt inom acceptabla gränser.

Magnetfältstyrkan påverkar T1-relaxationen och den allmänna signalnivån. Högre fält ger längre T1-tid. Signalnivån ökar med fältstyrkan men bruset är konstant, dvs signal till brus förhållandet SNR ökar.

Ytspolar.

Signalen kommer från det undersökta objektet och registreras med spolar som placeras så nära det undersökta området som möjligt. Ytspolens uppgift är att fånga upp signalen så nära som möjligt för att få så hög signal som möjligt. Känsligheten avtar mycket snabbt när avståndet ökar. Objekt som ligger utanför spolens känslighetsområde stör inte bildtagningen. Det gör att mindre FOV kan väljas, speciellt i faskodningsriktning. Dessutom avgränsas det känsliga området vilket gör att brus från omgivningen inte fångas upp. Flerkanaliga ytspolar med flera oberoende element möjliggör acceleration med Sense eller Grappa. Acceleration görs i faskodningsriktning vilket gör att spolelementen måste placeras i den riktningen.

Andra faktorer som påverkar SNR:

TR

Repetitionstiden, TR, är viktig för kontrasten i de flesta sekvenser. Om en bestämd TR inte är nödvändig för t ex T1-viktning, kan ökad TR ge högre signal och minskad TR lägre signal. Antalet snitt som kan mätas under en sekvens är beroende av TR.

TE

Ekotiden, TE, är även den viktig för kontrasten i de flesta sekvenser. Kortare TE ger högre signal, längre TE ger mer T2-viktning då magnetiseringen i vävnad och mer fasta strukturer fasar ur och ger lägre signal. Magnetiseringen i vätska håller faskoherensen länge vilket ger fortsatt hög signal vid lång TE.

FA

Flippvinkeln kan varieras på en del gradientekosekvenser. Stor flippvinkel ger i allmänhet mer T1 viktning då mer magnetisering förbrukas vid excitationen. Beroende på vävnadens T1 och förhållandet mellan FA och TR fås olika hög signal. Ernstvinkeln ger max signal under givna T1 och TR. För SSFP-sekvenser gäller andra förhållanden då den transversella magnetiseringen refokuseras och så att säga återanvänds vid kommande excitationer.

TI

Inversionstiden, dvs tiden mellan 180-puls och mätning ger möjlighet till kraftig T1-viktning eller kan användas för att släcka vävnad med viss T1-relaxationstid.

NEX

Antal excitationer/mätningar har betydelse för signal till brusförhållandet i bilden. Vid flera mätningar kan medelvärdesbildning av signalen ske och på så sätt minskas bruset. 'Number of excitations', NEX, större än 1 innebär flera mätningar av samma signal som medelvärdesbildas. På så sätt minskar bruset för varje extra excitation. Vid dubblerat antal NEX fås $\sqrt{2}$ bättre SNR. Fyra NEX ger dubbelt SNR.

FOV

FOV påverkar SNR genom bildpunkterna blir större eller mindre. Bildpunkterna får därigenom signal från en större eller mindre volym. Bruset i bildpunkten är oberoende av FOV. Signalen däremot beror direkt på storleken på volymselementet som bildpunkten representerar. Vid ökad FOV kommer varje bildpunkt att representera en

större volym och därmed ökar SNR och vid minskad FOV minskar SNR.

Faskodningssteg

Om färre faskodningssteg används vid insamling fås en sänkning av SNR pga att antalet mätningar minskar. Samtidigt innebär en minskning av antal faskodningssteg, med bibehållet FOV, att signal i bildpunkten kommer från en större volym. Det medför en ökning av SNR. Ökningen pga volymsökningen är något större än minskningen pga antal mätningar. Sammantaget så ökar SNR. Upplösningen i faskodningsriktning blir lägre och undersökningstiden minskar till $\frac{3}{4}$.

Antag att faskodningen sänks från 256 till 192.

