

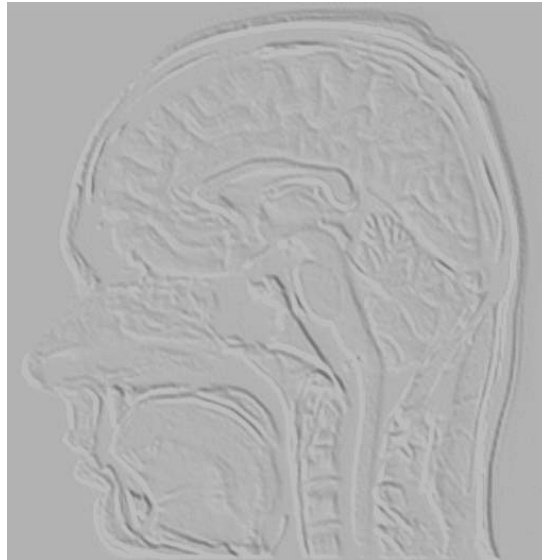
B

A

S

I

S



mri : Principes

Voor iedereen die geen graad in fysica heeft

Evert J Blink
Applicatie Specialist MRI

Inleiding

Door de jaren heen is Magnetische Resonantie, hierna aangeduid als MRI, geworden tot een populaire en wijdverbreide methode voor het maken van “doorsnede” opnamen van het menselijk lichaam (Soms ook voor dieren ☺). Dat is geen toeval. MRI heeft een snelle ronde van ontwikkeling doorgemaakt sinds de ontdekking ervan. Tegenwoordig heeft ieder zichzelf respecterend ziekenhuis of kliniek één of meerdere MRI scanners om aan de vraag van accurate afbeelding en diagnostiek van pathologie te kunnen voldoen. Die ontwikkeling gaat nog steeds in hoog tempo door.

Samen met het uitstekend contrast oplossend vermogen is MRI, tot op zekere hoogte, ongevaarlijk voor het menselijk lichaam door het gebruik van radiogolven en een magnetisch veld. Dit in tegenstelling tot Röntgen- en CT onderzoeken die gebruik maken van ioniserende stralen.

Nu MRI meer en meer geaccepteerd is stijgt ook de vraag naar gekwalificeerd personeel. Met iedere nieuwe software release is het bedienen van een MRI scanner, door de jaren heen, steeds eenvoudiger geworden, maar dat neemt niet weg dat een goed begrip van de werking van een MRI scanner onontbeerlijk is. MRI werkt met een reeks van parameters, zoals TR, TE, Flip Hoek en Fase Codering om er maar een paar te noemen. Een gedegen kennis van deze parameters is absoluut noodzakelijk om een MRI onderzoek tot een goed einde te brengen.

Er zijn talloze boeken over MRI fysica in de handel, maar deze zijn meestal bedoeld voor diegene die al ervaring hebben of redelijk bekend zijn met MRI fysica. Er zijn nog maar weinig boeken geschreven voor de beginner die geen universitaire graad in fysica heeft.

Door mijn werk als Applicatie Specialist moet ik vaak de basisprincipes van MRI uitleggen aan mensen, meestal radiodiagnostische laboranten die de fysica gerelateerd aan Röntgen goed beheersen, maar die nog nooit in aanraking zijn geweest met MRI fysica. Tegenwoordig wordt er tijdens de opleiding wel aandacht besteed aan MRI fysica maar daar worden echter dezelfde boeken gebruikt die bedoeld zijn voor ervaren mensen.

Wat ik hier probeer te doen is om op een eenvoudige wijze over MRI fysica te schrijven zodat iedereen de basis principes kan begrijpen. Het helpt natuurlijk als men al een beetje met fysica in aanraking geweest is, maar het is niet absoluut noodzakelijk. Als men eenmaal een redelijk inzicht heeft in de basis principes dan kan men doorgaan en een boek pakken dat wat verder op de materie ingaat.

Je moet echter één ding niet vergeten: MRI fysica is erg gecompliceerd als je het helemaal wilt begrijpen. Je kunt je een weg banen door quantumfysica tot je groen en geel ziet en er toch nog moeite mee hebben om het allemaal bij elkaar te krijgen. Er zijn maar weinig mensen die MRI echt helemaal door hebben. De rest van ons stervelingen begrijpen slechts het concept. Laat je echter hierdoor niet ontmoedigen. Om je werk goed te doen hoef je, gelukkig, niet alles te weten.

Een advies: blijf lezen over MRI. Iedere keer dat je het verhaal opnieuw leest leer je er wat bij. Op een dag kun je alle stukjes van de puzzel bij elkaar leggen. Als dat gebeurt dan nodig ik je uit om het verhaal nog eens te lezen en dan komt je er achter dat er nog meer te leren valt.

Voor het zover is, hoop ik dat dit verhaal je zachtjes voorbereid op de opwindende wereld van MRI, de modaliteit die nooit saai wordt.

Evert Blink
November 2004

Inhoud

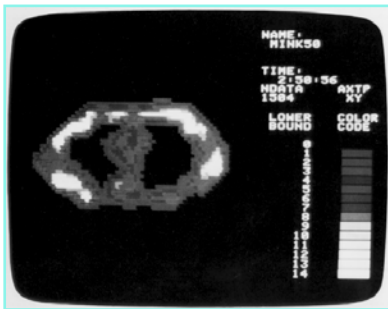
| | |
|--|-----------|
| INLEIDING | 2 |
| EEN BEETJE MRI GESCHIEDENIS | 5 |
| WAAROM MRI? | 6 |
| DE “HARDWARE” | 6 |
| MAGNEET TYPES..... | 6 |
| <i>Permanente magneten</i> | 6 |
| <i>Resistieve Magnetten</i> | 7 |
| <i>Supergeleidende magnetten</i> | 7 |
| RF SPOELEN..... | 8 |
| <i>Volume Spoelen</i> | 8 |
| <i>Oppervlakte Spoelen</i> | 9 |
| <i>Kwadratuur Spoelen</i> | 9 |
| <i>Phased Array Spoelen</i> | 9 |
| ANDERE HARDWARE..... | 9 |
| DE FYSICA..... | 10 |
| INTRODUCTIE | 10 |
| MAGNETISATIE | 10 |
| EXCITATIE..... | 14 |
| RELAXATIE | 15 |
| <i>T1 Relaxatie</i> | 15 |
| <i>T1 Relaxatie Curve</i> | 15 |
| <i>T2 Relaxatie</i> | 16 |
| <i>Fase en Fase coherentie</i> | 16 |
| <i>T2 Relaxatie Curve</i> | 17 |
| ACQUISITIE | 18 |
| BEREKENEN EN WEERGAVE | 20 |
| MEER FYSICA | 21 |
| GRADIËNTSPOELEN | 21 |
| SIGNAAL CODERING..... | 22 |
| <i>Plak Coderingsgradiënt</i> | 23 |
| <i>Fase Coderingsgradiënt</i> | 24 |
| <i>Frequentie Coderingsgradiënt</i> | 25 |
| <i>Zijstap: Gradiënt Specificaties</i> | 26 |
| <i>Zijstap: Plakdikte</i> | 27 |
| NOG MEER FYSICA | 28 |
| EEN REIS IN <i>k</i> -RUIMTE | 28 |
| <i>Invulling van k-Ruimte</i> | 30 |
| <i>k-Ruimte Symmetrie</i> | 31 |
| <i>k-Ruimte Opvul Technieken</i> | 32 |
| PRAKTISCHE FYSICA I..... | 32 |
| PULSSEQUENTIES | 32 |
| SPIN ECHO SEQUENTIE..... | 33 |
| <i>Multi Slicing</i> | 36 |
| <i>Multi Echo Sequentie</i> | 37 |
| BEELD CONTRAST | 38 |
| <i>T1 Contrast</i> | 38 |

| | |
|--|-----------|
| <i>T2 Contrast</i> | 38 |
| <i>Proton Density Contrast</i> | 39 |
| <i>Wanneer Welk Contrast Te Gebruiken</i> | 40 |
| TURBO SPIN ECHO SEQUENTIE..... | 41 |
| FAST ADVANCED SPIN ECHO OF HASTE SEQUENTIE | 42 |
| GRADIËNT ECHO SEQUENTIE | 42 |
| INVERSION RECOVERY SEQUENTIE | 44 |
| <i>FLAIR Sequentie</i> | 45 |
| <i>STIR Sequentie</i> | 45 |
| DE JUISTE SEQUENTIE KIEZEN | 45 |
| <i>Voors en tegens van sequenties</i> | 45 |
| <i>T1, T2 en PD Parameters</i> | 46 |
| PRAKTISCHE FYSICA II..... | 47 |
| SEQUENTIE PARAMETERS..... | 47 |
| <i>Repetitie Tijd (TR)</i> | 47 |
| <i>Echo Tijd (TE)</i> | 48 |
| <i>Flip Hoek (FA)</i> | 49 |
| <i>Inversie Tijd (TI)</i> | 50 |
| <i>Aantal Acquisities (NA of NEX)</i> | 51 |
| <i>Matrix (MX)</i> | 52 |
| <i>Field Of View (FOV)</i> | 53 |
| <i>Plak Dikte (ST)</i> | 54 |
| <i>Plak Tussenruimte (SG)</i> | 55 |
| <i>Fase Codering (PE) Richting I</i> | 56 |
| <i>Bandbreedte (BW)</i> | 57 |
| PRAKTISCHE FYSICA III | 59 |
| BEELDARTEFACTEN | 59 |
| <i>Beweging Artefact</i> | 59 |
| <i>Paramagnetisch Artefact</i> | 60 |
| <i>Fase Omvouwingsartefact</i> | 60 |
| <i>Susceptibiliteit Artefact</i> | 61 |
| <i>'Clipping' Artefact</i> | 61 |
| <i>'Spike' Artefact</i> | 63 |
| <i>"Zebra" Artefact</i> | 63 |
| <i>Een laatste woord over artefacten</i> | 63 |
| EEN LAATSTE OPMERKING..... | 64 |
| APPENDIX | 65 |
| WEEFSEL RELAXATIE TIJDEN..... | 65 |
| ACRONIEMEN | 66 |
| AANBEVOLEN BOEKEN | 70 |
| AANBEVOLEN BOEKEN | 70 |
| <i>Fysica</i> | 70 |
| <i>Klinisch</i> | 70 |
| MRI OP HET INTERNET | 70 |
| <i>Fysica</i> | 70 |
| INDEX | 71 |
| OVER DE SCHRIJVER..... | 74 |
| COPYRIGHT NOTITIE | 75 |

Een Beetje MRI Geschiedenis

Het verhaal van MRI begint in 1946 toen **Felix Bloch** een aantal nieuwe eigenschappen van de atoomkern voorstelde. Hij beweerde dat een atoomkern zich als een magneet gedraagt. Hij realiseerde zich dat een geladen deeltje, zoals een proton, die om zijn eigen as draait, een magnetisch veld heeft; bekend als een magnetisch moment. Hij heeft zijn bevindingen opgeschreven en die staan nu bekend als de Bloch Vergelijkingen. Hij heeft hiervoor de Nobelprijs gekregen. Het zou tot begin 1950 duren voordat zijn theorie experimenteel bewezen kon worden. In 1960 deden Nucleaire Magnetische Resonantie spectrometers voor analytische doeleinden hun intrede. Gedurende de zestiger en zeventiger jaren werden spectrometers gebruikt voor academisch en industrieel onderzoek. Spectrometrie wordt gebruikt om de moleculaire opbouw van een materiaal te analyseren, gebaseerd op het NMR spectrum van dat materiaal.

Raymond Damadian ontdekte aan het eind van de zestiger jaren dat maligne weefsel andere NMR parameters heeft dan gezond weefsel. Hij dacht, gebaseerd op deze verschillen, dat het mogelijk moest zijn om weefseltyping te doen met behulp van NMR. Hij toog aan het werk en in 1974 maakte hij het allereerste NMR plaatje van een tumor in een rat. In 1977 produceerde Damadian en zijn groep de eerste supergeleidende MR scanner (bekend als de "Indomitable") en maakte hij het eerste plaatje van een menselijk lichaam met een scan tijd van bijna 5 uur (*Figuur 1*)



Tegelijkertijd pionierde **Paul Lauterbur** op hetzelfde gebied. Men kan erover discussiëren wie van deze heren verantwoordelijk was dat we MRI kregen, maar in alle redelijkheid kan gezegd worden dat beiden hun aandeel geleverd hebben.

De naam Nuclear Magnetic Resonance (NMR) werd veranderd in Magnetic Resonance Imaging (MRI) omdat gedacht werd dat het woord "nuclear" moeilijk geaccepteerd zou worden door een breed publiek.

Figuur 1

De rest is, zoals ze zeggen, geschiedenis. Begin jaren tachtig onderzochten en produceerden alle grote fabrikanten van medische apparatuur MRI scanners. Sinds die tijd is er veel gebeurd wat betreft ontwikkeling. De "hardware" en "software" werden sneller, intelligenter en makkelijker te gebruiken. Door de ontwikkeling van geavanceerde pulssequenties kwamen meer applicaties, zoals MR Angiografie, Functioneel Onderzoek en Perfusie/Diffusie voor MRI beschikbaar. En het einde is nog niet in zicht. De ontwikkeling van MRI is nog steeds volop gaande en alleen de tijd zal ons leren wat de toekomst ons te bieden heeft.

Waarom MRI?

Röntgenfoto's van het lichaam laten niet zo veel zien. Het beeld is grijs en vlak. De contrastresolutie van een röntgenfoto is over het algemeen slecht. Om het contrast te vergroten kan men een contrastmiddel, gebaseerd op Barium of Jodium, toedienen. Verder kan men proberen door manipulatie van de röntgenparameters kV en mAs het contrast verder te vergroten, maar optimaal wordt het nooit. Met CT scanners kan men plaatjes maken die veel meer contrast hebben en dat helpt bij het opsporen van weke delen laesies.

Het belangrijkste voordeel van MRI is het uitstekend contrast oplossend vermogen. Met MRI is het mogelijk om heel kleine contrast verschillen in weke delen te zien, beter nog dan met CT. Door het manipuleren van de MR parameters kan een pulssequentie geoptimaliseerd worden voor het opsporen van bepaalde pathologie.

Een ander, niet onbelangrijk, voordeel van MRI is de mogelijkheid om plaatjes te maken in ieder denkbaar vlak, iets dat onmogelijk is met röntgen of CT. (Met CT is het mogelijk om andere vlakken te reconstrueren vanuit een transversaal opgenomen data set).

Echter, het ruimtelijk oplossend vermogen van röntgenfoto's is, zeker als men speciale films gebruikt, uitstekend. Vooral als men kijkt naar benige structuren.

Het ruimtelijk oplossend vermogen van MRI is, vergeleken met röntgen, slecht.

In het algemeen kan men röntgen en CT gebruiken voor het weergeven van benige structuren terwijl MRI zijn nut heeft bij het opsporen van weke delen laesies.

De "Hardware"

Men kent vele soorten MRI scanners. Het is alsof je naar de supermarkt gaat; je hebt een overweldigende keuze. Je hebt permanente-, resistieve-, supergeleidende-, open of tunnel magneten, met of zonder Helium, lage of hoge veldsterkte. Wat kies je? De keuze van de magneet wordt hoofdzakelijk bepaald door wat je denkt er mee te gaan doen en hoeveel geld je op de bank hebt.

Magnetten met een hoge veldsterkte bieden betere beeldkwaliteit, kortere scantijden en een breder scala aan applicaties, maar ze zijn duurder dan hun tegenhangers met lage veldsterkte.

Magneet Types

Permanente magneten



Figuur 2

Een permanente magneet bestaat uit een materiaal dat op een bepaalde manier gemagnetiseerd is zodat het z'n magneetveld niet verliest (zoals de magneetjes die je op de koelkast plakt). De veldsterkte is over het algemeen zeer laag en varieert tussen 0.064T en 0.2T (de eenheid voor magnetisme is de Tesla. 1 Tesla = 10000 Gauss). Permanente magneten zijn doorgaans van het open type.

Figuur 2 laat Toshiba's Access 0.064 Tesla systeem zien, 's werelds eerste open MRI scanner.

| VOORDELEN | NADELEN |
|---|---|
| Laag stroom verbruik Lage gebruikskosten Klein strooiveld Geen cryogenen | Gelimiteerde veldsterkte (<0.2T) Erg zwaar Geen "quench" mogelijkheid |

Resistieve Magneten

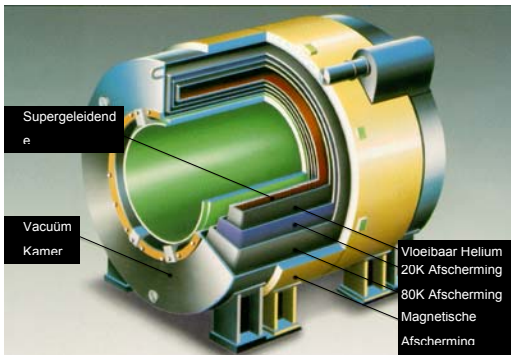


Figuur 3

Resistieve magneten zijn zeer grote elektromagneten, identiek als die gebruikt worden op een autosloperij om auto's op te hijsen. Het magneetveld wordt opgewekt door een stroom te voeren door draadlussen. Resistieve magneten heb je in twee smaken: lucht-kern en ijzer-kern. De veldsterkte kan oplopen tot 0.3 Tesla. Ze produceren veel warmte en moeten met water gekoeld worden. Ze gebruiken veel stroom en als ze niet gebruikt worden wordt de stroom uitgeschakeld om energie te sparen. Ze zijn meestal van het open type, wat claustrofobie tegengaat. *Figuur 3* laat Hitachi's Airis 0.3T (lucht-kern) systeem zien.

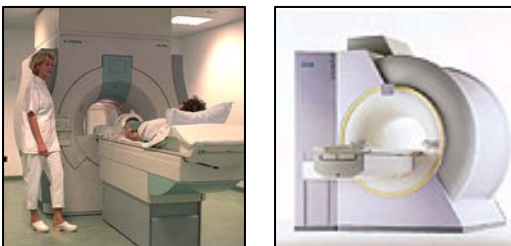
| VOORDELEN | NADELEN |
|--|---|
| Lage aanschaf kosten Licht in gewicht Kan uitgeschakeld worden | Hoog stroomverbruik Gelimiteerde veldsterkte (<0.3T) Waterkoeling nodig Groot strooiveld |

Supergeleidende magneten



Figuur 4

Tegenwoordig wordt het meest gebruik gemaakt van supergeleidende magneten. Het magneetveld wordt opgewekt door een stroom door een draad. De draadlus is gedompeld in een cryogeen, zoals Helium, om de elektrische weerstand te verminderen. Een draad verliest z'n weerstand bij 4° Kelvin (-269° C). Als het veld eenmaal is opgewekt is het permanent aanwezig. Supergeleiding maakt het mogelijk om systemen met zeer hoge veldsterkten te maken (tot 12T). In een klinische omgeving worden meestal systemen gebruikt met een sterkte tot 1.5 Tesla. Meestal zijn supergeleidende magneten van het tunnel type. *Figuur 4* laat zien hoe een tunnelmagneet is opgebouwd. De kern wordt omgeven door een aantal vacuümkamers die als temperatuurschild dienen. Deze moeten voorkomen dat het Helium te snel verdampt. Een ander voordeel van supergeleidende magneten is de hoge magneetveld homogeniteit



Figuur 5 laat een aantal tunnelmagneten van verschillende fabrikanten zien.



Figuur 5

| VOORDELEN | NADELEN |
|--|---|
| Hoge veldsterkte Hoge veldhomogeniteit Laag stroomverbruik Hoge SNR Snel scannen | Hoge aanschaf kosten Hoge cryogeen kosten Veel lawaai Bewegingsartefacten Technisch complex |



Figuur 6

In 1997 introduceerde Toshiba 's werelds eerste open supergeleidende magneet. Het systeem gebruikt een speciale metaallegering om de lage temperatuur die nodig is voor supergeleiding te geleiden. Het voordeel hiervan is dat het systeem geen navulling van Helium nodig heeft wat de kosten dramatisch drukt. Het open ontwerp vermindert angst en claustrofobie. *Figuur 6* laat Toshiba's OPART 0.35 Tesla systeem zien, die een open ontwerp paart met de voordelen van een supergeleidende magneet. Een ander voordeel van een open ontwerp is dat men interventie procedures kan doen tijdens het scannen.



Figuur 7

Figuur 7 : General Electric's supergeleidende "double donut" systeem van 0.5 Tesla. De chirurg staat tussen de twee magneetpolen. Ondanks dat dit het beste ontwerp is om interventie te doen, wat betreft patiënt bereikbaarheid, het feit dat er twee 1.5T systemen gebruikt zijn maakt het systeem zeer duur.

De huidige trend in magneetontwerp zijn open magneten met een hoge veldsterkte. Op het moment dat ik dit schrijf zijn de fabrikanten bezig met ontwerpen van open systemen met een veldsterkte van 1 Tesla. De tijd zal leren of dit gedaan kan worden voor een redelijk prijs en binnen de technische en structurele beperkingen.

RF Spoelen

RF spoelen zijn nodig om de radiofrequente golven, die bij MRI gebruikt worden, te zenden en te ontvangen. RF spoelen zijn één van de belangrijkste componenten die de beeldkwaliteit beïnvloeden. MRI scanners hebben een hele reeks RF spoelen voor verschillende lichaamsdelen. Er zijn twee soorten RF spoelen: volumespoelen en oppervlaktespoelen.

Volume Spoelen



Hoofdspoel



Kniespoel

Figuur 8

Volumespoelen hebben meestal een zadel vorm, dat een homogeen RF veld garandeert binnenin de spoel. Het te onderzoeken lichaamsdeel moet in de spoel liggen. Meestal zijn het zend- en ontvangst spoelen, hoewel ze soms ook enkel als ontvangstspoel gebruikt worden.

Figuur 8 laat twee volumespoelen zien. De hoofdspoel is een zend/ontvangst spoel; de kniespoel is alleen voor ontvangst.

Oppervlakte Spoelen



Oppervlaktespoel



Schouder spoel



Nekspoel



Rugspoel

Figuur 9

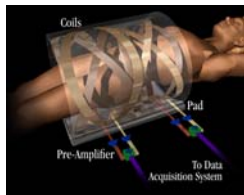
Zoals de naam reeds doet vermoeden worden oppervlaktespoelen dicht bij het te onderzoeken gebied, zoals de kaakkopjes, de ogen en de schouder geplaatst. De spoel bestaat uit een enkele koperdraad winding. Ze hebben een hoge Signaal Ruis Ratio en staan opnamen met een zeer hoog ruimtelijk oplossend vermogen toe. Het nadeel is dat de signaaluniformiteit heel snel afneemt naarmate men verder van de spoel af komt. Bij een circulaire oppervlaktespoel is de dieptepenetratie ongeveer de helft van de diameter van de spoel *Figuur 9* laat een paar voorbeelden zien van oppervlaktespoelen.

Kwadratuur Spoelen

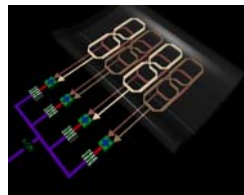
Kwadratuur of Circulair-Gepolariseerde spoelen kunnen een zadel ontwerp of een oppervlakte ontwerp hebben. Wat ze gemeenschappelijk hebben is dat er tenminste twee koperwindingen die onder een bepaalde hoek geplaatst zijn. Het voordeel is dat ze $\sqrt{2}$ meer signaal produceren dan spoelen met één winding. Tegenwoordig zijn de meeste volumespoelen Kwadratuurspoelen. De spoelen in *Figuur 8* zijn Kwadratuurspoelen

Phased Array Spoelen

Phased Array spoelen bestaan uit meerdere oppervlaktespoelen. Oppervlaktespoelen hebben weliswaar een hoge SNR maar daarentegen hebben ze een klein gevoelig gebied. Door 4 of 6 oppervlaktespoelen te combineren is het mogelijk om een spoel te maken met een groot gevoelig gebied.



QD Body Array



Rug Array

Figure 10

Figuur 10 laat het ontwerp zien van twee Phased Array spoelen. The QD Body Array spoel is a volumespoel, terwijl de Rug Array spoel een oppervlaktespoel is. Phased Array spoelen produceren gemiddeld $\sqrt{2}$ meer signaal dan Kwadratuurspoelen. Tegenwoordig zijn de meeste MRI systemen met Kwadratuur en Phased Array spoelen uitgerust.

Andere Hardware

Er is meer hardware nodig om een MRI systeem te laten werken. Een heel belangrijk onderdeel is het Radio Frequentie (RF) deel, dat het RF signaal produceert dat in de patiënt gestraald wordt en het signaal uit de patiënt opvangt. De ontvangsterspoel is een onderdeel van het RF gedeelte. Het frequentiebereik is dezelfde als die gebruikt wordt bij radio-uitzendingen. Om te voorkomen dat radiogolven van buiten, die beeldartefacten kunnen veroorzaken, ontvangen worden door het MRI systeem wordt het systeem omgeven door een kooi van **Faraday**. Dhr. **P.C.Buis** zei eens heel gevat: "MRI is TV kijken met een radio". Verder heeft men een computer nodig om het ontvangen signaal te bewerken en om het gecompliceerde proces van het scannen te sturen.

De Fysica

Introductie

Het is moeilijk te beslissen waar te beginnen als je MRI fysica wilt uitleggen. Je zou kunnen zeggen "Begin bij het begin" en dan heb je gelijk, daar beginnen alle goede verhalen. Maar bij MRI fysica is dat ietsjes moeilijker omdat je eerst moet vaststellen waar het begin is, of anders gezegd, hoeveel wil je weten.