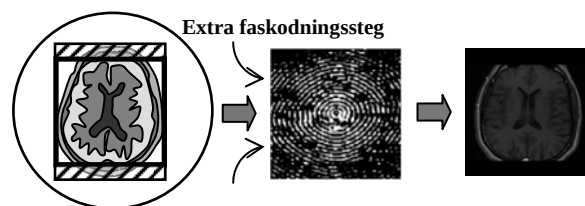
Sänkningen av SNR pga minskat antal mätningar blir $\sqrt{192/256}=0,866$.

Ökningen av SNR pga ökad voxelstorlek är direkt proportionell mot ändringen i volym, $256/192=1,33$.

Resultatet av ändring av SNR blir produkten av de båda, $0,866 \times 1,33=1,155$.

'Oversampling'

'Oversampling' innebär att mätområdet utsträcks i fas- eller snittvals-riktning. Det sker genom att antalet faskodningssteg utökas och blir tätare. 'Oversampling' i faskodningsriktning eller snittvalsriktning vid 3D-mätning innebär ökat antal excitationer och mätningar. Det ger högre SNR. Bilden eller volymen beskärs efter rekonstruktion.



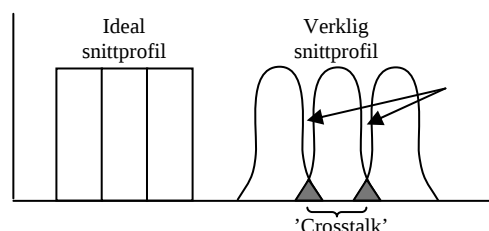
Figur 5.1 'Oversampling' i faskodningsriktningen. Faskodningen räknas om med fler faskodningssteg. Fler faskodningssteg medför fler excitationer vilket ger bättre SNR.

Snittjocklek

Snittjockleken påverkar direkt SNR genom att en större eller mindre volym ger signal till bildpunkten. Ökar snittjockleken till det dubbla så fördubblas SNR.

Gap

Snittprofil som är helt ideal innebär att excitationsgraden är lika genom skivans tjocklek, dvs rektangulärt fördelat. Detta är ej möjligt att realisera i verkligheten. Excitationens fördelning i snittvalsriktning är oftast mer eller mindre gaussisk, dvs klockformad.

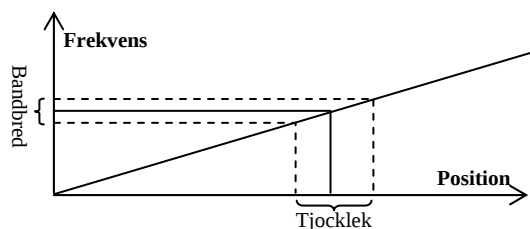


Figur 5.2 Snittprofilen är ej ideal. Excitationen påverkar intilliggande snitt genom sk 'crosstalk'.

Snittgap avser avståndet mellan intilliggande snitt. Då snittprofilen ej kan göras helt idealt rektangulär kan excitationen av ett snitt påverka intilliggande snitt om dessa ligger för nära. Så kallat 'Crosstalk' gör att signalen sjunker. Magnetiseringen i ett volyms-element förbrukas i viss utsträckning vid excitation av intilliggande snitt. Ofta lägger man 10-20% av snittjockleken som 'gap'.

Bandbredd

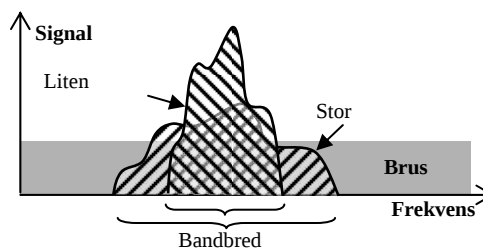
Bandbredden på sändaren påverkar snittjockleken. Större bandbredd ger tjockare snitt, mindre bandbredd tunnare snitt. Större bandbredd möjliggör kortare RF-pulser och därmed kortare TE.



Figur 5.3 Snittets position och tjocklek avgörs av sändarpulsens frekvens och bandbredd för given snittvalsgradient.

Bandbredden på mottagaren påverkar brusnivån i signalen samt det kemiska skiftet. Liten bandbredd ger högre SNR och mer kemiskt skift. Stor bandbredd ger lägre SNR och mindre kemiskt skift. Stor bandbredd

innebär att mottagaren är öppen kortare tid vilket möjliggör kortare TE.



Figur 5.4 Bruset är lika för alla frekvenser. Om tillgänglig signal fördelas på fler eller färre frekvenser fås lägre eller högre signal till brusförhållande, SNR.

6. SPECIELLA TEKNIKER

MR-Angiografi

Angiografi med MR, MRA kan göras på ett flertal olika sätt.

1. Kontrastmedelsförstärkt angiografi innebär att kontrastmedel i blodbanan ökar signalen från blod genom T1-sänkning. Metoden ger hög kontrast mellan blod och omgivande vävnad.



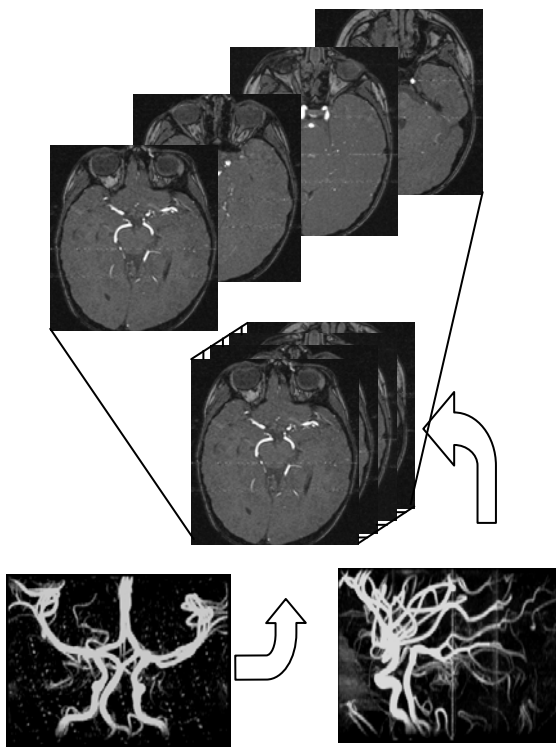
Figur 6.1 Kontrastmedelsförstärkt angio av underben.

2. Inflödesförstärkt angiografi eller 'Time-of-flight, TOF' utnyttjar fenomenet att stationär vävnad har exponerats för fler RF-pulser än inflödande blod. RF-pulser givna med kort TR gör att stationär vävnad satureras pga dess relativt långa T1. Inflödande blod är ej saturerat och ger hög signal i förhållande till omgivningen.

3. Faskontrast-teknik där man utnyttjar fasinformationen i signalen. Fasinformationen utnyttjas till att beräkna sk fasbilder i stället för eller som komplement till de vanliga bilderna. Stationär vävnad ger fasläge noll medan vävnad som rör sig i gradientfält får ett

positivt eller negativt fastillskott beroende på rörelseriktning. Fasinformationen kodas i tre riktningar.

4. 'Black blood imaging' där man med olika tekniker försöker att släcka ut signalen från blodet. Härigenom får man svarta hålrum och kärlväggar med omgivande strukturer med hög signal.

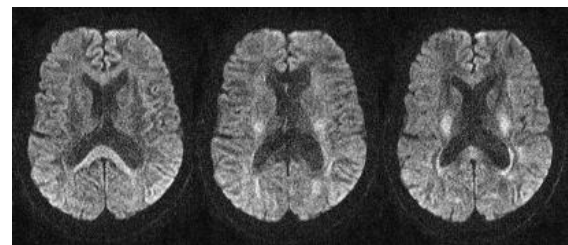


Figur 6.2 MIP, Maximal Intensitets Projektion ger projektioner av kärlträdet i olika vinklar ur en stack av bilder eller ur en 3D-volym.