Zoals de titel al aangeeft wordt dit verhaal geacht die mensen aan te trekken die nieuw zijn in de wereld van MRI en die alleen de basis principes willen leren. Aan de ene kant is dat gemakkelijk omdat je hele stukken fysica weg kunt laten, aan de andere kant is het moeilijk omdat ik aan moet nemen dat je niets weet en toch iets wat zeer gecompliceerd is op zo'n manier uit te leggen dat het gemakkelijk te begrijpen is. Geloof me, dat is niet zo eenvoudig.

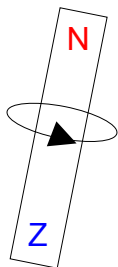
Maar laat dat mijn probleem zijn. Het is tenslotte mijn werk 😊.

Magnetisatie

Laten we onze reis in MRI fysica beginnen door om ons heen te kijken. Wat zien we? Behalve een heleboel dingen die niets met MRI te maken hebben zien we ook de aarde. We weten een aantal dingen van de aarde:

1. De aarde is een grote bal die in de ruimte zweeft. Niet willekeurig, maar dat is een ander verhaal.
2. De aarde heeft een maan, die om de aarde draait.
3. De aarde heeft een elektrische lading. Of dat nu positief of negatief is doet niet ter zake.
4. De aarde draait om zijn eigen as. Dat is het interessante stuk.
5. Er is een heleboel water op aarde, zo'n 70% en terwijl ik dit schrijf schijnt het meeste in mijn tuin te vallen.

Deze gigantische, elektrisch geladen en draaiende bal zweeft door het heelal. Niets om je zorgen over te maken. Van onze fysica lessen op school kun je je misschien herinneren dat een roterende elektrische lading een magneetveld genereert. En jawel hoor, de aarde heeft een magneetveld waar wij gebruik van maken om met behulp van een kompas onze weg te vinden van A naar B. Het aardsmagneetveld is redelijk zwak: 30 μT op de polen en 70 μT aan de evenaar. (Tesla is voor een magneetveld wat Ampère is voor een elektrische stroom).



Figuur 11

In het kort komt het er op neer dat we de aarde kunnen beschouwen als een enorme roterende staafmagneet met een noord- en een zuidpool (Figuur 11). En niet vergeten: het is er heel erg nat.

Je kunt je afvragen wat dit te maken heeft met MRI, maar daar kom ik zo op.

Laten we nu eens naar onszelf kijken, de Homo Sapiens. Wat hebben wij gemeen met de aarde? Op het eerste gezicht niet zo veel, maar als we een klein stukje van ons lichaam nemen en onder een microscoop leggen kunnen we dingen zien die ons bekend voorkomen. We zien hele kleine elektrisch geladen balletjes die om hun eigen as draaien en er zweven kleine maantjes omheen. Waar we naar kijken zijn atomen. En atomen hebben een heleboel te maken met MRI, omdat we ze nodig hebben voor ons MRI plaatje.

Wat we ook gemeenschappelijk hebben met de aarde is water. Ons lichaam bestaat voor 80% uit water.

Van onze scheikundelessen weten we dat er heel veel elementen bestaan, 110 om precies te zijn. Omdat we grotendeels uit water bestaan gaan we hier eens naar kijken. Water bestaat uit 2 waterstof atomen en 1 zuurstof atoom. Het waterstof atoom (het eerste element in het periodiek tabel) heeft een kern, proton genaamd, en 1 maan, elektron genaamd. De proton is elektrisch geladen en draait om zijn eigen as. Hier is de overeenkomst met de aarde. Ook het waterstofatoom kan beschouwt worden als een kleine staafmagneet met een noord- en een zuidpool.

Waarom gebruiken we waterstof voor MRI opnamen?

Om twee redenen. Ten eerste hebben we er een heleboel van in ons lichaam. Het is het meest voorkomende element in ons lichaam. Ten tweede kent de quantum fysica zoiets als een "Gyro Magnetische Ratio". Het valt buiten de beschouwing van dit verhaal wat dit precies is, maar neem van mij aan dat deze ratio voor ieder element verschillend is. Het is toevallig zo dat deze ratio het grootst is voor waterstof, namelijk: 42.57 MHz/Tesla.

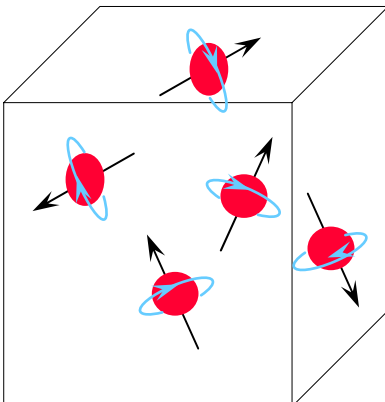
Voor wie het echt wil weten: waterstof is niet het enige element dat we kunnen gebruiken voor MRI. Ieder element met een oneven aantal protonen in de kern kan gebruikt worden. De tabel hieronder laat een aantal van deze elementen zien:

Tabel 1: MRI vriendelijke elementen

| Isotoop | Symbol | Spin Quantum nummer | Gyro Magnetische Ratio (MHz/T) |
|-----------|------------------|---------------------|--------------------------------|
| Waterstof | ^1H | 1/2 | 42.6 |
| Koolstof | ^{13}C | 1/2 | 10.7 |
| Zuurstof | ^{17}O | 5/2 | 5.8 |
| Fluor | ^{19}F | 1/2 | 40.0 |
| Natrium | ^{23}Na | 3/2 | 11.3 |
| Magnesium | ^{25}Mg | 5/2 | 2.6 |
| Fosfor | ^{31}P | 1/2 | 17.2 |
| Zwavel | ^{33}S | 3/2 | 3.3 |
| IJzer | ^{57}Fe | 1/2 | 1.4 |

Als we naar een groepje waterstof protonen kijken zien we in feite een heleboel kleine staafmagneetjes die om hun eigen as draaien (Figuur 12).

Zoals je je kunt herinneren van school stoten twee gelijke polen van een magneet elkaar af terwijl twee ongelijke polen elkaar aantrekken. In ons lichaam zijn deze kleine staafmagneetjes op zo'n manier geordend dat de magneetveldjes elkaar neutraliseren. Ons lichaam is magnetisch gezien in balans. En dat is maar goed ook, anders zouden we een hoop metaal aantrekken als we over straat gaan.



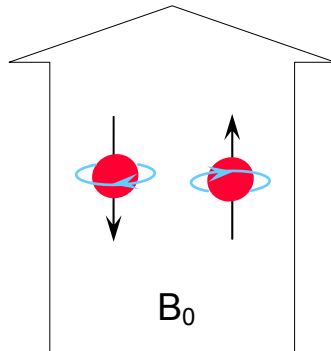
Figuur 12

Nu we een aantal interessante feiten van het leven hebben vastgesteld gaan we eens kijken wat er gebeurt als we proberen een MRI onderzoek te doen.

Zoals we gezien hebben in het hoofdstuk over "hardware", zijn er MRI systemen met verschillende veldsterkten. Het magneetveld van een 1.5 Tesla magneet is 5000 maal sterker dan het aardmagnetisch veld! Dit betekent dat we met een potentieel gevaarlijke machine werken (meer hierover later).

Als we iemand in de magneet leggen, gebeuren er een paar interessante dingen met de waterstof protonen:

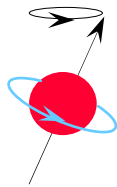
1. Ze richten zich naar het magneetveld. Dat kan op twee manieren: parallel of anti-parallel.



(B_0 is de aanduiding voor het magneetveld van de MRI scanner).

Figuur 13

2. Ze gaan bewegen op een manier die bekend staat als “precessie” of “schommelen” als gevolg van het magnetisch moment van het atoom.



Precessie kan het best vergeleken worden met de beweging van een draaiende tol. De tol draait om zijn eigen as, maar door de aantrekkingskracht van de aarde, draait hij ook nog langzaam uit het lood; hij helt voortdurend naar buiten. Na verloop van tijd, als de tol zijn snelheid verliest zal hij uiteindelijk omvallen. Een proton behoudt z'n snelheid en zal dus niet omvallen.

Figuur 14

Ze “schommelen” met de Larmor frequentie. De Larmor frequentie heeft enige nadere uitleg. De Larmor frequentie kan berekend worden m.b.v. de volgende vergelijking (maak je geen zorgen; dit is de eerste van slechts twee vergelijkingen die je tegenkomt in dit verhaal):

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

Waar: ω_0 = Precessie- of Larmor frequentie. (MegaHertz)

γ = Gyro Magnetische Ratio. (MegaHertz/Tesla)

B_0 = Magneetveldsterkte. (Tesla)

Hier zien we twee zaken, die ik al eerder besproken heb, bij elkaar komen: Gyro Magnetische Ratio en de magneetveldsterkte.

Maar waarom is dit zo belangrijk? Welnu, we hebben de Larmor frequentie nodig om de “bedrijfs”- frequentie van de MRI scanner te berekenen.

Als we een 1.5 Tesla MRI systeem hebben, dan is de Larmor- of precessiefrequentie: $42.57 \times 1.5 = 63.855$ MHz. De precessiefrequenties van 1.0T, 0.5T, 0.35T en 0.2T systemen zijn respectievelijk 42.57 MHz, 21.285 MHz, 14.8995 MHz en 8.514 MHz. Deze waarden kun je op je eigen systeem vinden onder de naam “Centre Frequency” of een soortgelijke uitdrukking.

Nu weten we wat er gebeurt met de individuele protonen als we een slachtoffer in de scanner leggen. Laten we doorgaan met het verhaal en kijken wat er verder gebeurt.

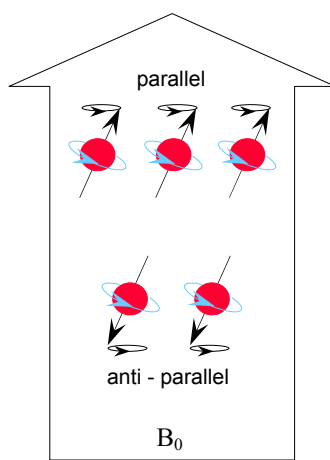
We zagen dat wanneer protonen het effect van het sterke magneetveld voelen ze op twee manieren gericht worden: parallel en anti-parallel. We zouden dit ook Lage- en Hoge Energie Toestand kunnen noemen.

De verdeling van de protonen voor beide toestanden is niet gelijk. Protonen zijn, net als veel mensen, lui. Ze hebben de voorkeur voor de Lage Energie Toestand. Er zijn meer protonen parallel gericht of in Lage Energie Toestand dan anti-parallel of in Hoge Energie Toestand. (Figuur 15). Echter het verschil is niet groot. Het overschot aan protonen die parallel gericht zijn in een 0.5T veld is slechts 3 per miljoen (3 ppm = parts per million); in een 1.0T systeem zijn dat er 6 per miljoen en in een 1.5T systeem zijn er 9 per miljoen. Het overschot van de protonen is proportioneel met B_0 . En het is met dit overschot aan protonen waar we de plaatjes in MRI mee maken. Dat is ook de reden waarom 1.5T systemen betere plaatjes maken dan systemen met een lagere veldsterkte. Er doen eenvoudigweg meer protonen mee aan het proces. Een overschot aan protonen van 9 ppm lijkt niet erg veel, maar in het echte leven loopt dat op tot een behoorlijk aantal. Kijk maar eens naar de berekening die **Moriel NessAiver**, Fysicus gemaakt heeft. (Hij heeft, overigens een uitstekend boek, in het Engels geschreven over MRI fysica, dat ik van harte kan aanbevelen. Zie de § aanbevolen boeken). Hij berekende hoeveel het overschot is aan protonen in één voxel (volume element) bij 1.5 Tesla.

- Neem aan dat een voxel $2 \times 2 \times 5 \text{ mm} = 0.02 \text{ ml}$ is.
- Het getal van **Avogadro** zegt dat er 6.02×10^{23} moleculen per mol zijn.
- 1 mol water weegt 18 gram ($O^{16} + 2H^1$), heeft 2 mol waterstof en vult 18 ml, dus
- 1 voxel water heeft $2 \times 6.02 \times 10^{23} \times 0.02 / 18 = 1.338 \times 10^{21}$ protonen.
- Het totaal overschot aan protonen =

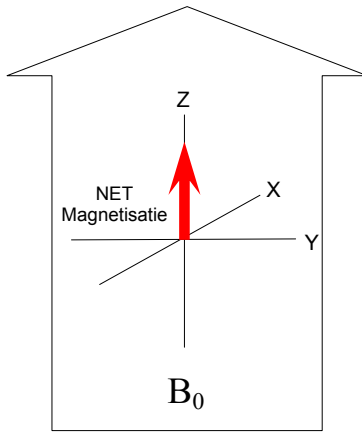
$$\frac{1.338 \times 10^{21} \times 9}{2 \times 10^6} = 6.02 \times 10^{15} \quad \text{of} \quad 6 \text{ miljoen biljoen!!!}$$

Doe dit niet thuis! (met andere woorden: niet onthouden).



Uiteindelijk zien we een **netto magnetisatie** (de som van alle kleine magneetveldjes van iedere proton) die in dezelfde richting wijzen als het magneetveld van het systeem. We gaan verder met deze netto magnetisatie.

Figuur 15



Figuur 16

Om op een gemakkelijke manier te zien wat er gebeurt met deze netto magnetisatie tijdens ons MRI experiment kwam de wetenschappelijke gemeenschap met het briljante idee om het voor te stellen m.b.v. vectoren (ja, dezelfde die in de wiskunde gebruikt worden). Een vector (de rode pijl in *Figuur 16*) heeft een richting en een kracht. Om te zien wat er met de vector (netto magnetisatie) gebeurt moeten we ons een assenstelsel, X, Y, Z voorstellen. De Z-as wijst altijd in de richting van het hoofd magnetisch veld, terwijl X en Y altijd loodrecht hierop staan. Hier zien we de (rode) netto magnetisatie vector in dezelfde richting wijzen als de Z-as. De netto magnetisatie wordt nu M_z of longitudinale magnetisatie genoemd.

Het is nu mogelijk om eenvoudige tekeningen te maken van de netto magnetisatie als die beweegt.

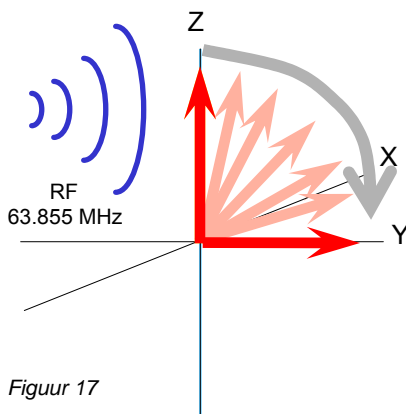
Nu ben je zover dat je een beetje dieper in de materie kunt gaan graven en we gaan verder met ons MRI experiment. We gaan kijken wat er gebeurt wanneer we met de netto magnetisatie gaan spelen.

Om een plaatje van een patiënt te krijgen volstaat het niet om hem enkel in de magneet te schuiven. We moeten nog een tikkeltje meer doen. Wat precies wordt in de volgende pagina's uit de doeken gedaan. De volgende stappen kunnen worden onderverdeeld in: Excitatie, Relaxatie, Acquisitie, Berekenen en Weergave.

Excitatie

Voordat het systeem begint met data acquisitie zal het eerst een snelle meting (ook wel pre-scan genoemd) doen om (onder andere) te bepalen met welke frequentie de protonen draaien (de Larmor frequentie). Deze "basis" frequentie is belangrijk omdat het systeem dat gebruikt voor de volgende stap. Als de "basis" frequentie bepaald is begint het systeem met de data acquisitie. Nu houden we de boel heel simpel. Geen moeilijke puls sequenties. Dat doen we later. Nu zenden we alleen een Radio Frequentie (RF) puls naar de patiënt en we kijken wat er gebeurt.

Laten we aannemen dat we met een 1.5T systeem werken. De "centre" of bedrijfsfrequentie van het systeem is 63.855 MHz. Om de netto magnetisatie te manipuleren moeten we derhalve een RF puls zenden met een frequentie die overeenkomt met de "centre" frequentie van het systeem: 63.855 MHz. Daar komt de "Resonance" vandaan in de naam Magnetic Resonance Imaging. Resonantie ken je van de operazangeres die een hoge noot zingt en het glas dat breekt. MRI werkt met hetzelfde principe (de patiënt valt echter niet uit elkaar ☺). Alleen protonen die met dezelfde frequentie draaien als de RF puls zullen reageren op die puls. Als we een RF puls met een andere frequentie zenden, zeg 59.347 MHz, dan gebeurt er niets.



Figuur 17

Met het zenden van een RF puls op de "centre" frequentie, met een bepaalde sterkte (amplitude) en gedurende een bepaalde tijd, is het mogelijk om de netto magnetisatie te roteren in een vlak dat loodrecht op de Z-as staat, in dit geval het X-Y vlak (*Figuur 17*). (Kijk eens hoe handig die vectoren zijn. Zonder de vectoren zou het schier onmogelijk zijn om dit te tekenen). We hebben zojuist de netto magnetisatie 90° "geflipped". Later zullen we zien dat er in onze pulssequenties een parameter is, Flip Angle (FA) genoemd, die aangeeft hoeveel graden we de netto magnetisatie roteren. Het is mogelijk om de netto magnetisatie iedere hoek tussen 1° tot 180° te roteren. Nu gebruiken we alleen een FA van 90° . Dit hele gebeuren noemen we excitatie. Applaus.

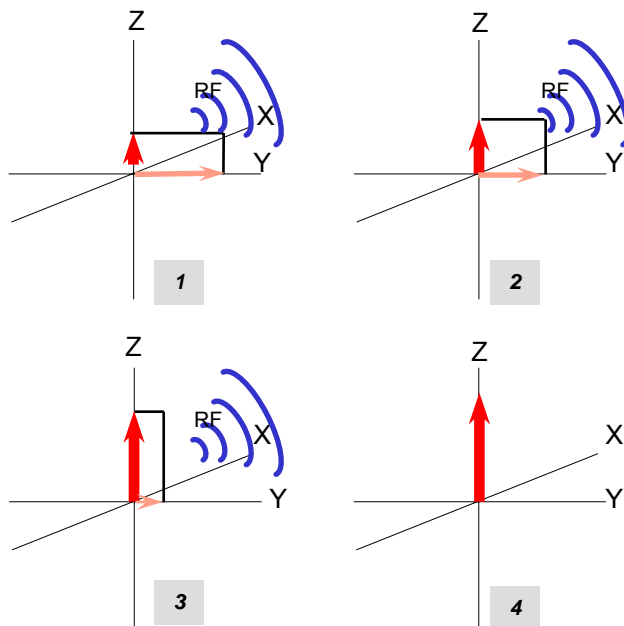
Relaxatie

Nu wordt het interessant. We hebben de netto magnetisatie 90° in het X-Y vlak geroteerd. We zouden ook kunnen zeggen dat we de protonen in een hogere energie toestand hebben gebracht. Dit kon gebeuren omdat de protonen energie van de RF puls hebben geabsorbeerd. Het is echter een situatie die de protonen niet erg op prijs stellen. Je zou het kunnen vergelijken met op je handen lopen; het is mogelijk, maar je vindt het niet leuk meer na een tijdje. Je loopt liever op je voeten. Hetzelfde geldt voor de protonen; ze zijn liever gericht met het magneetveld mee of in andere woorden, ze zitten liever in een lage energie toestand.

Nu gebeurt er iets dat bekend staat als Relaxatie. Het relaxatie proces kan onderverdeeld worden in twee delen: T1 en T2 relaxatie.

T1 Relaxatie

De protonen willen terug naar hun uitgangs positie, ook wel **equilibrium** genoemd. Dit doen ze door hun geabsorbeerde energie in de vorm van (een klein beetje) warmte en RF golven af te geven. In feite gebeurt het omgekeerde van excitatie. De netto magnetisatie roteert terug om zich weer met de Z-as mee te richten.



Figuur 18

Als de RF excitatie puls stopt, dan zal de netto magnetisatie vector langs de Z-as groeien met afgifte van radiofrequente golven (Figuur 18).

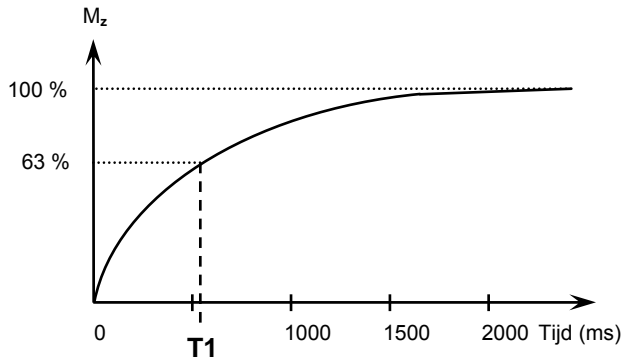
T1 relaxatie beschrijft wat er gebeurt in de Z richting. Dus, na een poosje, is de situatie precies zoals hij was voordat we de RF puls uitzonden.

T1 relaxatie is ook bekend als Spin-Lattice relaxatie, omdat de energie aan het omgevende weefsel (de lattice) wordt afgegeven.

Tot zover gaat het goed! Dit proces is relatief makkelijk te begrijpen omdat men het zich in gedachten voor kan stellen.

T1 Relaxatie Curve

Alle protonen in het volume die de 90° excitatie puls "gevoeld" hebben ondergaan T1 relaxatie. Nu is het zo dat niet alle protonen op dezelfde manier in hun moleculen gebonden zijn. Dat is anders voor ieder soort weefsel. Een ^1H atoom kan zeer sterk gebonden zijn, zoals in vetweefsel, maar ook zwak gebonden, zoals in water. Sterk gebonden protonen geven hun energie veel sneller af aan hun omgeving dan zwak gebonden protonen. De mate waarmee ze hun energie afgeven is daarom ook anders. Die mate kan weergegeven worden zoals te zien is in Figuur 19.



Figuur 19

De curve laat zien dat er op tijd = 0, vlak na de RF puls, geen magnetisatie in de Z richting is. M_z begint zich, echter, onmiddellijk te herstellen langs de Z-as.

T1 relaxatie is een tijdsconstante. T1 is gedefinieerd als de tijd die de longitudinale magnetisatie (M_z) nodig heeft om 63% van de originele waarde te bereiken. Voor ieder weefsel kan een soortgelijke curve getekend worden. Dat is wat **Damadian** en **Lauterbur** heel veel manen geleden ontdekten. Ieder weefsel zal z'n energie in een verschillende mate afgeven. Dat is de reden waarom MRI zo'n goede contrast resolutie heeft.

T2 Relaxatie

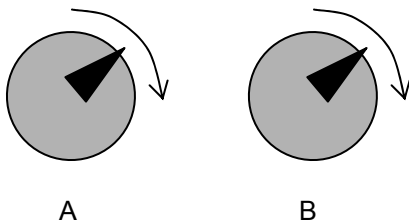
Zoals gezegd is het relaxatie proces onder te verdelen in twee delen. Het tweede deel, T2 relaxatie, is ietwat gecompliceerder. Ik heb ondervonden dat veel mensen hier moeite mee hebben, maar we gaan door voor de koelkast, dus wanhoop niet!!

Ten eerste is het belangrijk te weten dat T1 en T2 relaxatie twee totaal onafhankelijke processen zijn. De één heeft niets te maken met de andere. Het enige wat ze gemeenschappelijk hebben is dat het tegelijkertijd gebeurt.

T1 beschrijft wat er gebeurt in de Z richting, terwijl T2 beschrijft wat er gebeurt in het X-Y vlak. Dat is de reden waarom ze niets met elkaar van doen hebben. Ik kan dat niet vaak genoeg zeggen.

Fase en Fase coherentie

Ooit van fase gehoord? Stel je voor: je ziet een groep soldaten marcheren. Ze zetten allemaal hun linker been tegelijkertijd naar voren omdat de sergeant hun dat opdraagt: Links, Rechts; Links, Rechts; Links . . . Links . . . Links, Rechts. Je zou kunnen zeggen dat de groep synchroon of *in fase* loopt.



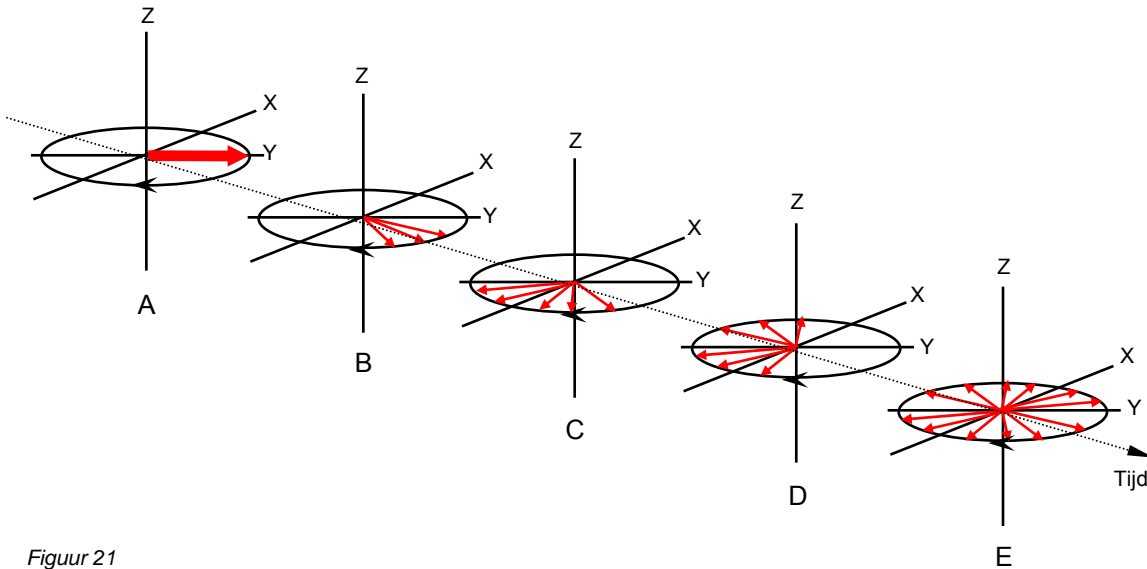
Figuur 20

Een ander voorbeeld: In *Figuur 20* zien we twee wielen met een pijl. De wielen draaien rond met dezelfde snelheid. De pijlen zullen derhalve steeds in dezelfde richting wijzen. De wielen draaien *in fase*.