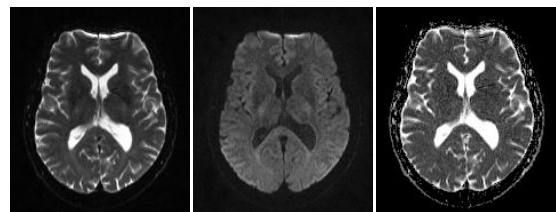
Diffusion

Vattenmolekylernas termiska rörelse ger upphov till diffusion, dvs de sprids med tiden i olika riktningar. I vätskeansamlingar är diffusion lika sannolik i alla riktningar. I vävnadsstrukturer kan diffusionen vara riktningsskänslig. CSF, cystor och i viss mån ödem kan i dessa sammanhang betraktas som fria vätskor med obegränsad diffusion. I celler är diffusionen begränsad av cellväggar. Diffusionsmätning med MR utnyttjar ett bipolärt gradientpar i sekvensen. Gradientparet består av kraftiga gradienter med olika polaritet alternativt samma polaritet om de är placerade på ömse sidor om en 180° -puls. Gradientparet gör så att exciterade protoner i vatten fäskar ut mer och mer ju

längre de förflyttar sig under tiden diffusionsgradienten verkar. Protoner i vattenmolekyler med stor rörlighet fäskar ur kraftigt och ger därigenom kraftigt sänkt signal. Protoner i vattenmolekyler som har begränsad rörlighet behåller sin faskoherens. Styrkan, varaktigheten och avstånd mellan gradientpulserna bestämmer diffusionsviktningen och sekvensens b-värde. Ju högre b-värde desto känsligare är sekvensen för diffusion. I diffusionsviktade sekvenser mäts diffusionen i tre riktningar. Ett gradientpar kodar för diffusion i en riktning. Ofta läggs bilderna med diffusionskodning i olika riktningar ihop till en sammanslagen isotropiskt diffusionsviktad bild även kallad 'trace'-bild.



Figur 6.3 Diffusionsviktade bilder med diffusions-kodning i olika riktningar. Vänster H-F, mitten R-L, höger A-P

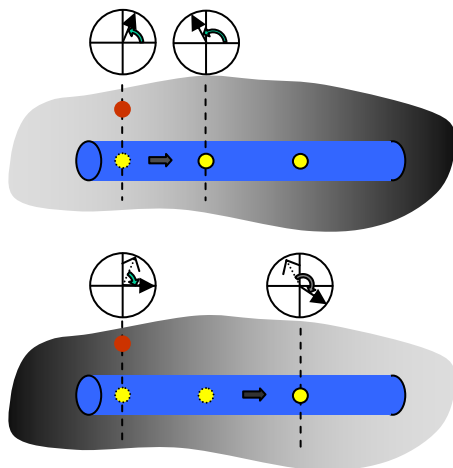


Figur 6.4 B0, Trace B1000 och ADC-bild

Om man gör mätningar med olika b-värden kan man beräkna en sk ADC-karta. ADC, Apparent Diffusion Coefficient, beskriver diffusionen i vävnaden utan inverkan av vävnadens T1 eller T2. ADC-kartan som beräknas ur två eller fler mätningar med olika b-värde, beskriver ett mått på sänkningen av signalen. Signalminskningen är ett mått på graden av diffusion. ADC-kartan presenteras omvänt så att de punkter med störst signalminskning visas ljusa.