We doen een stapje terug en we kijken naar de netto magnetisatie voordat we de 90° puls zenden. De netto magnetisatie is de som van alle kleine magneetveldjes van de protonen die gericht zijn in de richting van de Z as.

Ieder individueel proton draait om zijn eigen as. Hoewel ze met dezelfde snelheid ronddraaien, draaien ze niet *in fase* of, anders gezegd, er is geen fasecoherentie. De pijlen op de wielen in het vorige voorbeeld zouden in verschillende richtingen wijzen.

Als we nu een 90° puls geven, gebeurt er iets interessants: behalve dat de magnetisatie naar het X-Y vlak geflipt wordt, zullen de protonen OOK *in fase* gaan draaien!!



Figuur 21

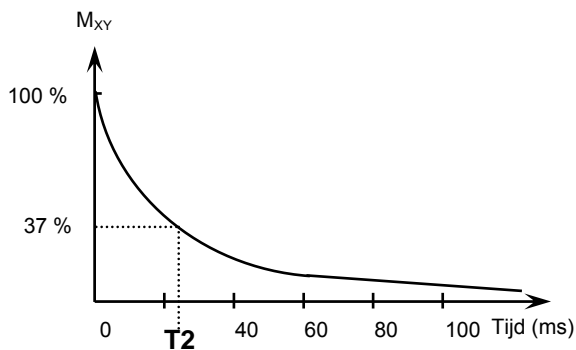
Dus, direct na de 90° puls draait de netto magnetisatie vector (nu transversale magnetisatie genoemd) om de Z as in het X-Y vlak (Figuur 21A). Alle vectoren wijzen dezelfde kant op omdat ze *in fase* zijn. Deze situatie duurt echter niet lang.

Stel je voor: Ik ben er zeker van dat je als kind wel eens het spel gespeeld hebt waarbij je heel dicht achter iemand stond en dan geprobeerd hebt samen te lopen. Dat gaat alleen goed als je beiden tegelijkertijd het linker been voor zet. Dan loop je *in fase*. Op een zeker moment struikelt er ééntje en de benen komen in de knoop te zitten wat voor een mini chaos zorgt zodat jullie allebei een andere richting oplopen: jullie zijn *uit fase* geraakt of raakten gedefaseerd.

Iets soortgelijks gebeurt ook met de vectoren in MRI. Herinner je nog even dat ieder proton gedacht kan worden als een kleine staafmagneet met een noord- en een zuidpool. Twee gelijkwaardige polen stoten elkaar af. Omdat de magneetvelden van iedere vector door een ander beïnvloed wordt kan de situatie ontstaan dat één vector langzamer gaat draaien terwijl de andere juist sneller gaat draaien. De vectoren zullen met verschillende snelheden om de Z as gaan roteren en zullen daarom niet bij machte zijn om in dezelfde richting te wijzen: ze zullen gaan *defaseren*. Dat gaat in het begin langzaam (Figuur 21B, 21C, 21D), maar allengs zal dat sneller gaan totdat er geen fase coherentie meer bestaat: er zijn geen vectoren meer die in dezelfde richting wijzen (Figuur 21E). Ondertussen draait die hele toestand nog om de Z as in het X-Y vlak.

Het proces om van een gehele *in fase* toestand naar een gehele *uit fase* toestand te komen is wat men noemt T2 relaxatie.

T2 Relaxatie Curve



Figuur 22

Net als bij T1 relaxatie gebeurt T2 relaxatie niet plotsklaps. Het hangt er weer vanaf hoe het waterstofatoom gebonden is in de molecuul en dat is weer verschillend voor ieder weefsel.

Ook nu kunnen we weer een curve tekenen (Figuur 22). Direct na de 90° puls is alle magnetisatie in het X-Y vlak geflipt. De netto magnetisatie verandert nu van naam en heet nu transversale magnetisatie of M_{xy} . Op tijd = 0 draaien

alle protonen in fase, maar ze beginnen onmiddellijk te *defaseren*. T2 is ook een tijdsconstante. T2 is gedefinieerd als de tijd die nodig is voor de transversale magnetisatie (M_{xy}) om tot 37% van de originele waarde te *defaseren*. De mate van *defasering* is verschillend voor ieder weefsel. Vetweefsel zal snel *defaseren*, terwijl water er veel langer over doet. Nog één opmerking over T2 relaxatie: het gebeurt veel sneller dan T1 relaxatie. T2 relaxatie gebeurt in milliseconden, terwijl T1 wel seconden lang kan duren. (Kijk maar eens naar de relaxatietijdentabel in de § Appendix).

T2 relaxatie is ook wel bekend als Spin-Spin relaxatie omdat het de interactie tussen de protonen in hun directe omgeving (moleculen) beschrijft.

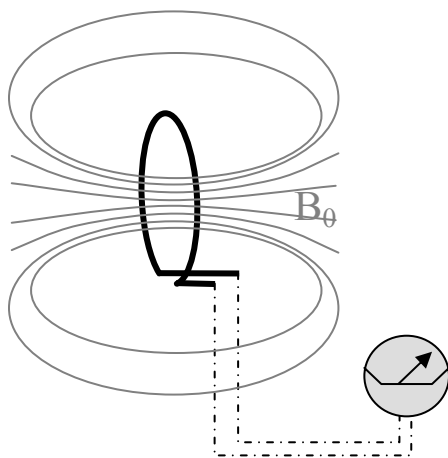
Onthoudt dit:

- T1 and T2 relaxatie zijn twee onafhankelijke processen die simultaan optreden
- T1 gebeurt langs de Z as; T2 gebeurt in het X-Y vlak.
- T2 is veel sneller dan T1

Als beide relaxatie processen voltooid zijn dan is de netto magnetisatie vector weer gericht met het hoofdveld (B_0) en de protonen draaien weer uit fase: de situatie zoals die was voordat we de 90° puls gaven.

Acquisitie

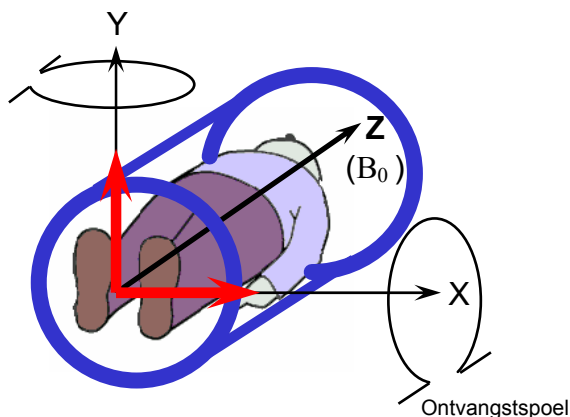
Tijdens de relaxatie processen geven de spins hun overtollige energie, die ze kregen van de 90° RF puls, af in de vorm van radiofrequente golven. Om een plaatje te maken is het nodig om deze



Figuur 23

golven op te vangen voordat ze in het heelal verdwijnen. Dat kan gedaan worden met een **ontvangstspoel**. De ontvangstspoel kan dezelfde zijn als de **zendspoel** of een andere. Interessant, maar heel erg belangrijk, is de positie van de ontvangstspoel.

De ontvangstspoel **moet** loodrecht op het hoofd-magneetveld (B_0) geplaatst worden. Zo niet, dan krijg je een plaatje zonder signaal. Hier het waarom: als we een spoel open maken zien we dat het eigenlijk niets meer is dan een lus van koperdraad. Als er een magneetveld door de lus gaat, dan wordt er een stroom opgewekt (Figuur 23). B_0 is een sterk magnetisch veld; veel sterker dan het RF signaal dat we willen ontvangen. Als we de spoel zo plaatsen dat B_0 door de spoel gaat dan wordt er zo'n enorme stroom opgewekt dat het kleine stroompje dat door de RF golf wordt opgewekt totaal verloren gaat. We zien alleen maar een hoop spikkels (ruis) in ons plaatje. We moeten er daarom voor zorgen dat de ontvangstspoel zo geplaatst wordt dat B_0 niet door de spoel kan gaan. De enige manier om dat te bereiken is de ontvangstspoel loodrecht op B_0 te plaatsen zoals te zien is in Figuur 24.



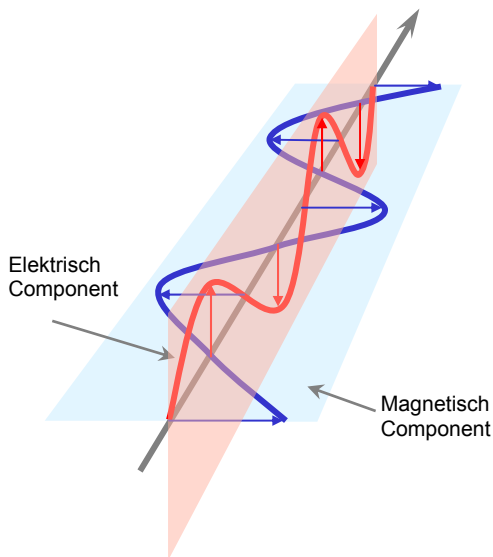
Figuur 24

Het is heel aardig om dit zelf eens te proberen met je eigen scanner. Maak een serie scans waarbij de ontvangspoel steeds onder een andere hoek geplaatst wordt. Begin met de spoel loodrecht op B_0 , draai de spoel dan een beetje zodat B_0 ietwat door de spoel kan gaan. Draai de spoel vervolgens nog een beetje meer, zodat B_0 nog meer door de spoel kan. Ga hiermee door totdat B_0 helemaal door de spoel gaat. Je zult zien dat de beeldkwaliteit zienderogen achteruit gaat. Op een gegeven moment is het waarschijnlijk dat het systeem de spoel niet meer kan "tunen" of afstemmen, zodat je niet meer kunt scannen.

Onthoudt dit: De enige juiste manier om een ontvangspoel te plaatsen is loodrecht op B_0 .

Opmerking: Veel spoelen zijn ontworpen voor een bepaald lichaamsdeel. Neem nu de hoofdspoel; als je spoel op de tafel van de scanner plaatst lijkt het alsof B_0 door de spoel gaat. Dit is echter een optische illusie. De spoel is op zo'n manier ontworpen dat de koperlussen loodrecht op B_0 staan. Het ontwerpen van een spoel voor een tunnelmagneet, waarbij B_0 over de lengte van de magneet loopt, is buitengewoon moeilijk. Als je de spoel open maakt zie je waarschijnlijk twee zadelvormige koperen lussen die onder een rechte hoek van elkaar staan. Om genoeg signaal te ontvangen zijn er twee spoelen gebruikt omdat zadelvormige spoelen relatief inefficiënt zijn.

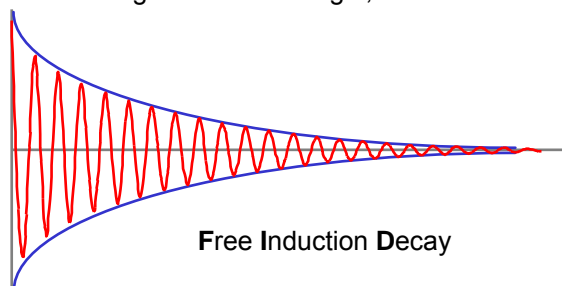
Volgens meneer **Faraday** heeft een Radio Frequente puls een elektrische EN een magnetische component die loodrecht op elkaar staan, een 90° faseverschil hebben en die beiden in dezelfde richting bewegen met de snelheid van het licht (*Figuur 25*).



We zijn geïnteresseerd in het magnetische deel van de golf omdat dit de stroom in de koperdraad van de ontvangspoel induceert.

Figuur 25

Het verhaal over het plaatsen van de spoel loodrecht op B_0 dient nog een ander doel; Het betekent dat we alleen signalen van processen die loodrecht op B_0 gebeuren kunnen ontvangen, en dat is toevallig T2 relaxatie. T2 relaxatie is een verval proces, wat betekent dat de fasecoherentie groot is in het begin, maar snel afneemt totdat er geen fasecoherentie over is.



Dit heeft tot gevolg dat het ontvangen signaal in het begin sterk is maar daarna snel afneemt als gevolg van T2 relaxatie (*Figuur 26*). Het ontvangen signaal noemen we: Free Induction Decay (FID). De FID is het signaal dat we zouden ontvangen als er geen magneetveld aanwezig is. In aanwezigheid van een magneetveld gaat T2 verval veel sneller door lokale

Figuur 26

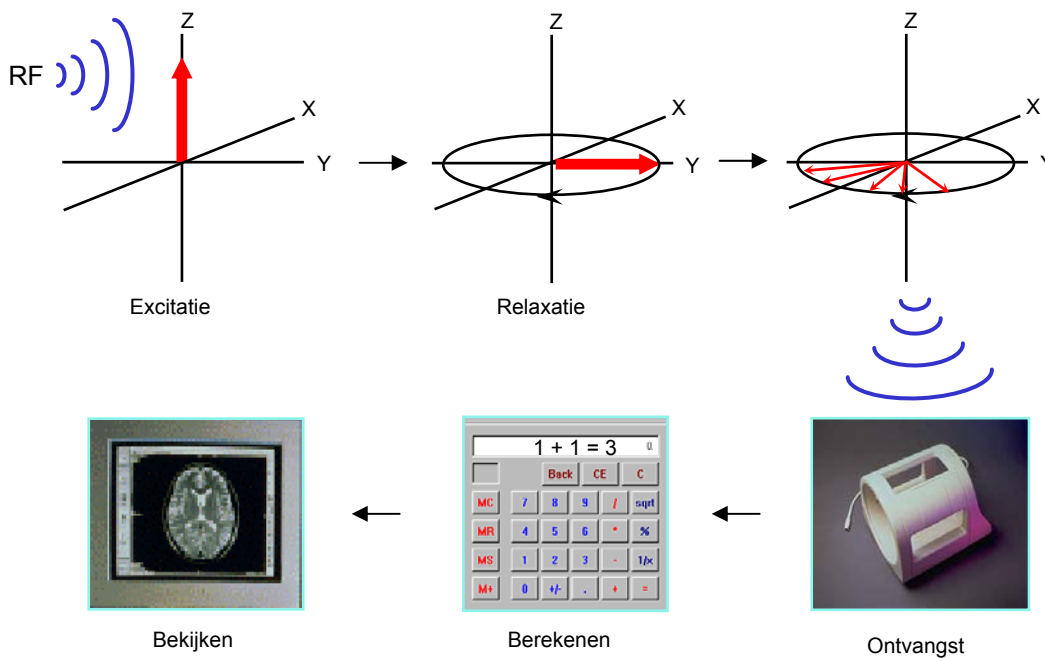
(microscopisch kleine) inhomogeniteiten van het magneetveld en iets wat “chemical shift” genoemd wordt, tezamen bekend als $T2^*$ effecten. Het signaal dat we ontvangen is veel korter dan $T2$. Het eigenlijke signaal vervalst zeer snel; in ± 40 milliseconden is het praktisch vervallen tot nul.

Dat creëert een probleem, zoals we later zullen zien.

Berekenen en Weergave

Het ontvangen signaal wordt in een computer gevoerd en, wonderbaarlijk, een kwart seconde later staat er een plaatje op het scherm. Er is nog heel wat meer te vertellen over wat er gebeurt in de computer, maar dat valt buiten de context van dit verhaal en is, nog belangrijker, totaal irrelevant (goddank ☺).

Figuur 27 laat het hele proces nog eens grafisch zien.



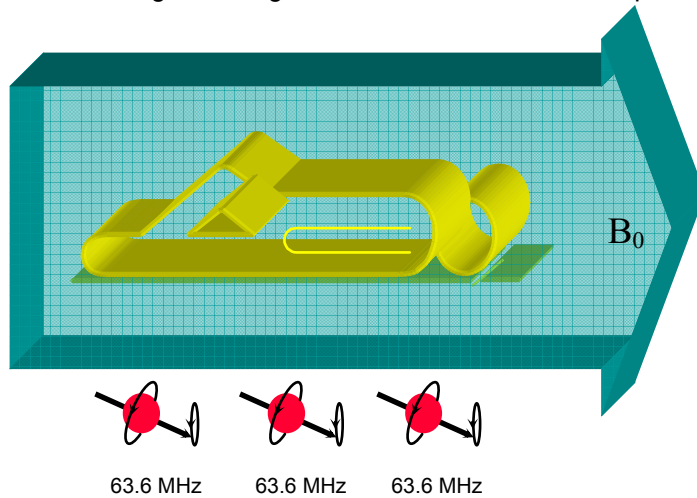
Figuur 27

Dat is het, beste lezertjes. MRI in een notendop. Het spreekt voor zich dat het een tikkie gecompliceerder is, maar hier komt het in grote lijnen op neer.

Meer Fysica

Nu weet je hoe MRI werkt. Lijkt goed, maar je hebt slechts de oppervlakte omgewoeld. Dit is een goed moment om ons schepje en emmertje te pakken en een beetje dieper te graven om te zien wat er onder de oppervlakte verborgen is.

En als we beginnen te graven komen we meteen een probleem tegen!



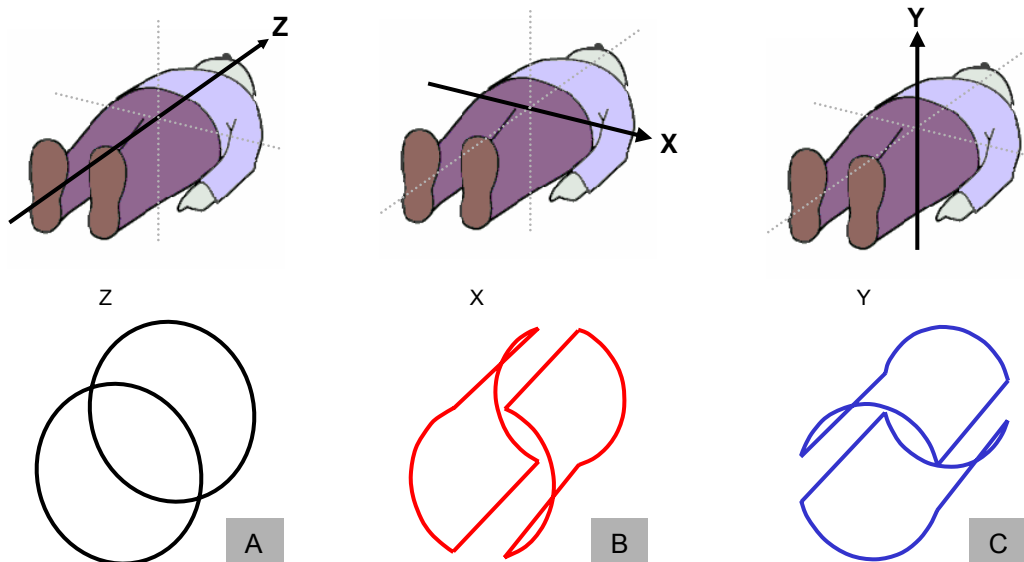
Als we aannemen dat we een 100% homogeen magnetisch veld hebben (dat is het niet) dan zullen alle protonen in het lichaam met de Larmor frequentie draaien (Figuur 28). Dat betekent ook dat alle protonen een signaal terug sturen. Hoe weten we nu of het signaal uit het hoofd of uit de voeten komt? Welnu, dat weten we niet. Als we de dingen laten zoals ze zijn dan krijgen we geen mooi plaatje; zeker niet één waar we op gehoopt hadden. We zouden niets anders zien dan ondefinieerbare vlekken. De oplossing van het probleem moet

gezocht worden in de eigenschappen van RF golven, zijnde: fase, frequentie en amplitude. Eerst gaan we het lichaam opdelen in volume elementen, bekend als voxels. Dan gaan we de voxels zo coderen dat de protonen in die voxels een RF signaal terug sturen met een bekende fase en frequentie. De amplitude van het signaal hangt af van de hoeveelheid protonen in de voxel.

Het antwoord op ons probleem is: Gradiëntspoelen.

Gradiëntspoelen

Gradiëntspoelen zijn een aantal draden in de magneet waarmee we additionele magneetvelden



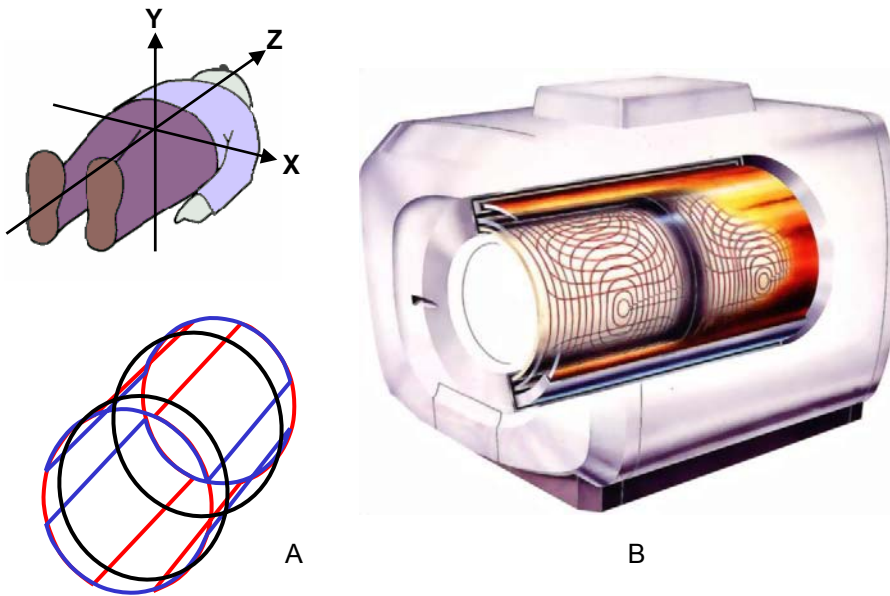
Figuur 29

kunnen opwekken die, min of meer, toegevoegd worden aan het hoofdveld B_0 . Klinkt ingewikkeld, maar dat valt wel mee.

Er zijn 3 groepen van draden. Iedere groep kan een magnetenveld in één bepaalde richting opwekken: Z, X of Y. Als er een stroom door de Z Gradiënt gevoerd wordt dan wordt er een magnetenveld in de Z richting opgewekt (Figuur 29A). Hetzelfde geldt voor de andere Gradiënten (Figuur 29B en 29C).

Interessant detail:

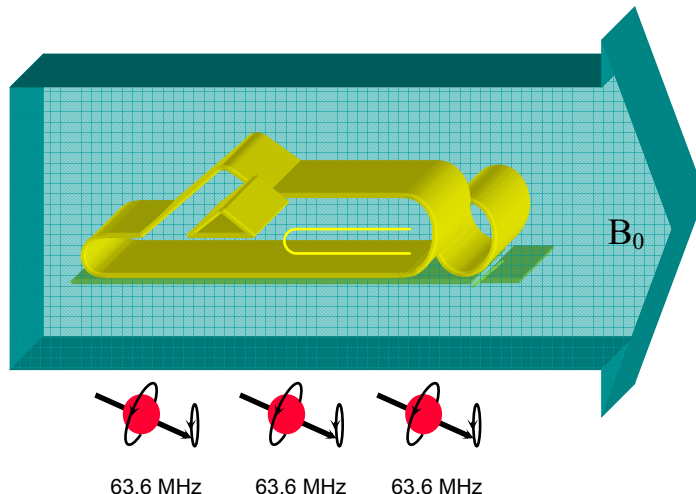
Iedereen weet dat MRI een hoop lawaai kan maken tijdens de acquisitie. Het Gradiënt magnetenveld dat opgewekt wordt is erg sterk. Hoewel de Gradiënt spoelen star in een soort hars ingebakken zijn zullen de krachten die ontstaan genoeg zijn om de spoelen te laten trillen, vandaar het geluid. Toshiba heeft dat probleem zo goed als opgelost: 90% geluidsreductie door de Gradiënten o.a. in een vacuümkamer te plaatsen.



Figuur 30

Figuur 30A laat zien hoe de drie Gradiëntspoelen een cilinder vormen. De cilinder wordt vervolgens in de magneet geplaatst (Figuur 30B).

Laten we eens kijken hoe de gradiënten gebruikt kunnen worden om het signaal te coderen.



Signaal Codering

Eerst een paar dingen aannemen:

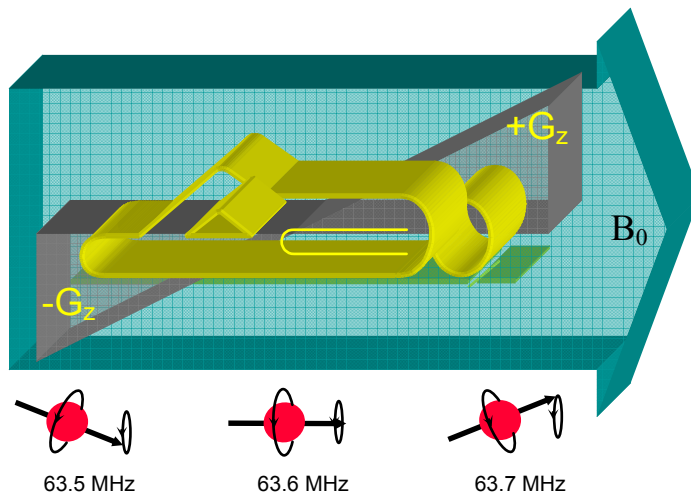
- We maken een axiaal plaatje van het hoofd.
- We gebruiken een 1.5T magneet.
- We hebben een homogeen magnetenveld die het lichaam van top tot teen bestrijkt. (In werkelijkheid is dat niet zo, maar het maakt het verhaal makkelijker om uit te leggen).

Figuur 31

Als we een patiënt in de magneet leggen dan zullen alle protonen, van top tot teen, zicht richten met B_0 . Ze draaien met de Larmor frequentie van 63.6 MHz (Figuur 31).

Als we een 90° excitatie RF puls gebruiken om de magnetisatie in het X-Y vlak te flippen, dan zullen alle protonen reageren en ook een signaal terug sturen. We zouden geen idee hebben waar het signaal vandaan komt: uit het hoofd of uit de voeten.

Plak Coderingsgradiënt



De Z- Gradiënt wordt aangezet. Dat zal een extra magneetveld genereren in de Z richting die toegevoegd wordt aan B_0 . De indicatie $+G_z$ in Figuur 32 betekend dat er een iets sterker B_0 magneetveld in het hoofd is dan in het iso-centrum van de magneet. Een sterker B_0 veld betekend een hogere Larmor frequentie. Langs de hele helling van de Gradiënt heerst een ander B_0 veld met als gevolg dat alle protonen met een andere frequentie zullen draaien. Daarom zullen de protonen in het hoofd iets sneller draaien dan die in het iso-centrum. Het omgekeerde geldt voor de protonen in de

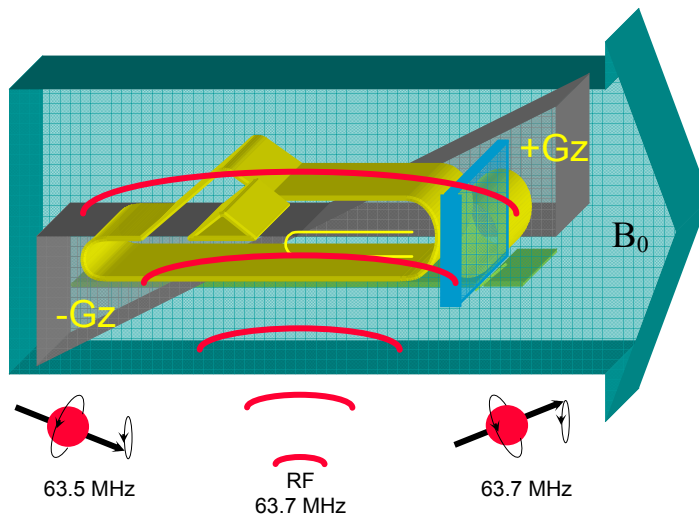
Figuur 32

voeten.

Figuur 32 laat zien dat de protonen in de voeten nu met 63.5 MHz draaien, die in het iso-centrum van de magneet nog steeds met 63.6 MHz en die in het hoofd met 63.7 MHz.

(Deze frequenties gebruik ik enkel voor dit voorbeeld; in werkelijkheid zijn deze verschillen veel kleiner)

Als we nu een RF puls met een frequentie van 63.7 MHz gebruiken dan zullen ALLEEN die protonen in een dunne plak in het hoofd reageren omdat zij de enige zijn die met dezelfde frequentie ronddraaien (Figuur 33).

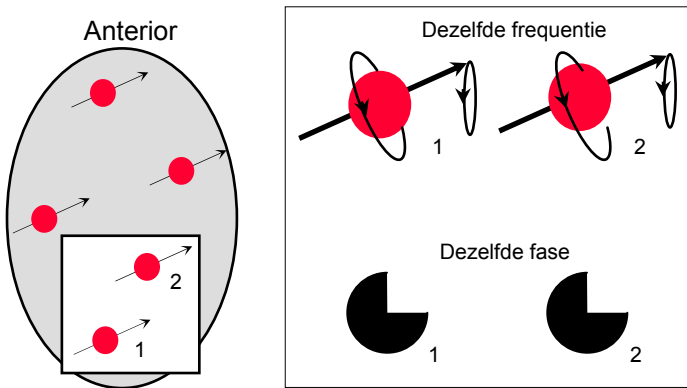


Dit wordt Plak Codering of Plak Selectie genoemd. In ons voorbeeld is G_z de Plak Coderings Gradiënt.

Als we hier stoppen en naar het ontvangen signaal luisteren dan weten we dat het uit een enkele, dunne, plak uit het hoofd komt.

Figuur 33

We weten nu in één richting waar het signaal vandaan komt. Dat is een grote stap voorwaarts.



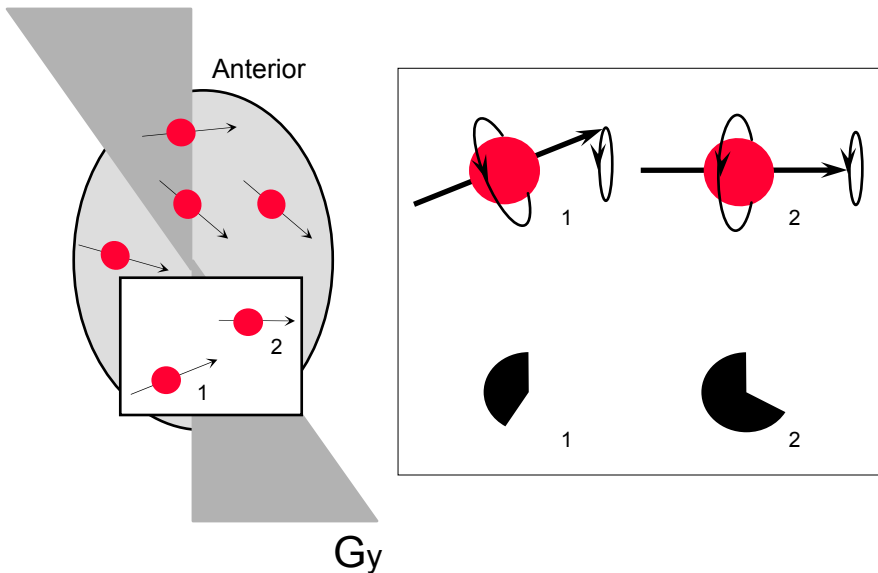
Figuur 34

Figuur 34 laat de axiale plak zien die zojuist gemaakt is met de Gz gradiënt. Als we wat beter naar proton 1 and 2 in deze plak kijken dan zien we dat, direct na de 90° puls, beiden met dezelfde frequentie draaien EN dezelfde fase hebben.

In de plak zelf zijn nog steeds een heleboel protonen. We weten nog niet vanwaar het signaal *in* de plak precies vandaan komt: van anterior, posterior, links of rechts. We moeten nog meer coderen om de exacte oorsprong van het signaal te bepalen.

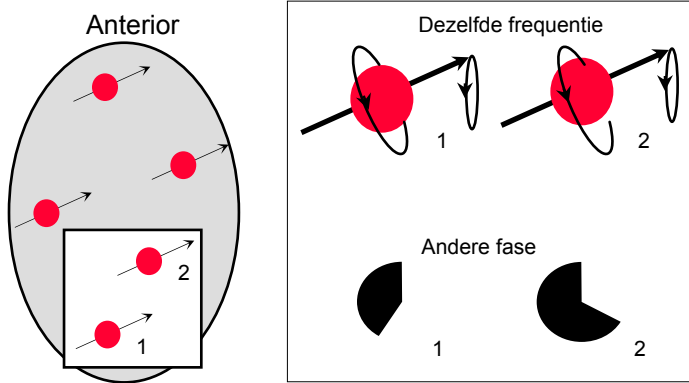
Fase Coderingsgradiënt

Om de protonen verder te coderen wordt de Y gradiënt (Gy) kort aangezet. Gedurende die korte tijd wordt er een extra Gradiënt Magneetveld aangelegd in de Anterior-Posterior richting. Het effect is dat de anteriore protonen iets sneller gaan draaien dan de posteriore protonen.



Figuur 35

Door dit verschil zullen de protonen niet meer *in fase* draaien. Kijkend naar proton 1 and 2, zien we dat proton 1 een iets grotere fase heeft gekregen dan proton 2 (Figuur 35).



Wanneer de Gy gradiënt uitgeschakeld wordt, dan zullen alle protonen in de plak weer met dezelfde snelheid gaan draaien, MAAR met een verschillende fase (Figuur 36).

Dit noemen we: Fase Codering.

Figuur 36

Na dit tweede coderingsproces zijn we weer een stapje dichterbij gekomen om te achterhalen waar het signaal precies vandaan komt.

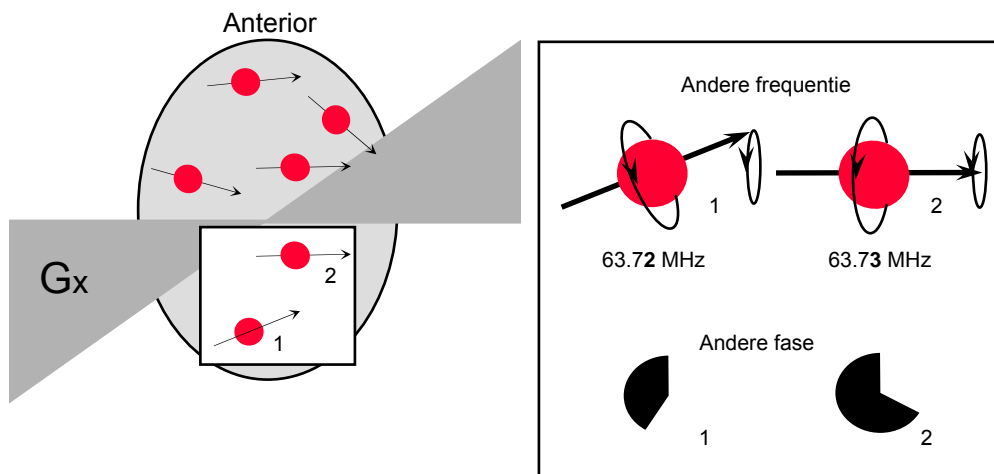
We weten nu twee dingen:

1. Het signaal komt uit een plak in het hoofd. (Plak Codering).
2. Het signaal heeft een aantal RF golven die dezelfde frequentie hebben maar een verschillende fase. Het is mogelijk om te bepalen of het signaal van anterior of van posterior komt. (Fase Codering).

Het enige dat we nu nog moeten doen is nog éénmaal coderen om te bepalen of het signaal nu van de rechter kant, het midden of van de linker kant van het hoofd komt.

Frequentie Coderingsgradiënt

Om in de links - rechts richting te coderen wordt de derde, en laatste, X-Gradiënt (G_x) aangezet. Dit creëert een extra gradiënt-magneetveld in de links – rechts richting.



Figuur 37

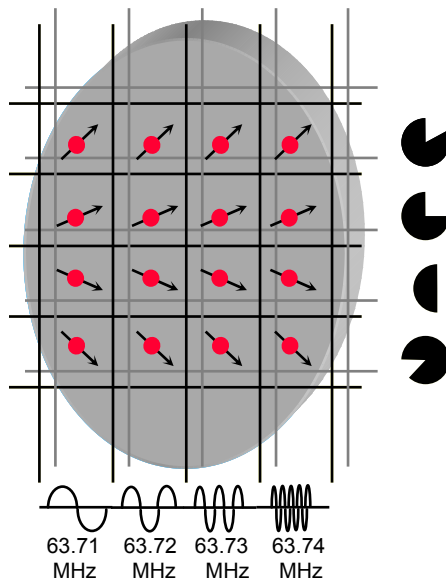
De protonen aan de linker kant draaien met een lagere frequentie dan die aan de rechter kant (Figuur 37). Ze zullen een extra faseverschil krijgen omdat ze met verschillende frequenties draaien, maar en dit is van vitaal belang, het fase verschil verkregen gedurende de Fase Codering in de vorige stap blijft bestaan.

Het is nu mogelijk om te bepalen of het signaal van de linkerkant, het midden of van de rechterkant van het plakje komt.

Taak volbracht!

We kunnen exact bepalen waar het ontvangen signaal vandaan komt.

Laten we even recapituleren en eens gaan kijken wat we hebben gedaan tijdens het hele proces.



Figuur 38

Figuur 38 laat het eindresultaat zien:

1. De Gz gradiënt selecteerde een axiale plak.
2. De Gy gradiënt creëerde rijen met verschillende fases.
3. De Gx gradiënt creëerde kolommen met verschillende frequenties.

Zoals je kunt zien zijn er kleine volumes (voxels) ontstaan. Iedere voxel heeft een unieke combinatie van frequentie en fase. De hoeveelheid protonen in iedere voxel bepaalt de sterkte (amplitude) van de RF golf.

Het ontvangen signaal bevat een ingewikkelde mengeling van frequenties, fases en amplitudes die ieder van een verschillende plaats uit het hoofd komen.

De computer ontvangt deze enorme hoeveelheid informatie en dan gebeurt er een "Mirakel". In ongeveer 0.15 seconden kan de computer dit analyseren en een plaatje maken. Het "Mirakel" is een mathematisch proces, bekend als 2 Dimensional Fourier Transformation (2DFT), die de computer in staat stelt om de exacte plaats en intensiteit (helderheid) van iedere voxel te berekenen.

(Het is ver buiten het bestek van dit verhaal om uit te leggen hoe Fourier Transformatie werkt. Echter, je zou FT kunnen vergelijken met een prisma, die 'wit' licht (MR signaal) opsplijt in de kleuren van de regenboog (MR plaatje). We doen zelf steeds een FT met onze hersenen. We horen een heleboel verschillende geluiden (MR signaal) tegelijkertijd. Onze hersenen doen een FT om de exacte oorsprong en intensiteit van ieder geluid (MR plaatje) te bepalen).

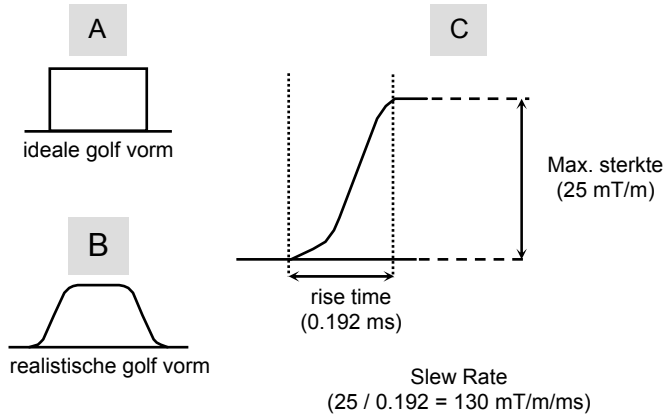
Opmerking: Fase codering kan alleen rij voor rij gedaan worden. Om het hele plakje te scannen moet het proces van plak codering, fase codering en frequentie codering zo vaak herhaalt worden als vastgelegd is met de parameter Matrix_{phase encoding} (Mx_{pe}). Dit verklaart ook de noodzaak van de parameter Repetitie Tijd (TR). Meer over parameters later.

Zijstap: Gradiënt Specificaties

Als je aan het shoppen bent voor een MRI scanner, dan is het heel belangrijk om extra aandacht te besteden aan het gradiënt subsysteem. Ideaal zou zijn dat als je een gradiënt aanzet hij subbiet op maximale kracht is en als je hem uitzet dat het dan onmiddellijk terug is op nul (Figuur 39A). Helaas is dat niet het geval, omdat we niet in een ideale wereld leven. In werkelijkheid heeft de gradiënt een tijdje nodig om de maximale sterkte te bereiken en om terug te gaan (Figuur

39B). De tijd die nodig is om de maximale sterkte te bereiken heet: Rise Time (stijgingstijd? geen idee hoe dat in het Nederlands heet. ☺) (Figuur 39C). Als we de maximale sterkte delen door de Rise Time krijgen we een getal dat Slew Rate (ook geen idee wat dat in het Nederlands is ☺) genoemd wordt. Dat zijn de specificaties voor een gradiënt systeem. Je zou deze waarden moeten vergelijken omdat ze voor ieder systeem verschillend zijn:

1. Maximale sterkte: zo hoog mogelijk (minimum FOV en maximum Matrix).
2. Rise time: zo kort mogelijk (zie punt 3).
3. Slew rate: zo groot mogelijk (min. TR, TE en ETS).



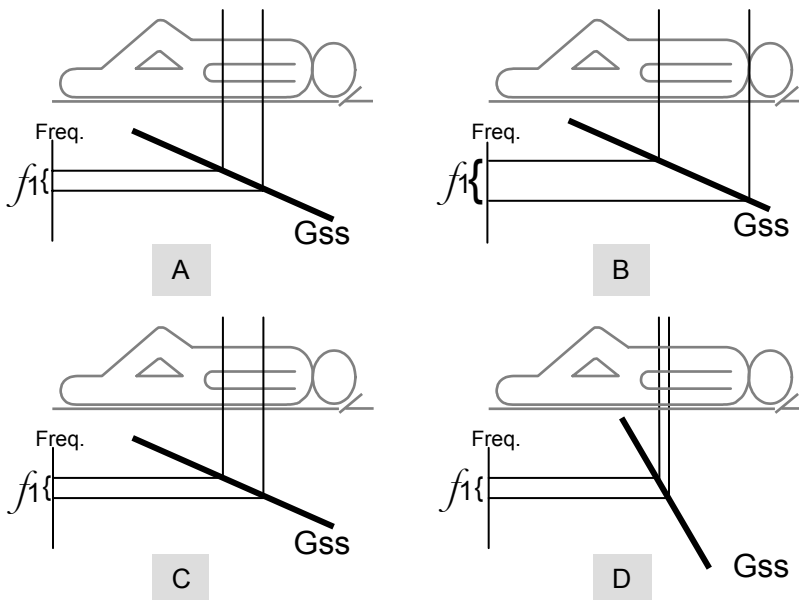
Figuur 39

De 'Performance' van een MRI systeem – en daardoor de verscheidenheid aan applicaties die gedaan kunnen worden – wordt hoofdzakelijk bepaald door het gradiëntensysteem. Andere zaken waar op gelet moet worden is de veldsterkte B_0 , het computersysteem en het gebruiksgemak van de bediening software (user interface).

Zijstap: Plakdikte

Tijdens de eerste stap van signaal codering wordt de plaats van de plak bepaald door de Plak Coderings (Slice Encoding) gradiënt (G_{ss}). De plakdikte in ons voorbeeld was niet belangrijk. In het echte leven is het *wel* belangrijk. De plakdikte wordt bepaald door twee factoren:

1. De hoek van de helling van de gradiëntveld.
2. De bandbreedte van de 90° RF puls.



Figuur 40

In *Figuur 40A & 40B* wordt de helling van de gradiënt gelijk gehouden terwijl de bandbreedte varieert. *Figuur 40C & 40D* laten zien dat het veranderen van de helling van de gradiënt, terwijl de bandbreedte gelijk gehouden wordt, ook de plakdikte beïnvloedt. In de praktijk wordt de plakdikte bepaald door een combinatie van de helling van de gradiënt en de bandbreedte van de RF puls.

Nog Meer Fysica

Nog niet meteen je emmer en schepje wegleggen. We gaan nog een beetje dieper graven. Zoals gezegd is MR fysica een uiterst gecompliceerde zaak. De fysica kan onderverdeeld worden in verschillende delen, die ogenschijnlijk niets met elkaar te maken hebben, maar toch met elkaar verbonden zijn.

Tot zover hebben we het gehad over het totaalbeeld en hoe het signaal te coderen. In het volgende gedeelte gaan we naar een ander deel van het verhaal en leren we hoe het signaal opgenomen en opgeslagen wordt voordat het een plaatje wordt.

Een reis in k -Ruimte

Er worden hele boeken geschreven over k -ruimte (Engels: k -space), zo gecompliceerd is het. Toen ik voor het eerst van k -ruimte en het verhaal dat erbij hoorde vernam kon ik alleen maar stamelen: "eh, zeg dat nog eens". Wat is er zo moeilijk aan k -ruimte? Eerlijk gezegd weet ik het niet. Waarschijnlijk het feit dat het niet tastbaar is, moeilijk voor te stellen en een beetje zoals het zesde zintuig. De waarheid is dat mij nooit het goede verhaal verteld is totdat ik Moriel NessAiver's boek (zie referenties) las. Hij heeft een prachtig, bijna romantische omschrijving van wat k -ruimte is:

" k -Ruimte bestaat uit MRI data (ruwe of onbewerkte data) voordat het een plaatje wordt".

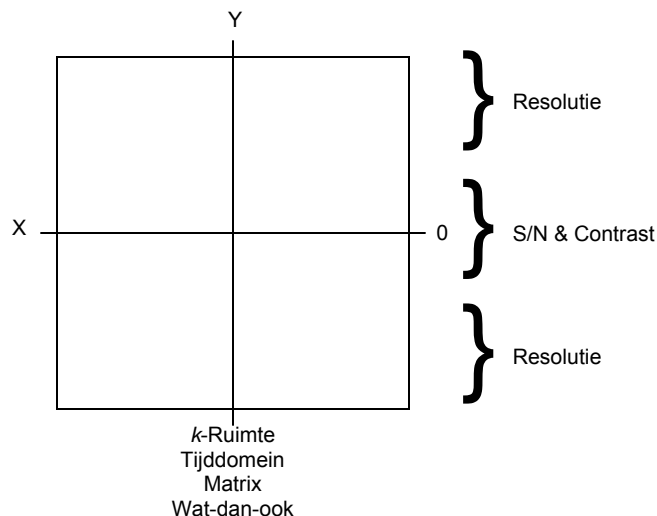
Synoniemen voor k -ruimte zijn *matrix* en *tijd domein*. Allemaal hetzelfde. De reden waarom de uitdrukking k -ruimte gebruikt wordt is omdat het overal in de literatuur gebruikt wordt.

Vraag: Waarom is k -ruimte zo belangrijk?

Antwoord: Het helpt ons te begrijpen hoe een MRI plaatje tot stand komt en hoe verschillende pulssequenties werken.

Daar gaat ie. Houdt je goed vast.

Figuur 41 laat een vierkant zien. Dit is een voorstelling van k -ruimte, matrix, tijd domein of hoe je het ook maar noemen wilt. We zien twee lijnen, X en Y die het vierkant zo verdelen dat zowel links en rechts als boven en onder symmetrisch zijn. In dit vierkant stoppen we de MRI data voordat het een plaatje wordt.

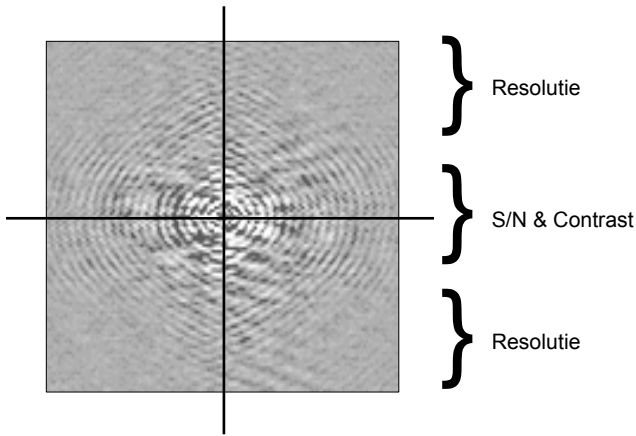


De opgenomen data (ook bekend als ruwe data) wordt op zo'n manier in het vierkant gestopt dat signalen met lage frequentie in het midden opgeslagen worden en die met een hoge frequentie om het midden heen.

Signalen met lage frequenties bevatten informatie over signaalsterkte en contrast, terwijl hoge frequenties informatie bevatten over spatiële resolutie (scherpte).

Dat is nog steeds een beetje moeilijk voor te stellen, maar dat kan veranderen als je *figuur 42* bekijkt.

Figuur 41



Figuur 42

Ruwe data kan op twee manieren gereconstrueerd worden. *Figuur 42* laat een manier zien waarmee we niet erg vertrouwd zijn. Dit noemen we het ruwe data beeld. Het is slechts een andere voorstelling van de beelddata. Het plaatje laat duidelijk zien dat de data om het midden heen gegroepeerd is.

Je kunt ook zien dat het midden hoge en lage signalen en contrast informatie bevat. Om het midden heen zie je "ringen" die informatie over de spatiële resolutie bevatten. Bovendien kun je zien dat k -ruimte symmetrisch is van links naar rechts en van boven naar beneden.

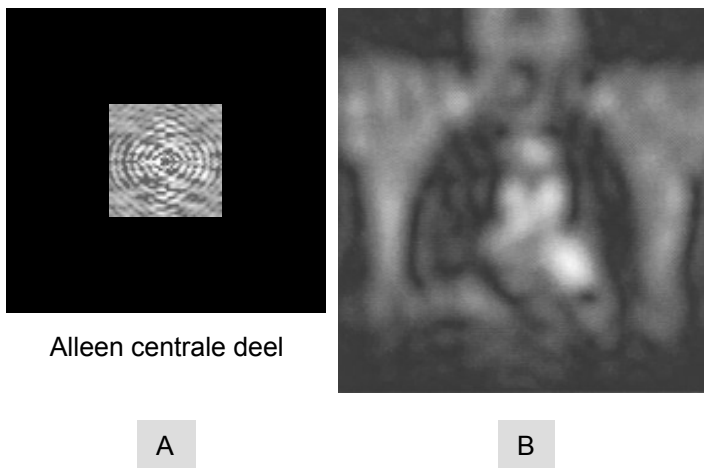


Figuur 43

De andere manier van reconstrueren van de ruwe data geeft ons een plaatje dat we meteen herkennen (*Figuur 43*). Dit plaatje is gereconstrueerd uit dezelfde data.