Flödesmätningar

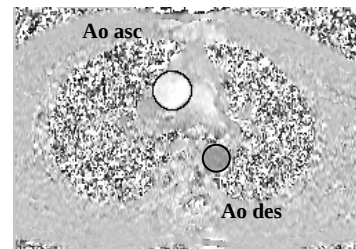
Bipolära gradientpulser används för att mäta flödeshastigheter. Stationära objekt påverkas inte av bipolära gradientpulser. Urfasning av den första pulsen återställs, refokuseras, av den andra. För objekt i rörelse gäller andra förhållanden. Det rörliga objektet får större eller mindre urfasning av den första pulsen i förhållande till stationära objekt beroende på om rörelsen är mot ökande eller minskande fält. Vartefter det rörliga objektet flyttas känner det ett ökande eller minskande fält. Presessionsfrekvensen anpassas efter fältet och urfasningen varierar med förflyttningen. Refokuseringen påverkas på liknande sätt av förflyttningen. Resultatet blir ett kvarstående fastillskott som är beroende på riktning och hastighet. Om förflyttningen är mot ökande fält ökar effekten av gradienten med förflyttningen vilket resulterar i 'överkompensering' av refokuseringsgradienten. Omvänt medför rörelse mot minskande fält 'underkompensering'. Kraftiga bipolära gradienter ger större fastillskott, svagare ger mindre fastillskott.



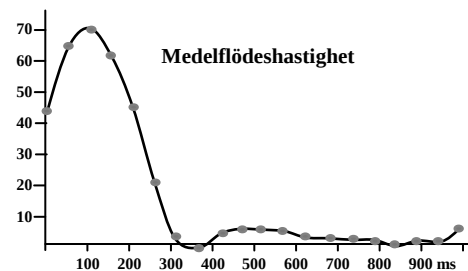
Figur 6.5 Fasläge stationärt och rörligt objekt vid rörelse i bipolärt gradientfält. Övre figur visar fasläget efter första halvan av bipolär gradient, nedre efter andra halvan.

Fasläget begränsas av $\pm 180^\circ$, det inte går att skilja på $+170^\circ$ och -190° . Det medför att en viss styrka på de bipolära gradienterna kan mäta en viss maximal hastighet. Kraftiga gradienter används vid låga flödeshastigheter och svaga gradienter vid höga. För att kompensera för stationära fasvariationer över bilden används skillnaden mellan

flödeskompenserad och en flödeskodad insamling. Mätområdet anges som veng, 'velocity encoding' vilket anger maxhastighet. Mätningen görs med ekg-styrning så att bildtagningen styrs av hjärtats puls. Ett antal bilder tas vid olika tidpunkter under hjärtcykeln. Bilderna ger information om flödeshastigheten vid resp tidpunkt.



Figur 6.6 Fasbild från flödesmätning i torax.



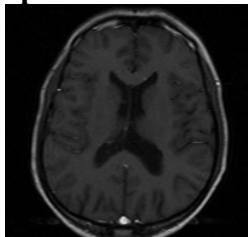
Figur 6.7 Kurva över medelflödeshastigheten i aorta ascendens. Medelflödeshastigheten utgör medelvärdet över ROI i resp tidpunkt/bild.

Flödesmätning kan göras i alla riktningar men det görs i en riktning i taget. Vid 2-D mätningar görs flödesmätningar i snittvals-riktning. Dvs flödet är in i eller ut ur skivan. För att visuellt visa flöde kan flödeskodning göras i planet i tex frekvenskodnings-riktning.