Technici gebruiken het ruwe data beeld (*Figuur 42*) om meer te weten te komen over beeldartefacten. Beeldartefacten worden meestal veroorzaakt door "foute" frequenties.

Om te laten zien dat informatie over signaal/ruis en contrast in het midden van k -ruimte wordt opgeslagen kunnen we het volgende experiment doen. Kijk eens naar *Figuur 44*. Hier werd alleen het centrale deel van k -ruimte gereconstrueerd (*Figuur 44A*). Het resultaat (*Figuur 44B*) laat een contrastrijk, maar onscherp plaatje zien. Dat komt omdat we de informatie omtrent spatiële resolutie, die aan de buitenkant van k -ruimte wordt opgeslagen, hebben weggelaten.



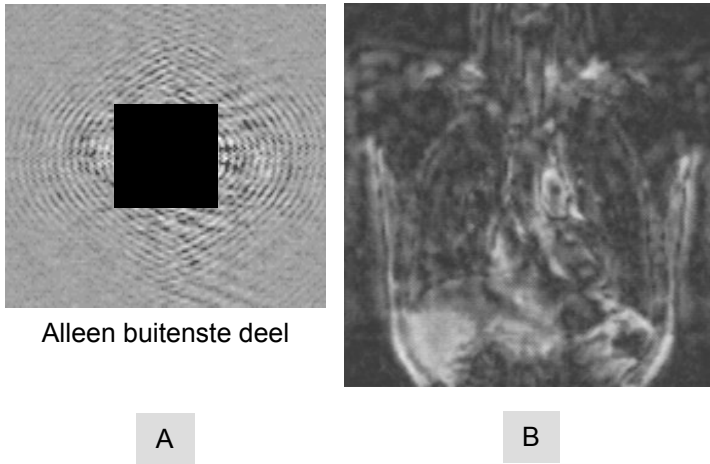
Alleen centrale deel

A

B

Figuur 44

We doen dat nog eens, maar nu reconstrueren we alleen de buitenkant van k -ruimte (Figuur 45A). Het resultaat (Figuur 45B) laat scherpe contouren zien, maar bijna geen contrast.



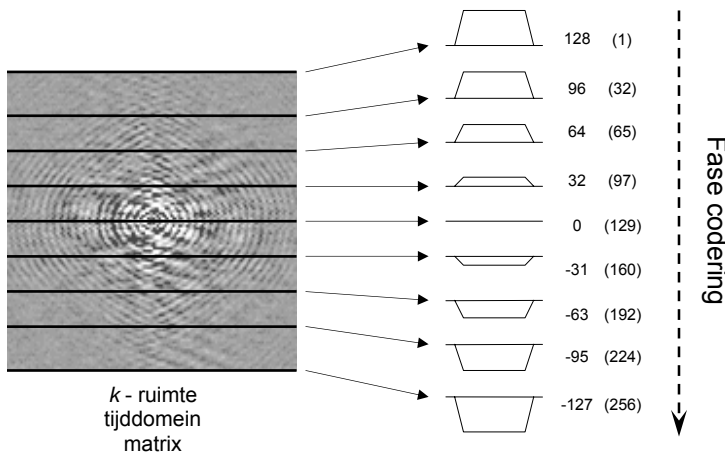
Figuur 45

Met dit achter de rug gaan we een stapje verder en bespreken we hoe k -ruimte gevuld wordt tijdens een acquisitie. We gaan nu een aantal dingen die we eerder besproken hebben samenvoegen. Het wordt een tikkeltje complex dus erbij blijven.

Invulling van k -Ruimte

In de vorige paragraaf heb ik kort vermeld dat Fase Codering steeds lijn voor lijn gebeurt. We moeten het hele proces van excitatie, fase codering en dergelijke zo vaak herhalen zoals we voorgeschreven hebben met de parameter MX_{PE} .

K -ruimte wordt daarom ook regel voor regel gevuld. Figuur 46 verteld het hele verhaal.



Figuur 46

Laten we aannemen dat we scannen met een Matrix van 256 x 512. Het eerste getal geeft de matrix-grootte in de "fase codering richting" (MX_{PE}) aan, terwijl het laatste getal de matrix-grootte in de "frequentie richting" (MX_{RO}) aanduidt.

De gekke tekeningetjes, waar de pijlen naar wijzen, duiden de gradiënt sterkte en de polariteit (+ en -) aan. De getallen tussen de haakjes geven het regelnummer in k -ruimte aan: de eerste regel is 1; de laatste regel is 256. Elke regel bestaat uit 512 datapunten zoals bepaald met MX_{RO} .

In de eerste repetitie van onze sequentie wordt een + gradiënt met een sterkte van +128 gebruikt die de eerste regel in k -ruimte vult. In de tweede repetitie wordt een + gradiënt met een sterkte van +127 gebruikt en de 2^{de} regel van k -ruimte wordt gevuld. In de 129^{ste} repetitie wordt geen gradiënt gebruikt en de 129^{ste} regel van k -ruimte wordt gevuld. In de 160^{ste} repetitie wordt een – gradiënt, met een sterkte van –31, gebruikt en de 160^{ste} regel van k -ruimte gevuld en zo verder totdat de hele k -ruimte vol is.

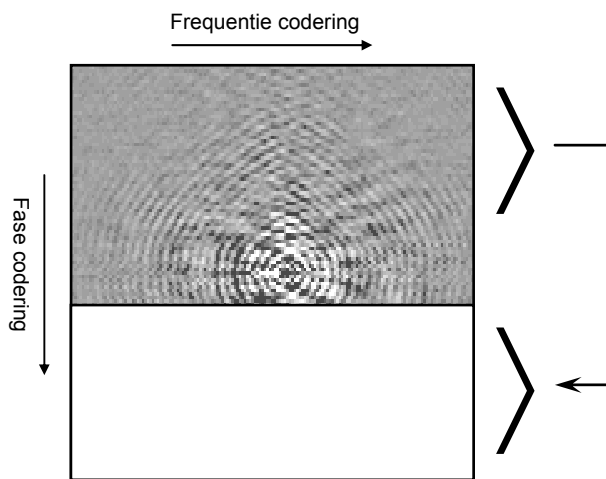
Omdat we een fase codering matrix (MX_{PE}) van 256 hebben gekozen wordt de scan 256 maal herhaald. Dus, als we een matrix kiezen met 192 voor MX_{PE} , dan zal de scan 192 maal herhaald worden en k -ruimte zal dan ook 192 regels in de fase richting hebben.

Ik hoop dat dit alles een beetje begrijpelijk is.

k -Ruimte Symmetrie

In ons voorbeeld hebben we de hele k -ruimte van boven naar beneden gevuld, beginnend met de 1^{ste} regel en eindigend met de 256^{ste} regel. Zo gebeurt het inderdaad met een routine scan. Ik heb al gezegd dat k -ruimte symmetrisch is in beide richtingen. We kunnen die symmetrie in ons voordeel gebruiken.

We *hoeven* k -ruimte niet geheel van boven naar beneden te vullen! Als we k -ruimte voor iets meer als 50% vullen, dan kunnen we rest opvullen met dat wat we al opgenomen hebben.



Figuur 47 laat zien hoe dit werkt. Ongeveer 57% van k -ruimte is gevuld. Het onderste gedeelte is gevuld met data van de bovenste helft. Het grote voordeel hiervan is de reductie in scantijd, omdat we de scan, laten we zeggen, slechts 146 maal moeten herhalen. Dat spaart veel tijd als je bedenkt dat de scantijd praktisch gehalveerd wordt.

Deze techniek is, afhankelijk van de fabrikant, ook bekend als: Half Fourier Imaging, Half Scan, Partial Scanning of Advanced Fourier Imaging.

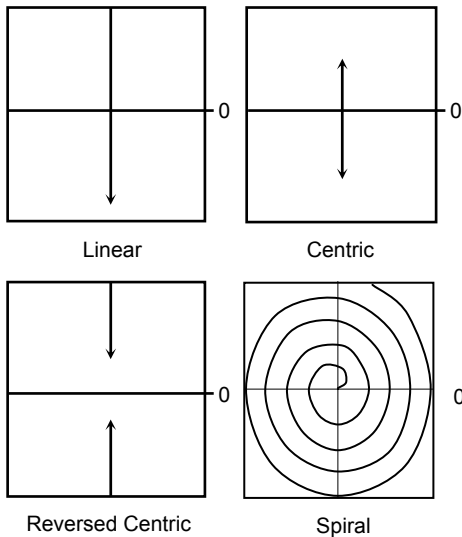
Figuur 47

Echter, niets komt voor niets in het leven en er zit hier een addertje onder het gras: het plaatje is een beetje wazig. De reden hiervoor is dat k -ruimte niet perfect symmetrisch is, omdat we niet in een perfecte wereld leven. Deze truc wordt alleen toegepast als we heel snel moeten scannen zoals in sommige gevallen van MR Angiografie en Diffusie/Perfusie scans.

k-Ruimte Opvul Technieken

Tot zover hebben we *k*-ruimte van boven naar beneden gevuld, maar er zijn meer manieren om het te doen.

Figuur 48 laat een paar voorbeelden zien.



Figuur 48

wordt de hele *k*-ruimte gevuld. Het nadeel is de slechte spatiële resolutie. Meestal wordt een matrix van 128 x 128 gevuld. Om hogere resolutie te bereiken kan Multi Shot EPI worden gebruikt die een matrix van 256 x 256 toelaat. Een ander nadeel is de hoge gevoeligheid voor inhomogeniteit van het magneetveld.

Lineair

De methode die we tot nu toe gebruikt hebben is ook bekend als lineaire *k*-ruimte vulling.

Centric

Zoals de naam doet vermoeden wordt *k*-ruimte vanuit het midden gevuld. Dat betekent dat de data van de 1^{ste} repetitie niet op de 1^{ste} regel wordt geschreven, maar op de 0 regel. Dit is nuttig als we eerst de contrast informatie willen opslaan zoals in het geval van een contrast versterkte MR Angio.

Reversed Centric

Voor zover ik weet wordt deze methode niet veel gebruikt. Het is mij ook niet duidelijk wat hier het specifieke voordeel van zou kunnen zijn.

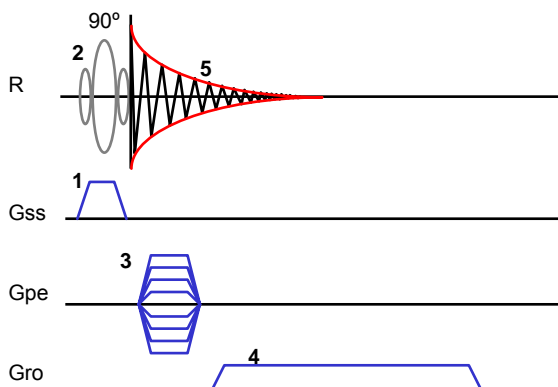
Spiral

Dit is een speciaal geval. Deze methode wordt gebruikt bij hele snelle scantechnieken zoals Single Shot Echo Planar Imaging. In één enkele acquisitie

Praktische Fysica I

We zijn al een heel eind op weg. We hebben al verscheidene delen van de MRI fysica besproken. In het volgende gedeelte zal ik beeldcontrast en een aantal pulssequenties die veel gebruikt worden bespreken. Zonder pulssequenties kunnen we geen MRI doen. We hebben ze nodig om te bepalen wat voor beeldcontrast of zelfs, wat voor pathologie we willen zien. Een goed begrip van wat een pulssequentie is en hoe het beeld er door beïnvloed wordt is van vitaal belang.

Pulssequenties



Een pulssequentie is een reeks van gebeurtenissen die we nodig hebben om een MRI plaatje te maken. De gebeurtenissen zijn: RF pulsen, gradiënt schakelingen en signaal ontvangst. *Figuur 49* laat een "sequentie diagram" zien, waarin de gebeurtenissen schematisch weergegeven worden. Deze diagrammen zie je in alle boeken over MR fysica, dus je kunt er maar beter aan wennen. 😊 We gaan even terug naar ons 1^{ste} experiment.

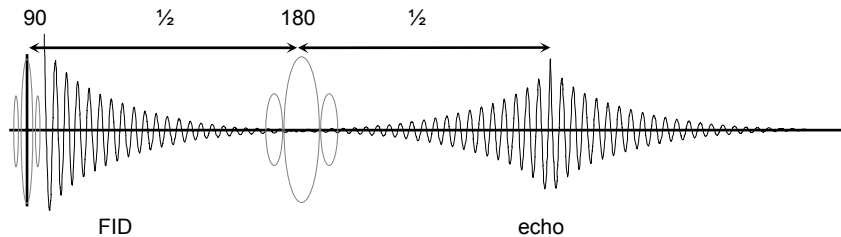
Figuur 49

We begonnen (1) met het aanzetten van de Slice Select gradiënt (G_{SS}). Tegelijkertijd (2) werd een 90° RF-puls gegeven die de netto-magnetisatie in het X-Y vlak draaide. Toen werd (3) de Fase Coderingsgradiënt (G_{PE}) aangezet om de 1^{ste} fase codering te doen. Vervolgens (4) werd de Frequentie Coderings- of Uitleesgradiënt (G_{RO}) aangezet gedurende welke het (5) het signaal, de Free Induction Decay (FID), werd uitgelezen.

Dit is een heel simpele sequentie. We zagen ook dat het signaal snel uitdooft. In de begin dagen was dat een probleem. De hardware kon niet snel genoeg geschakeld worden om het hele signaal uit te lezen. Ze konden alleen het laatste deel van het signaal uitlezen terwijl dan het meeste signaal al weg was. En dat kon je zien! Het plaatje was erg signaalarm. Om de hoeveelheid signaal te verbeteren kwamen de heren technici met een briljante oplossing.

Spin Echo Sequentie

Na de 90° -excitatie puls is de netto-magnetisatie in het X-Y vlak. Het begint onmiddellijk te defaseren als gevolg van T2 relaxatie (Spin-Spin interacties). Door de defasering zakt het signaal als een pudding in elkaar. We zouden liever de fase coherentie behouden omdat dit het beste signaal geeft. Het briljante idee waarmee de technici op de proppen kwamen was dit: vlak na de 90° RF-puls wordt een tweede RF-puls gegeven. Deze keer is het een 180° puls. De 180° puls zorgt er voor dat alle spins refaseren. Als alle spins gerefaseerd zijn dan is het signaal weer hoog en als we er nu voor zorgen dat we juist op dit moment het signaal uitlezen dan hebben we een veel beter plaatje gekregen. *Figuur 50* laat het beter zien.

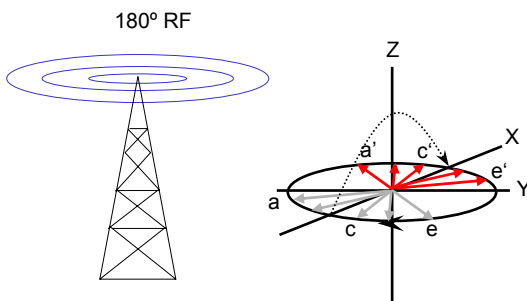


Figuur 50

Het signaal dat we uitgelezen hebben wordt een "Echo" genoemd omdat het weer opgebouwd wordt vanuit de FID. Merk op dat de 180° refasering puls precies tussen de 90° puls en de echo ligt.

Er is een boek (warm aanbevolen, zie referenties) genoemd: "MRI made easy... Well almost" door Schering, Duitsland, waar je een leuke analogie voor refasering kunt vinden:

Stel je voor: een aantal hardlopers op een renbaan. Als de fluit gaat beginnen ze te rennen (defaseren). Natuurlijk rennen ze allen met een verschillende snelheid en na, laten we zeggen 30 seconden, is de snelste ver voor op de langzaamste. Dan gaat de fluit voor de 2^{de} maal. De renners werd opgedragen om te keren, *zonder snelheid te verliezen*, als het 2^{de} fluitsignaal gaat. (180° RF puls). De snelste renner, nu ver achter op de langzaamste, zal de langzaamste gaan inhalen (refasering).



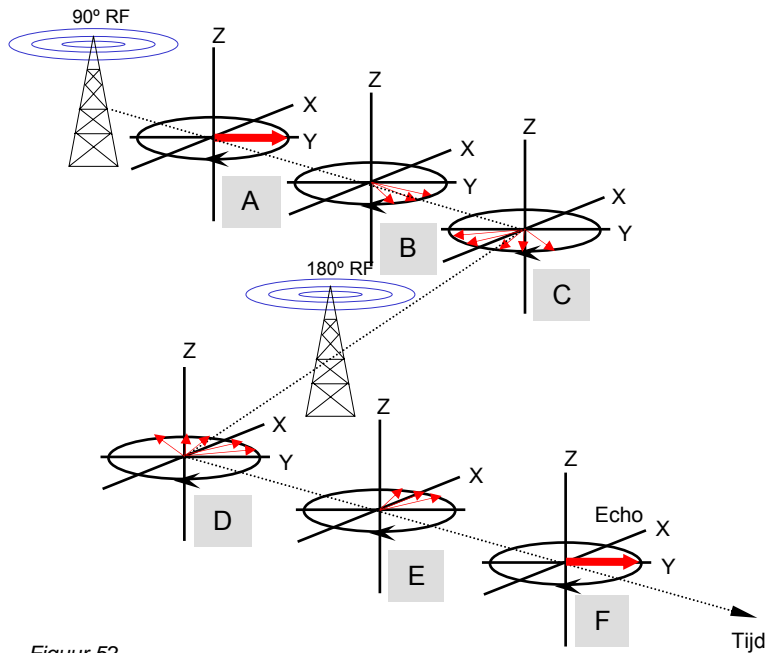
Na nog eens 30 seconden zijn ze allemaal tegelijkertijd bij het beginpunt (echo) aangekomen.

Het effect van de 180° RF puls wordt refasering genoemd.

Figuur 51 laat zien hoe dit werkt. Het spin systeem wordt om de Y-as gespiegeld. Merk op dat de rotatierichting in het X-Y vlak niet is veranderd.

Figuur 51

Hoe ziet dat er uit? Kijk eens naar *Figuur 52*.



Figuur 52

- A. Het begint met een 90° excitatie puls. De magnetisatie wordt in het X-Y vlak gedraaid.
- B. De spins *defaseren* onmiddellijk...
- C. De spins *defaseren* een beetje meer...dan volgt een 180° refasering puls.
- D. De spins worden om de Y-as gespiegeld.
- E. De spins *refaseren* totdat...
- F. De spins weer in fase zijn en een "echo" vormen.

Dit is wat wij kennen als een Spin-Echo sequentie.

Zoals met alles in MRI is de spin-echo sequentie een compromis:

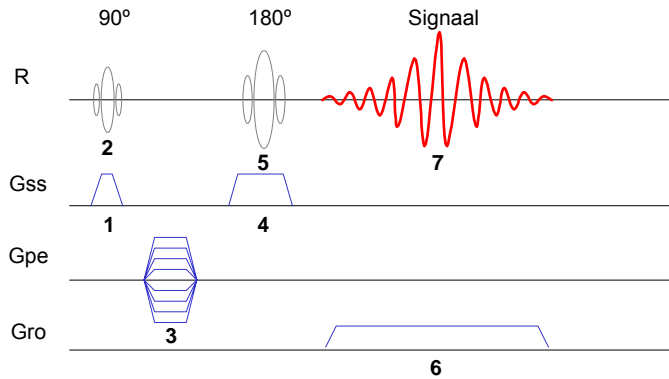
Voordelen:

- Het signaal is sterk.
- Compensatie van lokale veld inhomogeniteiten: minder artefacten.

Nadelen:

- De *refasering* kost tijd. Dat zal de totale scantijd verlengen.
- Je moet meer RF in het lichaam stoppen (niet dat het gevaarlijk is, maar er zijn grenzen).

Ondanks de verlengde scantijd en de hoeveelheid RF wordt de spin-echo sequentie vaak gebruikt en is het een standaard sequentie in MRI.

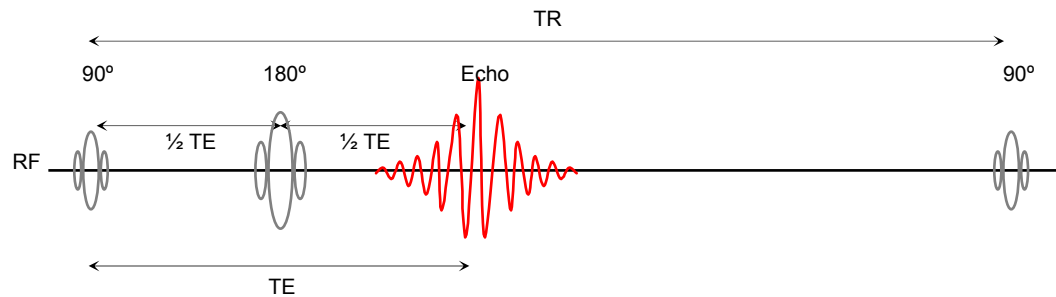


Figuur 53

Figuur 53 laat het pulssequentie diagram zien. Merk op dat gedurende de 180° refaserings puls de Slice Select gradiënt (G_{SS}) aangezet wordt.

We beginnen met (1) het aanzetten van de Slice Select gradiënt (G_{SS}). Tegelijkertijd wordt een 90° RF-puls (2) gegeven om de netto magnetisatie in het X-Y vlak te draaien. Dan wordt de Fase Coderingsgradiënt (G_{PE}) (3) aangezet voor de eerste fase codering. G_{SS} (4) wordt nogmaals aangezet gedurende de 180° refaserings puls (5), zodat dezelfde protonen die geëxciteerd werden door de 90° puls (2), meedoen. Dan wordt de Frequentie Coderings- of Uitleesgradiënt (G_{RO}) (6) aangezet terwijl het signaal (7) uitgelezen wordt.

Nu kan ik een aantal sequentie parameters introduceren.



Figuur 54

TR (Repetitie Tijd). Zoals eerder genoemd moet het hele proces zo vaak herhaald worden als de matrix in de fase codering richting diep is. TR is de tijd tussen twee 90° excitatie pulsen. In normale SE sequenties kan de TR variëren tussen 100 tot 3000 milliseconden.

TE (Echo Tijd). Dit is de tijd tussen de 90° excitatie puls en de echo. De TE kan liggen tussen de 5 en 250 milliseconden.

FA (Flip Hoek (Flip Angle)). De hoek die de netto magnetisatie "geflipt" wordt in de richting van het X-Y vlak. Het heeft niets te maken met de 180° refaserings puls. De FA in een normale SE sequentie is altijd 90° , hoewel in moderne SE sequenties dit ook kan variëren. FA's van 70° en 120° worden vaak gebruikt, ofschoon de FA gekozen kan worden tussen 1° en 180° .

Multi Slicing

Er is nog een reden waarom we TR nodig hebben. Herinner je dat er twee relaxatie processen tegelijkertijd aan de gang zijn: T1 en T2 relaxatie. We hebben ook gezien dat T1 relaxatie veel langer duurt dan T2 relaxatie. Als we de scan willen herhalen voor de volgende fase codering, moeten we er voor zorgen dat er genoeg magnetisatie langs de Z-as aanwezig is. Met andere woorden, we moeten T1 lang genoeg laten gebeuren. Als we T1 relaxatie niet lang genoeg laten gebeuren, dan hebben we niet genoeg magnetisatie beschikbaar voor de volgende repetitie en verliezen we signaal. Bovendien is, zoals we later zullen zien, TR een belangrijke parameter die invloed heeft op het beeldcontrast.

Een voorbeeld: laten we aannemen dat we een scan van het hoofd maken.

- We hebben 18 plakjes nodig om het hele hoofd van schedelbasis tot kruin af te beelden.
- We scannen met een TE van 30 milliseconden.
- We kiezen een TR van 540 milliseconden om genoeg magnetisatie voor de volgende repetitie beschikbaar te hebben.
- We gebruiken een matrix van 256×512 ($MX_{PE} = 256$)

De tijd die we nodig hebben om het hele brein te scannen kan als volgt berekend worden:

$$(TR \times MX_{PE} \times \text{Aantal plakken}) \div 60000$$

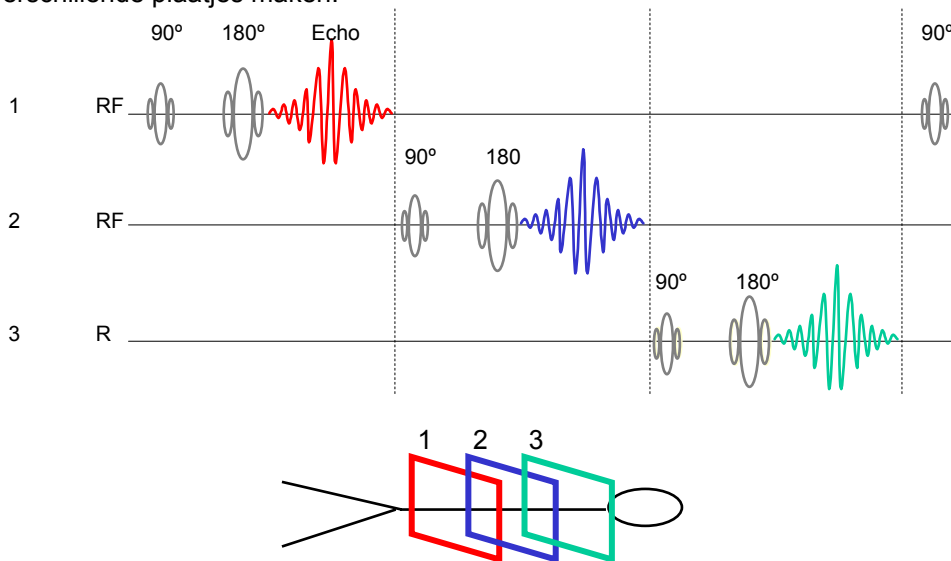
$$(540 \times 256 \times 18) \div 60000 = 41.4 \text{ minuten}$$

Dat is een lange scantijd! Gelukkig hoeft het niet zo lang te zijn. Laten we de TR eens beter bekijken. Om de data te verzamelen hebben we maar 30 milliseconden nodig. We gebruiken een TR van 540 milliseconden.

Dat betekent dat we een lange tijd (510 ms) niets doen terwijl T1 relaxatie aan de gang is. Dat is verloren tijd. Het is mogelijk om de verloren tijd in ons voordeel te gebruiken. Meteen als de eerste repetitie klaar is, wordt de volgende repetitie gestart, maar nu wordt G_{SS} op zo'n manier verschoven dat de plak ernaast gekozen wordt.

Als de 1^{ste} repetitie van de 2^{de} plak klaar is wordt G_{SS} weer verschoven om de 3^{de} plak te selecteren (Figuur 55). Na 540 milliseconden is het tijd om de 2^{de} repetitie van de 1^{ste} plak te doen. Meteen hierna kan de 2^{de} repetitie van de 2^{de} plak gedaan worden, gevolgd door de 2^{de} repetitie van de 3^{de} plak en zo verder.

Dus in 540 ms zijn we in staat om 18 lijnen van 18 verschillende k -ruimtes te vullen die 18 verschillende plaatjes maken.



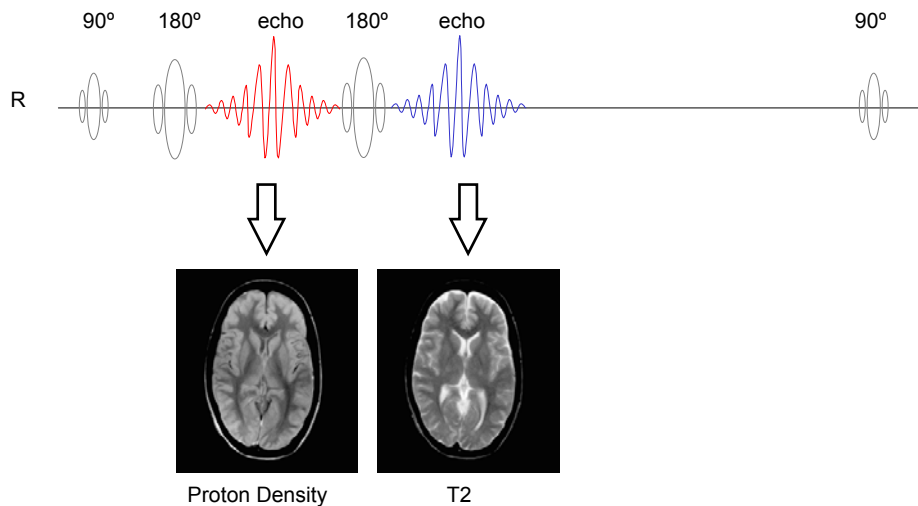
Figuur 55

Als we de scantijd weer berekenen dan zien we dat we slechts $540 \times 256 = 2.3$ minuten nodig hebben. Dat is een scantijd waarmee we kunnen leven. Zeker als na die tijd het hele hoofd gescand is.

Deze truc heet Multi-Slicing. Het wordt praktisch in iedere scan gebruikt om maar geen tijd te verliezen. Stel je voor dat multi slicing niet mogelijk was. MRI zou dan zelfs langzamer zijn dan het Internet ☺.

Multi Echo Sequentie

Tot nu toe hebben we steeds één echo in onze sequentie gebruikt. Door de scan te herhalen hebben we één k -ruimte gevuld en daarom één plaatje gemaakt. Het is, echter, mogelijk om meerdere echo's op te nemen in één sequentie.



Figuur 56

We hebben gezien dat wanneer we een 180° refasering puls aanleggen dat de spins gerefaseerd worden tot ze allemaal weer in fase zijn, maar daar blijft het niet bij. Wat er dan gebeurt is dat de spins weer beginnen te defaseren als gevolg van T2 effecten. Dus we kunnen weer een (tweede) 180° refasering puls aanleggen om de spins te refaseren zodat ze een tweede echo maken. De tweede echo stoppen we in een tweede k -ruimte. Wanneer alle lijnen van beide k -ruimtes gevuld zijn krijgen we twee plaatjes. Het tweede plaatje heeft een ander contrast omdat de TE anders is.

Het eerste plaatje is een zogenaamd Proton Density (zie blz. 38 voor uitleg) plaatje, terwijl het tweede plaatje een T2 plaatje genoemd wordt.

Als we naar de plaatjes in *Figuur 56* kijken, dan zien we dit contrastverschil. Het hersenvocht (liquor) in het PD beeld is donker, terwijl het juist wit is in het T2 beeld.

Dit type sequentie wordt een Dubbel-Echo Spin Echo sequentie of, meer algemeen, een SE T2 sequentie genoemd.

Deze techniek kan worden gecombineerd met Multi-Slicing met dien verstande dat voor een T2 sequentie een zeer lange (2000 ms of meer) TR gebruikt wordt. De lange TR is nodig voor de complete T1 relaxatie van water.

Beeld Contrast

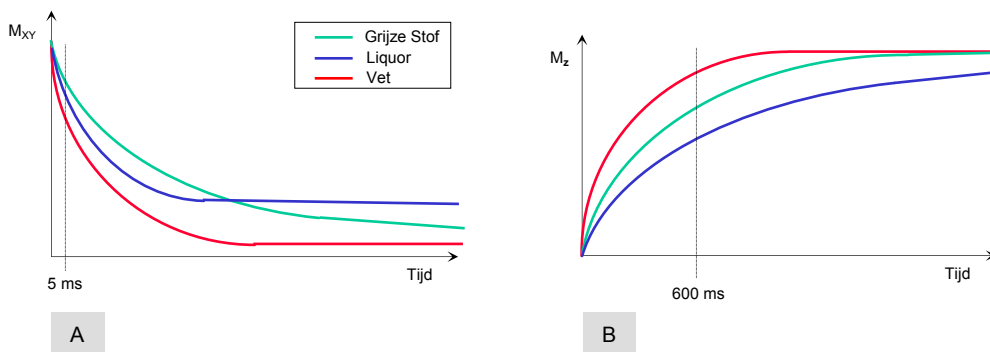
Voor we verder gaan met andere pulssequentie technieken is dit een goed moment om het te hebben over beeldcontrast.

We hebben gezien dat er twee relaxatie processen zijn, T1 en T2, die tegelijkertijd gebeuren. Het beeldcontrast is in hoge mate afhankelijk van deze relaxatie processen. Het beeldcontrast is afhankelijk van hoelang we beide processen laten gebeuren. Een voorbeeld kan hier helpen:

T1 Contrast

Neem aan dat we met de volgende parameters scannen: TR 600 and TE 10.

We laten T1 relaxatie plaats vinden voor 600 milliseconden en belangrijker, T2 relaxatie slechts voor 5 milliseconden ($10 \div 2$).



Figuur 57

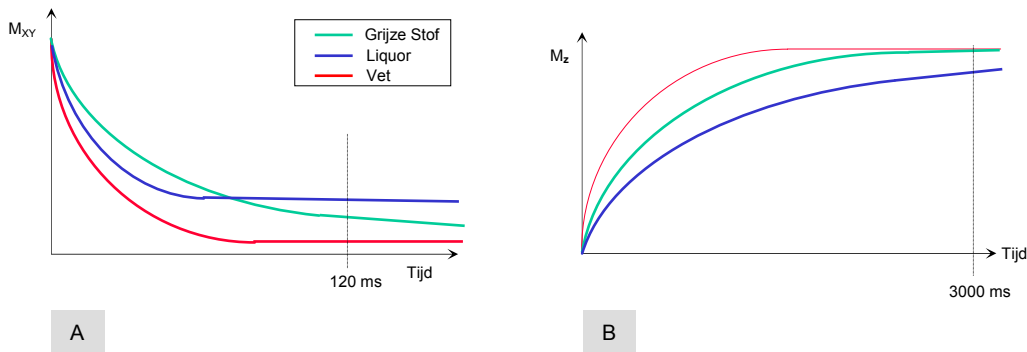
Als we *Figuur 57A* bekijken zien we dat er na 5 ms nauwelijks defasering plaats gevonden heeft. We ontvangen een hoop signaal van alle weefsels. Het beeldcontrast is daarom weinig beïnvloedt door T2 relaxatie.

In *Figuur 57B* kunnen we zien dat na 600 ms. niet alle weefsels complete T1 relaxatie ondergaan hebben. Vet is er bijna, maar liquor is nog niet zo ver. Dus voor de volgende excitatie is de netto-magnetisatie vector van liquor, die in het X-Y vlak gedraaid kan worden, klein. Dat betekent dat het aandeel van het liquor in het totale signaal ook klein is. In het kort, het beeldcontrast wordt afhankelijk van het T1 relaxatie proces. In het resulterende plaatje zal liquor donker zijn, het vet zal licht zijn en de Grijze Stof zal een intensiteit hebben die hier tussenin zit.

In dit geval zeggen we dat het beeld "T1 gewogen" is omdat het beeldcontrast sterker afhankelijk is van het T1 relaxatie proces.

T2 Contrast

In een ander voorbeeld gebruiken we de volgende parameters: TR 3000 and TE 120. Nu staan we T2 relaxatie toe voor 60 ms. ($120 \div 2$). Zoals we kunnen zien in *Figuur 58A* zijn de meeste weefsel gedefaseerd en zullen daarom weinig signaal produceren. Alleen liquor (water) heeft nog een beetje fasecoherentie over. Nu is de TE de dominante factor voor het beeldcontrast.



Figuur 58

Figuur 58B laat zien dat na 3000 ms praktisch alle weefsels complete T1 relaxatie ondergaan hebben. Er is weinig T1 contrast tussen de verschillende weefsels. De TR van 3000 ms. is nodig om er voor te zorgen dat liquor compleet hersteld voor de volgende excitatie. In ons plaatje zien we liquor helder, terwijl de andere weefsels te zien zijn in verschillende grijs tinten.

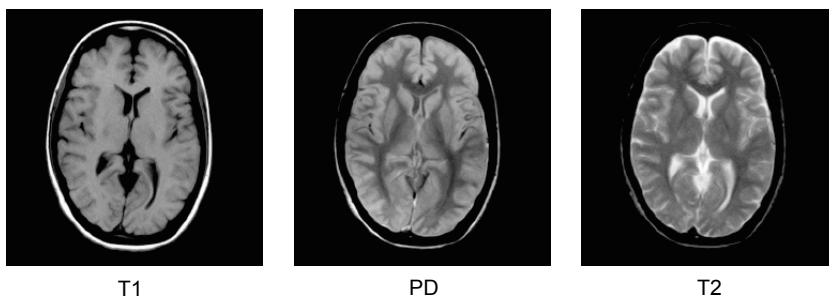
In dit geval zeggen we dat het beeld “T2 gewogen” is, omdat we T2 relaxatie voor een “lange” tijd hebben laten gebeuren.

Proton Density Contrast

Er is nog één type beeldcontrast en dat is Proton Density.

Nu kiezen we de parameters: TR 2000 and TE 10. Weer laten we T2 relaxatie gebeuren voor slechts 5 ms., wat betekent dat T2 relaxatie weinig aandeel heeft in het beeldcontrast. Met een TR van 2000 ms. is de netto-magnetisatie van de meeste weefsels nagenoeg hersteld langs de Z-as. Het beeldcontrast is noch van T2 relaxatie, noch van T1 relaxatie afhankelijk. Het signaal dat we ontvangen is compleet afhankelijk van het *aantal* protonen in het weefsel: weinig protonen betekend een laag signaal en toont donker in het plaatje, terwijl veel protonen veel signaal produceren en helder tonen in het plaatje.

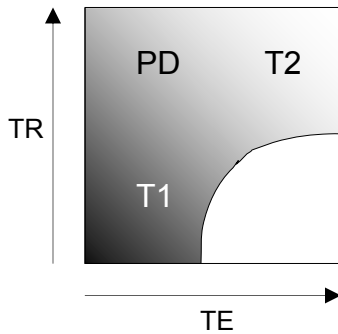
Het is belangrijk om te begrijpen dat alle plaatjes een mix zijn van T1 en T2 contrast. Het hangt er alleen maar van af hoeveel T2 relaxatie we laten gebeuren. In SE sequenties zijn TR en TE de belangrijkste factoren voor het beeldcontrast.



Figuur 59

Figuur 59 laat verschillende voorbeelden zien van beeldcontrast; T1 gewogen, Proton Density en T2 gewogen. Let op de verschillende signaalintensiteiten van de weefsels. liquor is donker in T1, grijs in PD and helder in T2.

Het is verbazingwekkend dat met slechts twee parameters, TR en TE, zoveel verschillende contrasten te maken zijn, temeer als we ook nog andere waarden kiezen! Ik wil jullie niet teveel ontmoedigen, maar er zijn nog twee parameters die invloed hebben op het beeldcontrast. Misschien begrijp je nu waarom MRI een tikkeltje ingewikkelder is dan CT.



Figuur 59A laat schematisch zien hoe TR en TE in een SE sequentie zich met elkaar verhouden wat betreft beeldcontrast.

Een korte TR en een korte TE geeft T1 gewogen contrast.

Een lange TR en een korte TE geeft PD contrast.

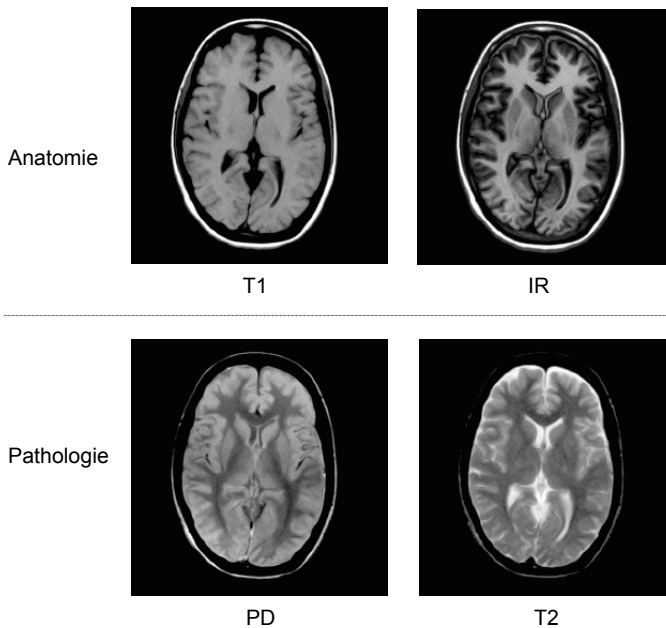
Een Lange TR en een lange TE geeft T2 gewogen contrast.

Figuur 59A

Wanneer Welk Contrast Te Gebruiken

Met zoveel soorten beeldcontrast zou je je kunnen afvragen, welk type contrast te gebruiken in een bepaalde situatie. Dat is een terechte vraag, maar het antwoord is niet zo simpel. Sommige soorten pathologie zijn beter op PD beelden te zien dan op T2 gewogen opnamen, terwijl andere juist weer beter op T1.

Over het algemeen kun je de volgende vuistregel gebruiken:



Voor het duidelijk weergeven van anatomische structuren kan het best een T1 gewogen, of nog beter, een IR sequentie gebruikt worden (Pagina 44).

Voor Pathologie is een PD-, of beter, een T2 gewogen sequentie de beste keus. De reden hiervoor is dat de meeste pathologie water (oedeem) produceert en dat wordt helder weergegeven op een T2 beeld.

Figuur 60

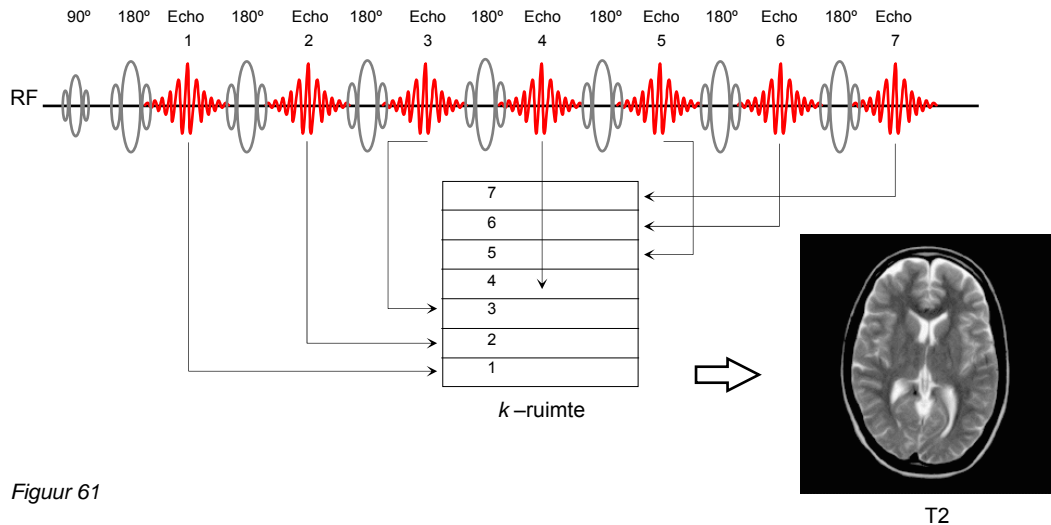
Een andere mogelijkheid is om MR gevoelig contrast, zoals Gadolinium-diethylenetriaminepentaacetic acid (ook wel Gd-DTPA, Gadolinium of Gado genoemd; *je moet wel gestoord zijn om zulke namen te bedenken* ☺) te injecteren. In dat geval gebruik je een T1 gewogen sequentie omdat Gd-DTPA de T1 relaxatie tijd van weefsels verkort en daardoor helder weergegeven wordt op een T1 opname (Gd-DTPA is niet te zien op een T2 opname).

In de praktijk worden zowel T1 als T2 gewogen sequenties (met of zonder Gd-DTPA) gebruikt, in één of meerdere vlakken, om de pathologie optimaal weer te geven.

Dan gaan we nu verder met het bespreken van een aantal soorten sequenties.

Turbo Spin Echo Sequentie

Hoewel Multi-Slicing gebruikt kan worden om de scantijd te reduceren, kan een gewone SE sequentie nog altijd zo'n 12 minuten duren. Gedurende deze tijd komt er een praktisch probleem om de hoek kijken: beweging van de patiënt. Het is erg moeilijk om zo lang stil te liggen. En toch is dat nodig omdat anders de opnamen waardeloos worden door bewegingsartefacten. Om de scantijd nog korter te maken heeft een knap kereltje uit Duitsland die luistert naar de naam **Henning** de Turbo-Spin-Echo (TSE) sequentie (ook bekend als Fast-Spin-Echo (FSE)) uitgevonden.



Figuur 61

De TSE sequentie maakt ook gebruik van het multi-echo principe zoals te zien is in *Figuur 61*. Na de 90° puls volgen een serie van zeven 180° pulsen. Iedere 180° puls genereert een echo. k -Ruimte is verdeeld in 7 segmenten en iedere echo vult één lijn in ieder segment. Één (meestal T2) beeld wordt gereconstrueerd. Het voordeel van deze techniek is duidelijk: de scantijd wordt verkort met een factor 7. Vergelijk deze scantijden:

Normale SE: TR 3000, TE 120, MX_{PE} 256 wordt een scantijd van $3000 \times 256 = 12.8$ minuten.

TSE: TR 3000, TE 120, MX_{PE} 256 and 7 echo's: $(3000 \times 256) \div 7 = 1.8$ minuten.

Je zult begrijpen dat dit soort sequenties erg nuttig zijn. Vreemd genoeg waren veel radiologen in het begin niet zo happig om deze sequentie te gebruiken. Ze waren gewend om een specifiek SE T2 contrast te zien in het hoofd. Het TSE beeld heeft een mix van contrasten. *Figuur 61* helpt ons dit te begrijpen. Zoals we weten wordt signaal en contrast informatie in het midden van k -ruimte opgeslagen. In ons voorbeeld kun je zien dat de 4^{de} echo en ook delen van de 3^{de} en 5^{de} echo opgeslagen worden in het midden van k -ruimte. Omdat iedere echo op een andere tijd wordt opgenomen, heeft iedere echo dus ook andere contrast informatie. Het resultaat is een beeld met een mix aan contrasten. Een ander negatief aspect is dat het beeld artefacten heeft die specifiek zijn voor dit soort sequenties (zie § Artefacten).

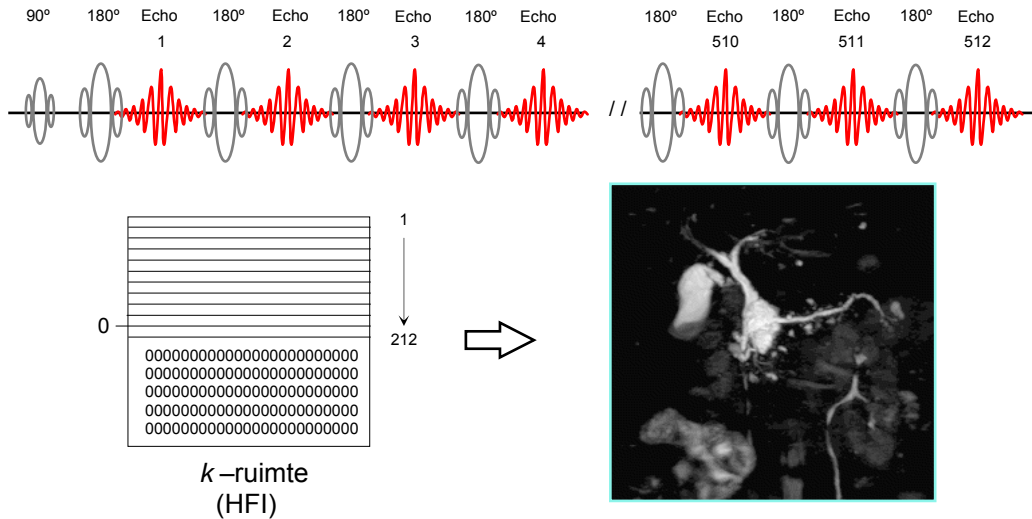
Al met al duurde het enige tijd voordat TSE algemeen geaccepteerd was. Er zijn echter nog steeds radiologen die om deze nadelen TSE niet gebruiken.

Een serie echo's, zoals die gebruikt in TSE, wordt een Echo Trein genoemd. Je kunt kiezen hoeveel echo's je wilt gebruiken. In ons voorbeeld gebruikten we een Echo Trein Lengte (ETL) van 7 echo's, maar een ETL van 512 echo's is ook mogelijk.

We kunnen ook twee plaatjes krijgen uit één Echo Trein. Hiervoor zijn twee k -ruimtes nodig. Bijvoorbeeld, met een ETL van 14 kunnen we de eerste 7 echo's gebruiken voor een PD beeld (1^{ste} k -ruimte) en de laatste 7 echo's voor een T2 beeld (2^{de} k -ruimte). Dit wordt een Dual-Echo TSE sequentie of een PD/T2 TSE sequentie genoemd.

Fast Advanced Spin Echo of HASTE Sequentie

We gaan een stapje verder met TSE. De Fast Advanced Spin Echo (FASE) sequentie gebruikt een max. ETL van 512. Dat op zich resulteert al in ultra korte scantijden. Bovendien wordt er ook gebruik gemaakt van Half Fourier Imaging. De combinatie van 512 echo's en HFI resulteert in scantijden die nog maar een fractie zijn van de normale SE sequentie. *Figuur 62* laat dit zien.

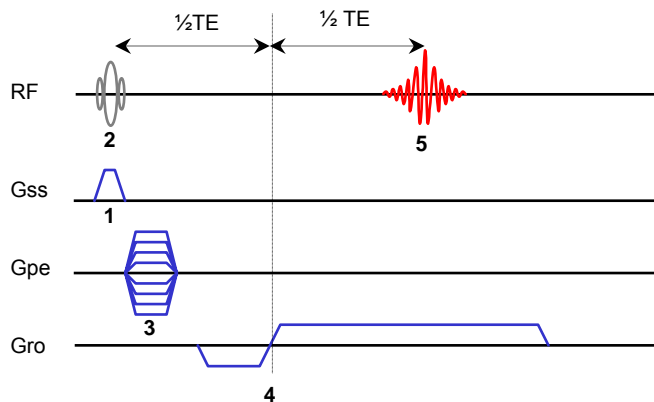


Iedere echo van deze 512 ETL sequentie vult één regel in k -ruimte. Zo wordt k -ruimte voor iets meer als 50% gevuld. De rest van k -ruimte wordt gevuld met nullen (geen data). Het verbluffende is dat je maar één repetitie nodig hebt om een plaatje te maken.

Merk op dat alleen de laatste (late echo's) in het midden van k -ruimte komen. Dat resulteert in een plaatje dat alleen vrij water (gal en vocht in de darmen en nieren) laat zien (*Figuur 62*). Dit soort sequenties wordt gebruikt voor MR-Cholangio-Pancreatografie (MRCP).

Gradiënt Echo Sequentie

De tweede groep van sequenties zijn de Gradiënt Echo sequenties. Ook met dit type sequentie wordt er een echo gevormd van de FID.