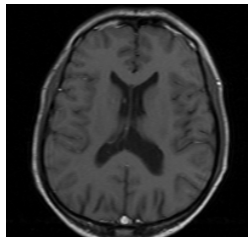


Figur 6.8 Visuellt presentation av flöde i aorta. Flödeskodning i kaniell-caudal riktning. Flöde i kaniell riktning visas ljusare än medelgrå. Flöde i caudal riktning visas mörkare

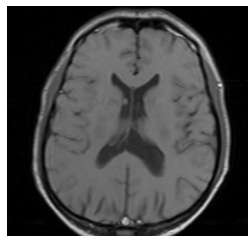
Repetitionstiden



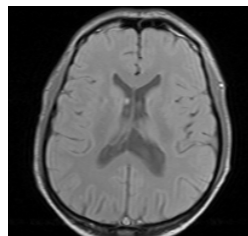
TR=250ms



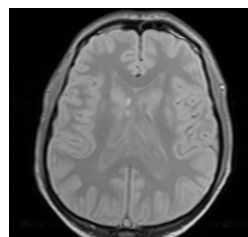
TR=500ms



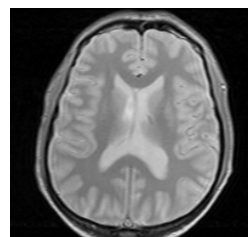
TR=1000ms



TR=2000ms



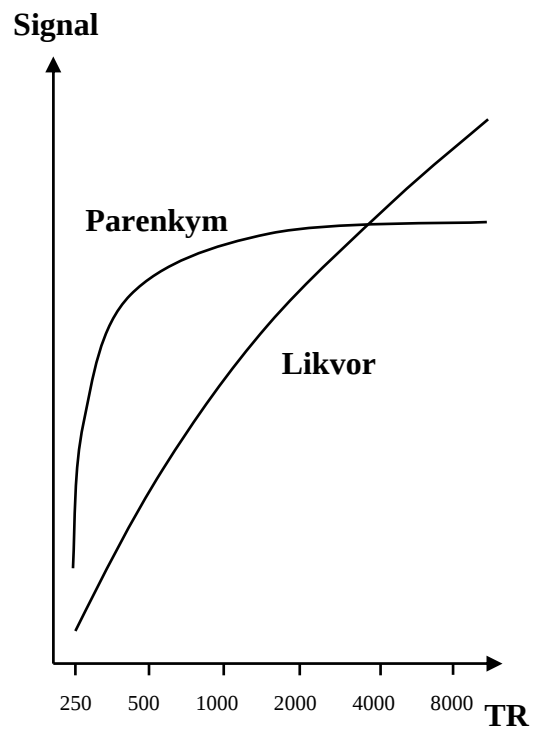
TR=4000ms



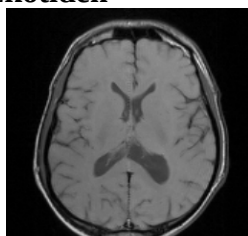
TR=8000ms

OBS! Bilderna är fönstersatt för att se kontrastskillnader.

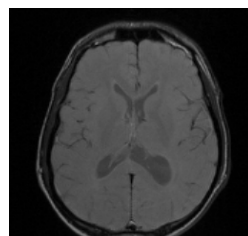
T1-Relaxation



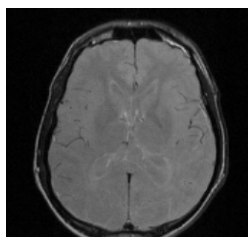
Ekotiden



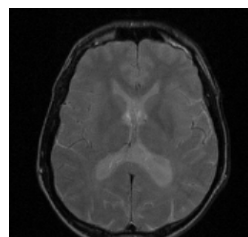
TE=25ms



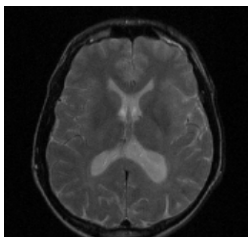
TE=50ms



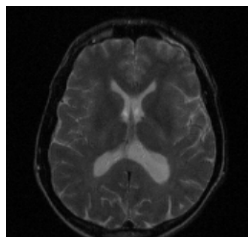
TE=75ms



TE=100ms



TE=125ms



TE=150ms

OBS! Bilderna är fönstersatta för att se kontrastskillnader.
Signalen minskar i varje punkt vid ökning av TE.

T2-Relaxation