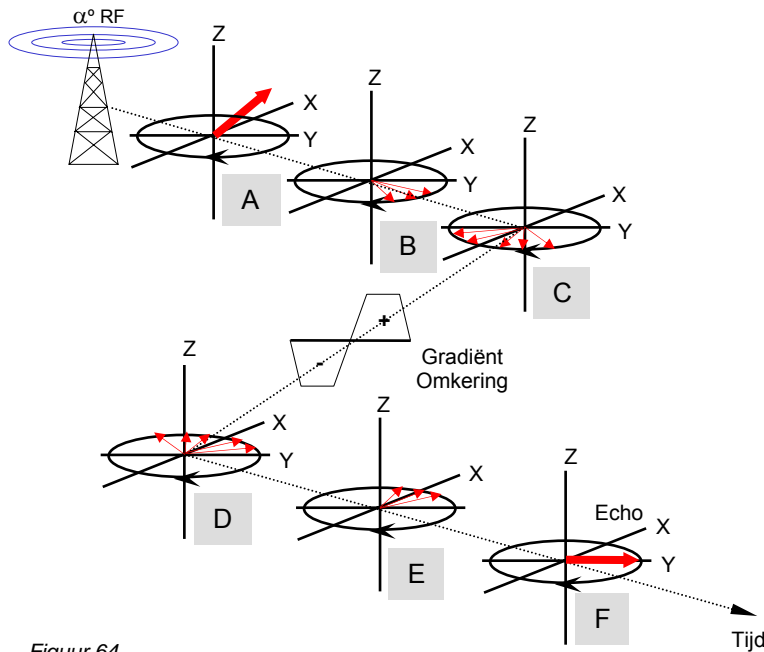
Figuur 63

Ze verschillen met de Spin Echo sequentie op de manier waarop de echo gevormd wordt. Waar de Spin Echo sequentie een 180° refaseringspuls gebruikt om de spins te refaseren, gebruikt een Gradiënt Echo sequentie een gradiënt polariteits omkering (*Figuur 63*).

1. Plak selectie met G_{SS} .
2. Zond excitatie puls.
3. Fase codering.
4. Zet G_{RO} aan. Eerst negatief, dan omschakelen naar positief.
5. Signaal ontvangen.

Het veranderen van de polariteit van G_{RO} heeft hetzelfde effect als een 180° RF puls. Het voordeel is dat het veel sneller gedaan kan worden dan 180° puls. Dit is een nuttige sequentie als er snel gescand moet worden. Het nadeel is dat het niet compenseert voor lokale magnetenveld inhomogeniteiten hetgeen dan vertaald wordt in beeldartefacten.

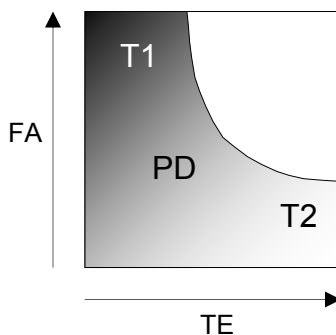
De FA van de excitatie puls (nu geschreven als α) kan liggen tussen 1° en 180° , sterk afhankelijk van het contrast dat men wenst (meestal worden hoeken tussen 1° en 90° gebruikt).



Figuur 64

Figuur 64 geeft de GE sequentie schematisch weer.

- Begin met een FA α . Afhankelijk van α , wordt er meer of minder magnetisatie in het X-Y vlak gedraaid.
- De spins defaseren...
- En defaseren een beetje meer totdat de polariteit van G_{RO} verandert, waarna ...
- De spins refaseren...
- En beetje meer refaseren totdat ...
- De spins weer in-fase zijn.



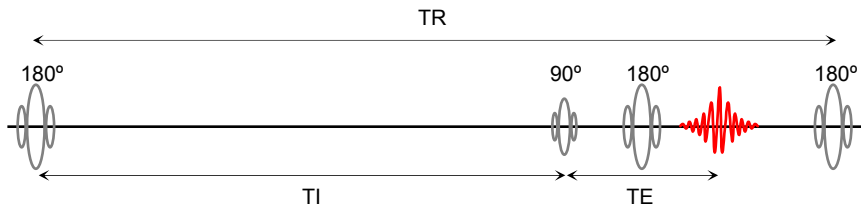
Figuur 64A

Het beeldcontrast van een GE sequentie wordt hoofdzakelijk bepaald door de FA en TE zoals te zien is in *Figuur 64A*. Een grote FA en korte TE geeft T1 gewogen contrast. Een gematigde FA en korte TE geeft PD contrast. Een kleine FA en lange TE geeft T2 gewogen contrast. (Zie pagina 49 voor een voorbeeld van verschillende FA's)

GE beelden zien er totaal anders uit dan SE beelden. Er zijn veel varianten van de GE sequentie en dat maakt het een veelzijdige techniek met een geheel eigen reeks van applicaties.

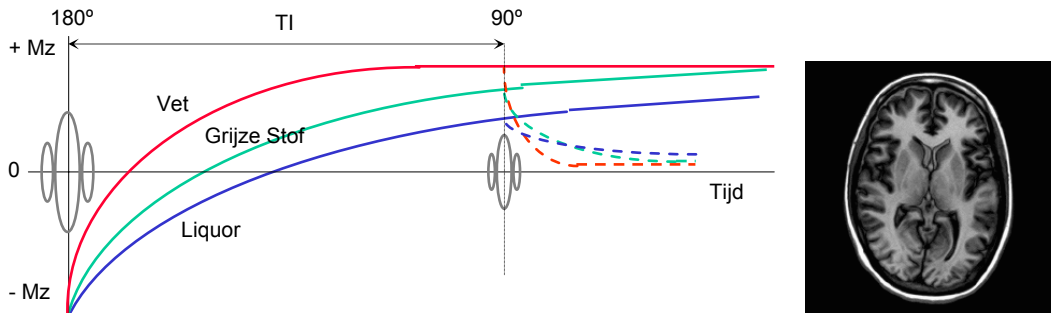
Inversion Recovery Sequentie

De laatste sequentie techniek is de Inversion Recovery (IR) sequentie.



Figuur 65

Als je naar *Figuur 65* kijkt zie je het verschil. Als je nog wat beter kijkt zie je een duidelijke overeenkomst met een SE sequentie. In feite is een IR sequentie een SE sequentie die voorafgegaan wordt door een 180° excitatie puls. De sequentie is in die zin anders dan de SE sequentie dat de eerste 180° excitatie puls de netto-magnetisatie naar de $-M_z$ as draait. Er is nog geen magnetisatie in het X-Y vlak. Na de 180° puls treedt alleen T1 relaxatie op, omdat er geen component aanwezig is in het X-Y vlak en daardoor geen T2 relaxatie. Het T1 relaxatie proces duurt twee maal zo lang dan wanneer de magnetisatie in het X-Y vlak gedraaid zou zijn. T1 relaxatie laten we gebeuren gedurende een bepaalde tijd, bekend als de Inversie Tijd (TI). Dan volgt een normale SE sequentie om het beeld te genereren. Doordat de Inversion Recovery sequentie gebruik maakt van een redelijk lange TR (1500 ms.) en een korte TE (10 ~30 ms.), is het beeldcontrast bijna helemaal afhankelijk van de Inversie Tijd (TI). Het voordeel van deze techniek is dat de T1 relaxatie curven van de weefsels, bij wijze van spreken, uit elkaar getrokken worden zodat er grotere T1 contrastverschillen mogelijk zijn.



Figuur 66

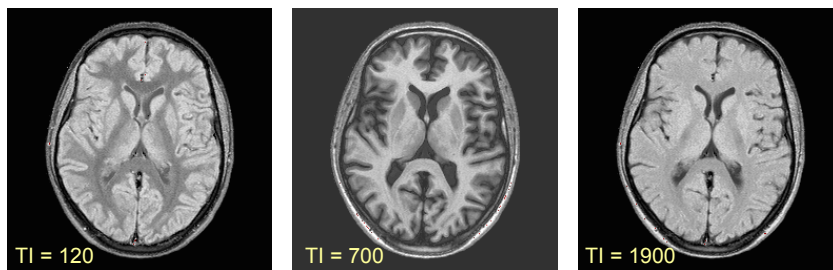
IR sequenties zijn hoofdzakelijk T1 gewogen en het T1 contrast is verbazingwekkend.

Bijvoorbeeld, het T1 contrastverschil in de basale ganglia in de hersenen is slecht in een SE sequentie. Een IR sequentie geeft deze structuren veel beter weer (*Figuur 66*).

Je kunt je natuurlijk afvragen waarom IR sequenties niet vaker gebruikt worden en het antwoord daarop is: scantijd. De normale waarden voor TR liggen tussen 1500~2000 ms. Als we scannen met TR 2000, MX_{PE} 256 dan wordt de scantijd ruim 8 minuten. Dat is beduidend langer dan een T1 gewogen SE sequentie (2~3 minuten).

Echter, er schijnt licht aan het eind van de tunnel (en deze keer niet van de aankomende trein!). Met de introductie van de TSE is het mogelijk om beide technieken te combineren. Dat reduceert de scantijd behoorlijk en is zeker het overwegen waard als men de artefacten, veroorzaakt door de TSE sequentie, accepteert.

Figuur 67 laat verschillende waarden voor TI zien. Let op het effect dat de TI heeft op het beeldcontrast.



Figuur 67

Het grote effect dat de TI op het beeldcontrast heeft maakt de IR sequentie zeer veelzijdig. Normaal wordt een TI tussen 400~700 ms gebruikt bij 'normale' T1 studies waar een goede weergave van anatomische structuren gewenst is.

Er zijn twee 'bijzondere' gevallen wat betreft de keuze van TI:

FLAIR Sequentie

Een Inversie Tijd van 1900 ms. in combinatie met een lange TE wordt gebruikt om demyeliniserende ziekten, zoals Multiple Sclerosis weer te geven. Met deze TI licht Multiple Sclerosis op als een gloeilamp. FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) is veel gevoeliger voor demyeliniserende ziekten dan gewone T2 gewogen sequenties.

STIR Sequentie

Wanneer een TI van 160 ms. gebruikt wordt op een 1.5 Tesla systeem (90 ms. op 0,35 Tesla, 120 ms. op 0.5 Tesla, 140 ms. op 1.0 Tesla) gebeurt er iets vreemds. Na 160 ms. passeert de magnetisatie vector van vet de nul lijn. Dat betekent dat er geen vector in de richting van $+M_z$ of $-M_z$ wijst. Als het SE gedeelte van de IR sequentie precies op dit moment gestart wordt dan is er geen magnetisatie vector van vet beschikbaar die in het X-Y vlak gedraaid kan worden. Er wordt dan geen signaal van vet ontvangen.

Dit is een zeer effectieve manier om het signaal van vet te onderdrukken in die gevallen waar het hoge signaal van vet eventuele pathologie, zoals bot kneuzingen, verbloemd. Dit speciaal geval van IR sequentie noemt men: Short TI Inversion Recovery (STIR).

De Juiste Sequentie Kiezen

Voors en tegens van sequenties

Met zo'n keuze aan sequenties, zoals SE, GE, IR en combinaties hiervan zou je kunnen denken dat het schier onmogelijk is om de juiste sequentie te kiezen in een bepaalde situatie. Gelukkig is het niet zo moeilijk. De meeste pathologie kan goed opgespoord worden met de goede oude SE sequentie, zowel T1 als T2 gewogen. Maar er zijn situaties waar je een ander type sequentie zou willen gebruiken.

In **tabel 2** zijn de voor- en nadelen van de verschillende sequenties op een rij gezet.

Tabel 2: Voor- en nadelen van sequenties

| SEQUENTIE | VOORDEEL | NADEEL |
|--------------------|---|---|
| (Turbo) Spin Echo | Hoog signaal Compensatie van T2* effecten "Echte" T1 en T2 beelden | Hoge RF afgifte Lange scantijden Bewegingsartefacten |
| Gradiënt Echo | Lage RF afgifte Korte scantijden Dynamische scans mogelijk | Laag signaal T2* gerelateerde artefacten Bewegingsartefacten |
| Inversion Recovery | Hoog signaal Echte T1 beelden Hoog T1 contrast Vet onderdrukking | Hoge RF afgifte Zeer lange scantijden Gelimiteerd aantal plakken Bewegingsartefacten |

Merk op dat bij alle sequenties beweging artefacten mogelijk zijn. Het is tegenwoordig echter mogelijk om sequenties met zeer korte scantijden te maken, waarbij de patiënt de adem stil houdt, zodat beweging praktisch uitgesloten is.

Het zijn niet alleen deze factoren die de juiste keuze bepalen. Er zijn andere zaken zoals Flow Compensatie, Gradiënt en RF Verstoring, Voor-pulsen, in- en uit-fase weergave, vet onderdrukking, hart- of perifere en ademhaling sturing, Half Fourier Imaging om er maar een paar te noemen. Het gaat te ver buiten het bestek van dit verhaal om al deze variaties te bespreken. (Werd je tóch een beetje bang ☺).

Je hebt een beetje ervaring nodig om de juiste sequentie te kiezen en ervaring krijg je alleen maar met veel oefening.

T1, T2 en PD Parameters

Tabel 3 toont parameter combinaties voor een bepaalde contrastweging:

Tabel 3: Parameter Keuze

| SEQUENTIE | TR ⁽¹⁾ | TE | TI ⁽²⁾ | FA |
|---------------------------|-------------------|--------|-------------------|-------|
| SPIN ECHO | | | | |
| T1 | 600 | 10~30 | | 90 |
| Proton Density | 1000 | 10~30 | | 90 |
| T2 | 2000 | 80~250 | | 90 |
| Gradient Echo | | | | |
| T1 | | 2~14 | | 60~90 |
| Proton Density | | 2~14 | | 30~60 |
| T2 | | 20~34 | | 5~30 |
| Inversion Recovery | | | | |
| T1 | 2000 | 10~30 | 400~700 | 90 |
| STIR | 2000 | 10~30 | 80~120 | 90 |
| FastFLAIR | 5000 | 10~30 | 1800~2200 | 90 |

Opmerkingen: 1. De TR van een GE sequentie heeft weinig invloed op het beeldcontrast.
2. De TI varieert per veldsterkte B₀. (1800 voor 0.35T; 2200 voor 1.5T)

Praktische Fysica II

Sequentie Parameters

Hoewel we al veel zaken besproken hebben, denk ik dat het volgende hoofdstuk over sequentie parameters het meest belangrijk is. Je moet met de sequentie parameters aan de slag in de praktijk en het is absoluut noodzakelijk dat je begrijpt hoe de parameters het uiteindelijke MRI beeld beïnvloeden. Alleen als je het belang van iedere parameter begrijpt ben je klaar om een MRI scan naar behoren uit te voeren en niet eerder.

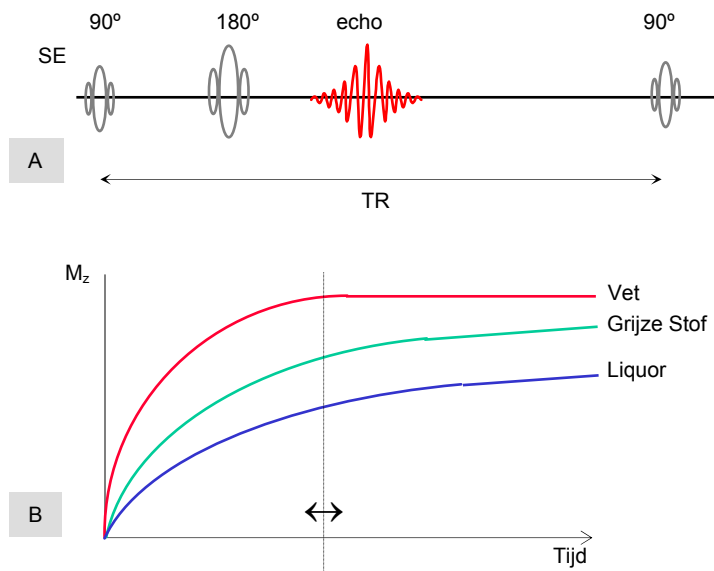
Het is een heleboel informatie en soms een beetje verwarrend, maar nu gaan we alles aan elkaar plakken. Ik ben er van overtuigd dat, als je dit gedeelte eenmaal begrijpt, het je enorm zal helpen in je dagelijkse routine.

Een MRI sequentie bestaat uit de volgende parameters:

| | | |
|-----|--------------------|--------------------------|
| TR | Repetitie Tijd | (Repetition Time) |
| TE | Echo Tijd | (EchoTime) |
| FA | Flip Hoek | (Flip Angle) |
| TI | Inversie Tijd | (Inversion Time) |
| NA | Aantal Acquisities | (Number Of Acquisitions) |
| MX | Matrix | |
| FOV | Field Of View | |
| ST | Plakdikte | (Slice Thickness) |
| SG | Plak Tussenruimte | (Slice Gap) |
| PE | Fase Codering | (Phase Encoding) |
| BW | Bandbreedte | (Band Width) |

Repetitie Tijd (TR)

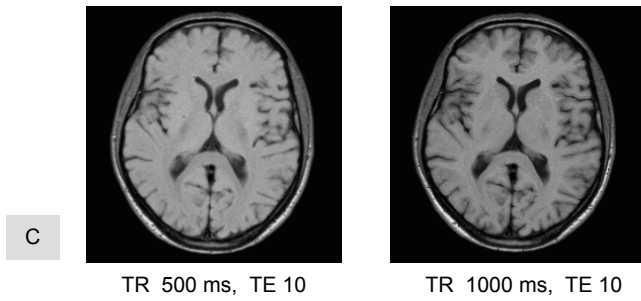
De Repetitie Tijd (Repetition Time) is de tijd tussen twee excitatie pulsen (*Figuur 68A*). In SE tussen twee 90° pulsen, in GE tussen twee α pulsen en in IR tussen twee 180° pulsen.



Figuur 68

Verhoging van de TR (verschuiving van de stippellijn naar rechts in *Figuur 68B*) heeft de volgende effecten op het beeld:

- Minder beeldcontrast. Meer tijd voor T1 relaxatie; het verschil in amplitude van de magnetisatie vectoren is kleiner. Daarom:
- Meer PD contrast.
- Meer signaal. Er is meer magnetisatie aanwezig voor de volgende excitatie.
- Langere scantijd.



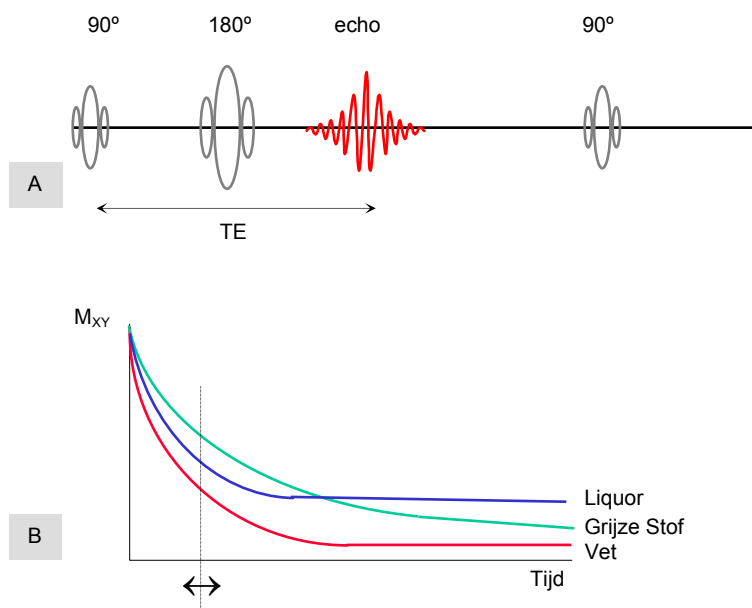
Figuur 68C

Voorbeeld:

Figuur 68C laat twee beelden zien gemaakt met dezelfde TE, maar met verschillende TR's. Het rechtse beeld heeft meer PD contrast.

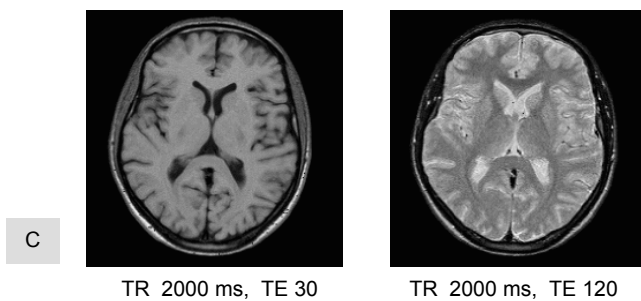
Echo Tijd (TE)

De Echo Tijd (Echo Time) is de tijd tussen de excitatie puls en de echo (Figuur 69A). Het is een belangrijke parameter omdat de keuze van TE in alle soorten van sequenties in belangrijke mate het beeldcontrast bepaald.



Verhoging van de TE (verschuiving van de stippellijn naar rechts in Figuur 69B) heeft de volgende effecten:

- Meer T2 contrast. Een verhoging van TE laat meer defasering toe.
 - Minder signaal.
 - Mogelijk contrast omkering.
- Merk op dat de relaxatie curve van liquor in Figuur 69B die van het Grijze Stof kruist. Dat betekent dat met een vroege echo Grijze Stof helderder is dan liquor, terwijl een late echo het omgekeerde laat zien.



Figuur 69

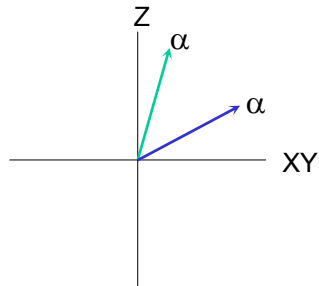
Een voorbeeld:

Figuur 69C laat twee beelden zien waar de TR hetzelfde is gehouden, maar de TE's zijn anders. Bij 30 ms is liquor donker (PD contrast), terwijl bij 120 ms. liquor helder is (T2 contrast).

Flip Hoek (FA)

De Flip Hoek (Flip Angle) bepaald hoeveel magnetisatie er in het X-Y vlak gedraaid wordt (*Figuur 70A*). In SE en IR sequenties is FA meestal 90° . In GE sequenties echter, kan FA liggen tussen $1^\circ \sim 90^\circ$.

In GE sequenties is de FA, naast TE, medeverantwoordelijk voor het beeldcontrast.



A

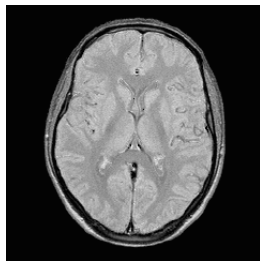
Verhoging van de FA (in een GE sequentie) heeft de volgende effecten:

- Meer T1 contrast.
- Meer signaal.
- Mogelijk contrast omkering.

Een voorbeeld:

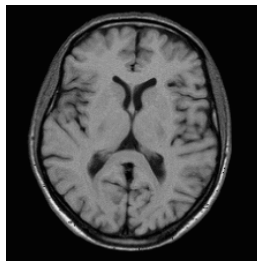
Figuur 70B laat twee beelden zien waarbij TR en TE gelijk zijn gehouden, terwijl de FA veranderd wordt.

Een lage FA heeft meer T2 weging (liquor is helder) en een hoge FA heeft meer T1 weging (liquor is donker).



B

TR 150 ms, TE 10, FA 10



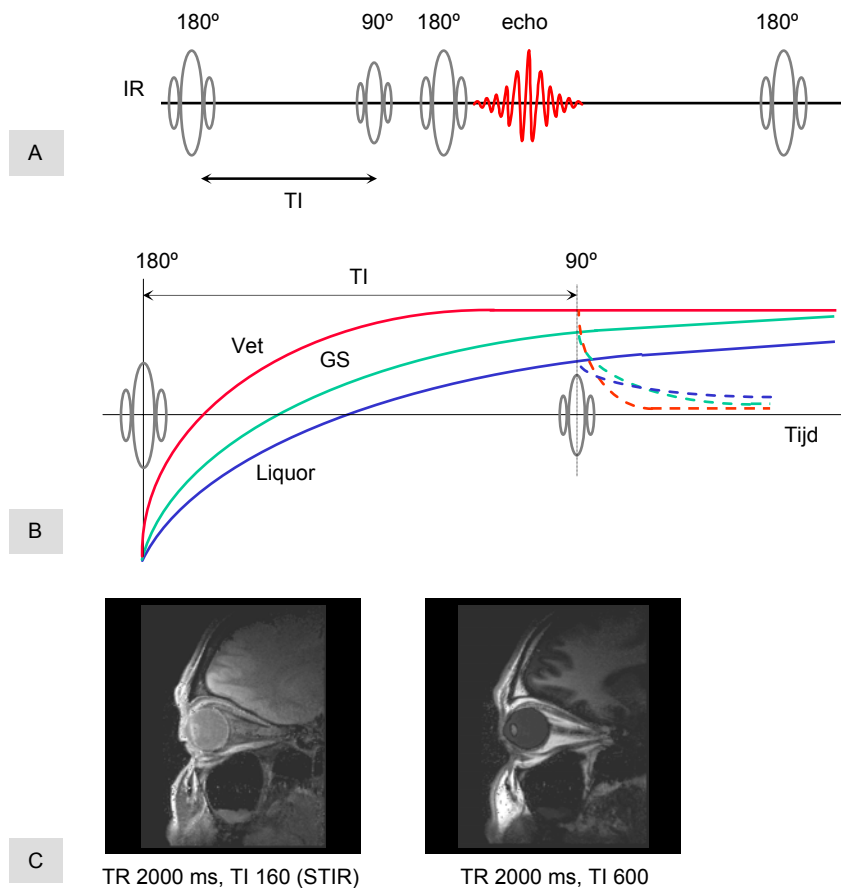
TR 150 ms, TE 10, FA 70

Figuur 70

Inversie Tijd (TI)

De Inversie Tijd (Inversion Time) is de tijd tussen een 180° excitatie puls en een 90° -excitatie puls (*Figuur 71A en 71B*).

TI wordt alleen gebruikt in IR of soortgelijke sequenties en in een speciaal soort GE sequenties (TurboGE). TI heeft de grootste invloed op beeldcontrast in IR sequenties.



Figuur 71

Verhoging van de TI heeft de volgende effecten:

- T1 contrast verandering.
- Meer signaal.

Een voorbeeld:

Figuur 71C laat twee beelden zien waar de TR hetzelfde is gehouden, maar met verschillende waarden voor TI.

Het linker plaatje heeft een 'speciale' TI zoals die gebruikt wordt in een STIR sequentie. We zien dat het signaal van het retro-orbitale vet onderdrukt is, wat ons in staat stelt om bijvoorbeeld MS plaques in de oogzenuw te zien.

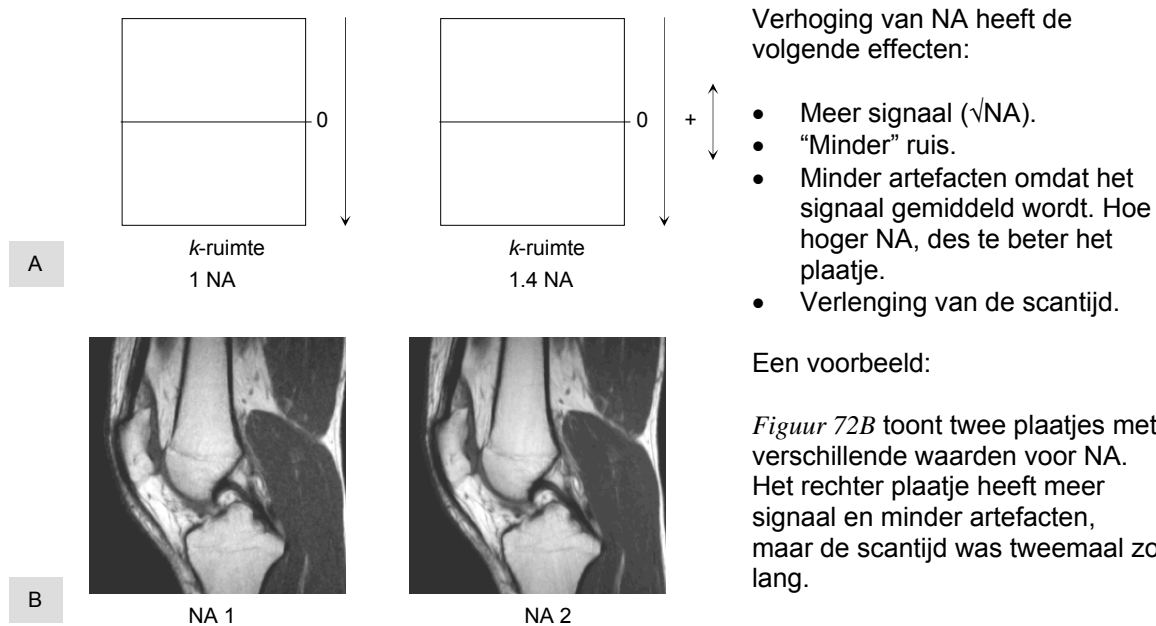
Het rechter plaatje is een gewoon IR beeld van hetzelfde oog.

Aantal Acquisities (NA of NEX)

Zoals we al eerder hebben gezien wordt een MRI beeld berekend vanuit de k -ruimte. Om een zo goed mogelijk beeld te verkrijgen, moet de k -ruimte van boven naar beneden helemaal opgevuld worden. Wanneer we k -ruimte helemaal gevuld hebben zeggen we dat we '1 acquisitie' gedaan hebben. In veel gevallen is de beeldkwaliteit wat betreft de Signaal Ruis Ratio (SNR) erg slecht. MRI biedt de mogelijkheid om de hele scan meerdere malen te herhalen. Het extra verkregen signaal wordt 'gemiddeld', wat resulteert in een betere SNR en dus ook een beter plaatje. De parameter Number Of Acquisitions (NA), ook bekend als Number Of Excitations (NEX) of Number of Signal Averaging (NSA) bepaald hoeveel maal we de hele scan herhalen.

Hier zit een addertje onder het gras: als we $NA=2$ kiezen wordt de scantijd verdubbelt, maar de SNR wordt slechts $\sqrt{2}$, dat is 1.4 maal groter!!! Om de SNR te verdubbelen moet je $NA=4$ kiezen en dat verviervoudigd de scantijd. Dit is een serieuze parameter. Voorzichtig behandelen 😊.

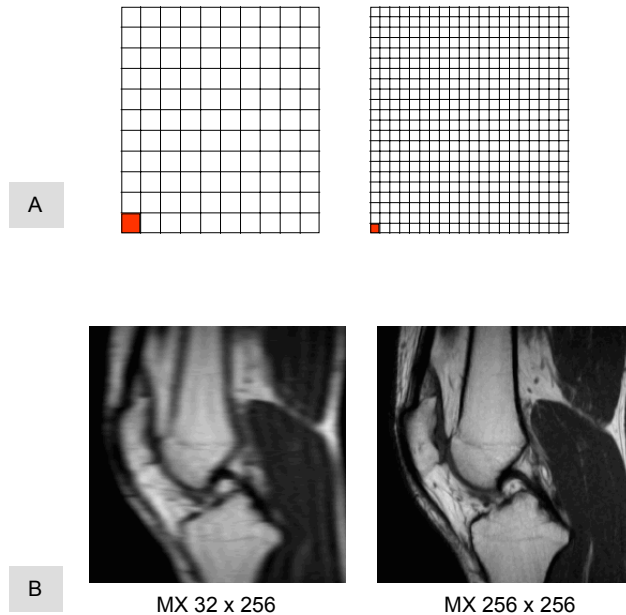
Toshiba MRI scanners hebben een nuttige functie wat betreft NA. Het systeem biedt de mogelijkheid om bijvoorbeeld $NA=1.4$ te kiezen (fractional Number Of Acquisitions) (*Figuur 72A*). De gedachte achter dit kunstje is: SNR en contrast informatie wordt in het midden van k -ruimte opgeslagen. Om de SNR te verhogen hoeft je enkel het midden van k -ruimte nogmaals te vullen. Het heeft geen zin om de buitenkant van k -ruimte nogmaals te vullen, omdat het plaatje toch niet scherper wordt, ongeacht hoe vaak je het ook vult. In het geval van $NA=1.4$, wordt 40% van de lijnen rond het midden van k -ruimte nogmaals gevuld. Het voordeel is dat je de scantijd met een factor 1.4 verlengt in plaats van 2 maal als je $NA=2$ kiest en toch de SNR behoorlijk verhoogt.



Figuur 72

Matrix (MX)

De (acquisitie) Matrix bepaald de spatiële resolutie van ons beeld. Een matrix heeft twee zijden, MX_{PE} en MX_{RO} . De matrix grootte kan meestal verhoogd worden in stappen van 32. De acquisitie matrix moet niet verward worden met de Display matrix. De Display matrix kan twee groottes hebben: 256 of 512. De acquisitie matrix grootte kan variëren tussen 32 ~ 1024 met stappen van 32. Wanneer een acquisitie matrix van 192 x **256** wordt gebruikt, dan wordt het beeld gereconstrueerd en weergegeven in een 256 x 256 Display matrix. Dus als een acquisitie matrix van 192 x **320** wordt gebruikt dan wordt het beeld gereconstrueerd en weergegeven in een 512 x 512 Display matrix.



Figuur 73

Verhoging van de acquisitie matrix in ongeacht welke richting verlaagd de voxel grootte (*Figuur 73A*), en dat heeft de volgende effecten:

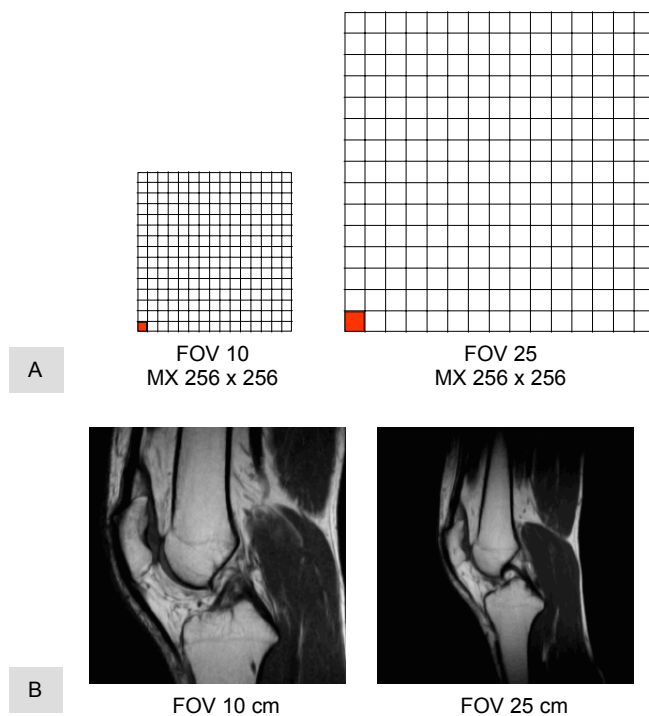
- Minder signaal. Een kleinere voxel bevat minder protonen die kunnen bijdragen aan het signaal/voxel.
- Hogere spatiële resolutie.
- Verlenging van de scantijd. Dat gebeurt alleen maar MX_{PE} vergroot wordt (er moeten meer lijnen in k -ruimte gevuld worden = meer tijd). Verhoging van MX_{RO} heeft geen effect op de scantijd.

Een voorbeeld:

Figuur 73B toont twee plaatjes met verschillende matrix groottes. (Het eerste nummer duidt MX_{PE} aan). Het rechter plaatje heeft een hogere matrix, en is daarom scherper (ook minder signaal), maar de scantijd was langer.

Field Of View (FOV)

Het FOV bepaald hoeveel we van de patiënt gaan zien. Een klein FOV laat minder zien dan een groot FOV. Dat is rechttoe rechtaan. Vergroting van het FOV vergroot ook de voxel (*Figuur 74A*).



Vergroting van de FOV heeft de volgen effecten:

- Meer signaal. Vergroting van de voxel verhoogt ook het aantal protonen die kunnen bijdragen aan het signaal per voxel. (SNR is verhoogd met x^2).
- Lagere spatiële resolutie.
- Je ziet meer van de patiënt.

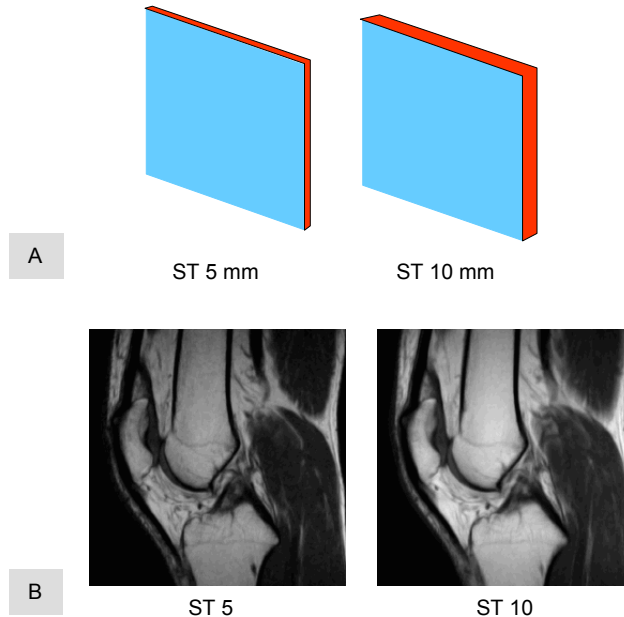
Een voorbeeld:

Figuur 74B toont twee beelden met een verschillend FOV. Het linker plaatje met een FOV van 10 cm is scherper, toont een kleiner oppervlak van de patiënt en heeft een lagere SNR dan het rechter plaatje.

Figuur 74

Plak Dikte (ST)

De Plak Dikte (Slice Thickness) beïnvloedt de hoeveelheid van signaal en de scherpte van het beeld. Door de ST te verkleinen van 10 mm naar 5 mm verliezen we 50% signaal. Dat is behoorlijk dramatisch.



Figuur 75

Vergroting van ST heeft de volgende effecten:

- Meer signaal.
De voxel wordt groter, dus meer protonen kunnen bijdragen aan de SNR.

$$SNR = \frac{ST_{aangepast}}{ST_{origineel}} * 100\%$$

- Lagere resolutie.
Dat is rechttoe rechtaan.
- Verhoogd "partial volume" effect.
Partial volume effect krijg je wanneer een object, bijv. de bijnier, in tweeën wordt gesneden door een plak. Als het signaal hoog is zie je het in het beeld, maar de grootte zou verkeerd ingeschat worden. Hou ST zo dun mogelijk.
- Groter scan gebied.
20 plakken van 5 mm beslaan 10 cm, terwijl 20 plakken van 10 mm 20 cm beslaan. (Ik hou van simpele logica ☺).

Een voorbeeld:

Figuur 75B toont twee beelden met verschillende ST. Het rechter plaatje heeft meer signaal, maar is minder scherp.

De Matrix (MX), het FOV en ST werken samen in die zin dat ze allen de voxel grootte bepalen (spatiële resolutie). Het is van belang om de waarden voor deze parameters zo te kiezen dat er genoeg SNR is. Bijvoorbeeld:

We scannen een SE sequentie met TR 500, MX 256x256, FOV 30x30, ST 6 en NA 1.

De voxel grootte is $30 \div 256 = 1.17 \text{ mm} \times 1.17 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$.

De scan tijd is $(500 \times 256 \times 1) \div 60000 \approx \mathbf{02:08}$ minuten.

De SNR wordt genormaliseerd als 1.

Ter vergelijking maken we een scan met dezelfde TR 500 en ST van 6 mm. We verdubbelen de MX naar 512x512 en we maken het FOV half zo groot, 15x15.

De voxel is nu $15 \div 512 = 0.29 \text{ mm} \times 0.29 \text{ mm} \times 6 \text{ mm}$; dat is 4 maal kleiner.

Echter (dit is leuk) om dezelfde hoeveelheid signaal te behouden moeten we NA verhogen tot 64, wat de scantijd verlengt tot **273:04** minuten (4 uur, 33 minuten en 4 seconden)!!!!

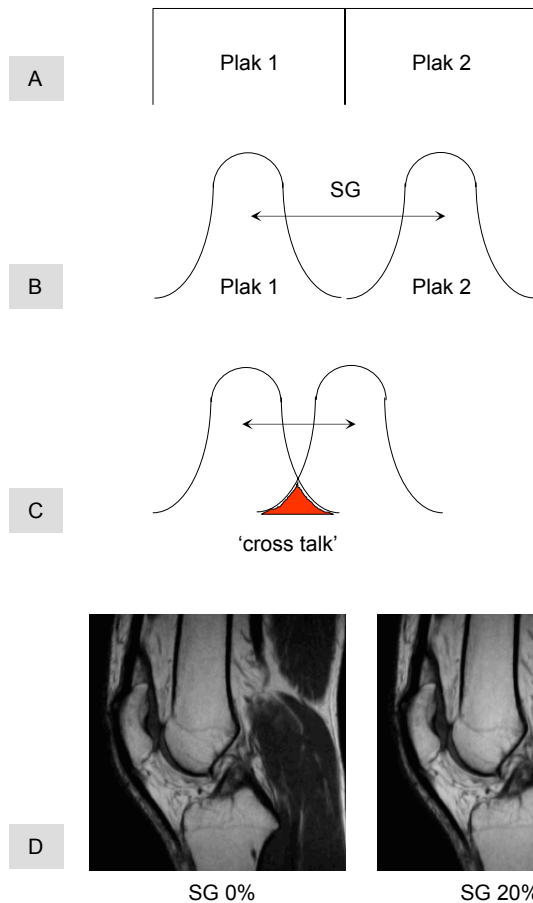
Iedereen kan zien dat dit geen optie is. Daarom moeten de waarden voor MX, FOV en plakdikte (ST) zo gekozen worden dat er genoeg signaal is met een redelijke scantijd. Bij het kiezen van parameters maak je een keus tussen SNR en contrast. Een plaatje met weinig SNR kan nog best nuttig zijn zolang het de pathologie maar toont.

Dat is in het begin niet makkelijk, maar met wat ervaring krijg je hier een gevoel voor en weet je precies welke parameter combinaties mogelijk zijn in een bepaalde situatie.

Plak Tussenruimte (SG)

De SG (Slice Gap) parameter beschrijft de hoeveelheid ruimte tussen de plakken (in % van de plakdikte).

In een ideale wereld heeft de RF puls, die de plak maakt, een perfect profiel zoals te zien in *Figuur 76A*. Een perfect profiel garandeert echt aaneensluitende plakken zonder tussenruimte. In de echte wereld zien de profielen er meer uit zoals in *Figuur 76B*. Er zit een enorme ruimte tussen de plakken. Om de ruimte zo klein mogelijk te houden moeten de profielen dichter bij elkaar komen. Dat is mogelijk, maar dan krijg je een overlappend gebied zoals te zien is in *Figuur 76C*. Als de plakken overlappen, dan krijg je een effect dat bekend staat als "cross talk". Het gebied dat overlapt krijgt signaal van beide plakken. Dat signaal is ook te zien in de plaatjes. Om het "cross talk" effect tegen te gaan moeten we een ruimte tussen de plakken aanleggen. Meestal wordt een tussenruimte van 10% ~ 20% van de plakdikte gebruikt.



Verhoging van de SG heeft de volgende effecten:

- Minder "cross talk".
- Groter scan gebied.

Figuur 76D toont twee plaatjes met verschillende SG. Hoewel het moeilijk te zien is, zelfs op een monitor, bevat het linker plaatje "cross talk".

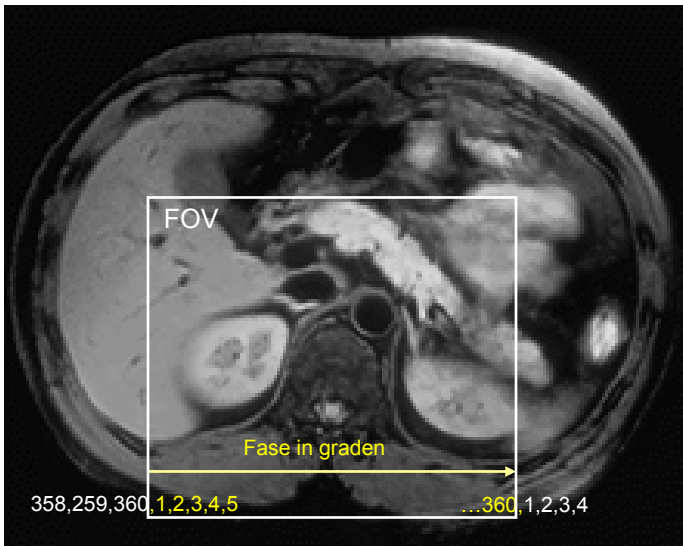
Figuur 76

Er zijn meerdere manieren om te scannen zonder een ruimte tussen de plakken. Één daarvan is het scannen met "Interleave Mode", die eerst de plakken 1,3,5,7 en daarna de plakken 2,4,6,8 scant. In Interleave Mode heb je 100% ruimte tussen de plakken, en dus geen cross talk. (Het nadeel van Interleave Mode is dat de plaatjes verschillen in intensiteit kunnen vertonen ☹).

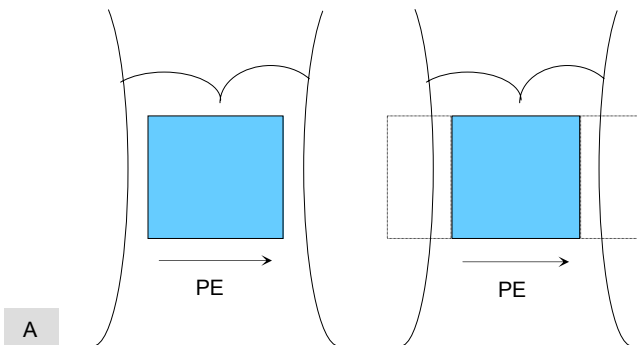
Fase Codering (PE) Richting I

Ofschoon fase codering van de spins een uitstekende manier is om er achter te komen waar het signaal vandaan komt, creëert het ook een paar serieuze problemen. Een van de problemen staat bekend als "Faseomvouwing" (Phase Wrap). Dit krijg je wanneer het FOV kleiner is dan het te scannen object.

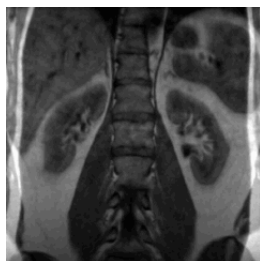
Als je een FOV kiest zoals in *Figuur 78A links*, dan zal het plaatje een artefact vertonen zoals te zien is in *Figuur 78B links*. De oorzaak van dit artefact is:



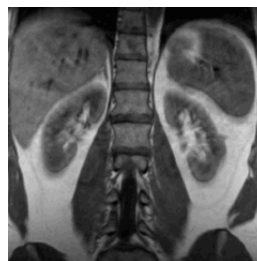
Figuur 77



A



Phase Wrap



No Phase Wrap

Figuur 78

Als we gaan fase coderen, dan wordt het FOV opgedeeld in fase stappen. In *Figuur 77* is fase 1 aan de linker *binnenkant* van het FOV. Fase 360 is aan de rechter *binnenkant* van het FOV.

De fase codering gradiënt stopt niet aan de randen van het FOV. Het gaat door met coderen buiten het FOV. Fases kunnen alleen gekozen worden tussen 1° ~ 360°. Als het eenmaal klokje rond is gegaan, dan begint het weer op 1 (zoals te zien is aan de rechterkant van *Figuur 77*). Het systeem zal niet alleen signaal ontvangen vanuit de binnenkant van het FOV, maar ook van buiten het FOV. Het zal een signaal opvangen van buiten het FOV (rechterkant) met fase 1.

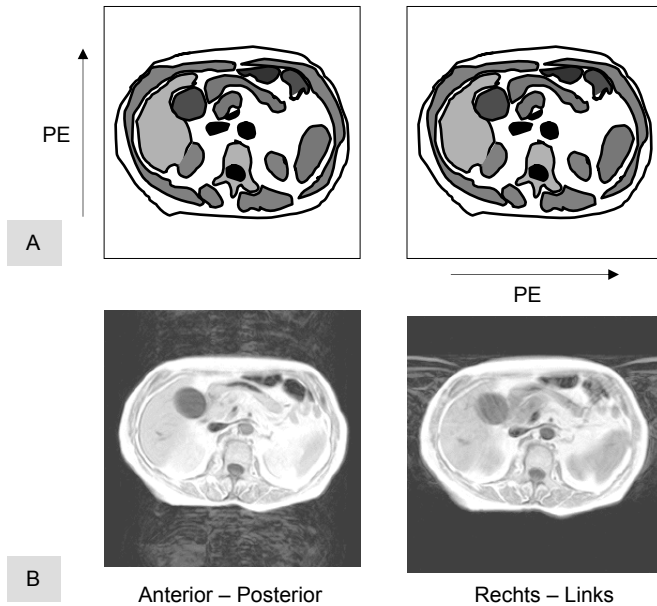
De computer, echter, zet dit signaal *binnenin aan de linkerkant* van het FOV, omdat hij denkt dat daar fase 1 hoort.

Hetzelfde fenomeen gebeurt aan de andere kant van het FOV. Dus we krijgen een plaatje zoals te zien is in *Figuur 78B links*. De witte rand aan de rechter *binnenkant* van het FOV komt van de linker *buitenkant* van het FOV.

Om dit artefact tegen te gaan zetten we simpelweg een optie aan die bekend staat als "No-Wrap", die verdubbelt het FOV in de fase richting. Een gebied, tweemaal zo groot als het opgegeven FOV, wordt opgenomen, maar ALLEEN het opgegeven FOV wordt gereconstrueerd. Daardoor wordt het phase wrap artefact effectief uitgeschakeld (*Figuur 78B rechts*). Een nadeel bij het aanzetten van de No-Wrap optie: het verdubbelt de scantijd.

Fase Codering (PE) Richting II

Een ander belangrijk aspect van de fase codering is dat het bepaald in welke richting bewegingsartefacten worden weergegeven. Bewegingsartefacten zijn gerelateerd aan de fase. Een bewegingsartefact ontstaat als een spin beweegt in de tijd tussen de excitatie en signaal ontvangst (zie ook het gedeelte over artefacten). Een bewegingsartefact is niets meer dan misregistratie van het signaal.



Tijdens het opzetten van de sequentie kies je een fase coderingsrichting. In *Figuur 79A* wordt een axiale plak door het abdomen gescand. Je kunt voor de fase coderingsrichting anterior-posterior of links-rechts kiezen. De plaatjes in *Figuur 79B* laten bewegings-artefacten ten gevolge van adem-haling zien.

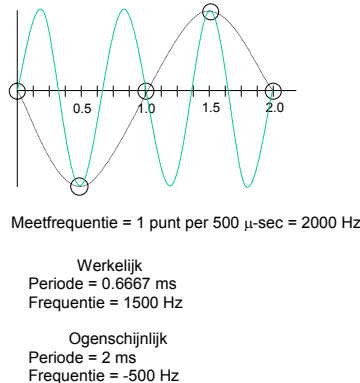
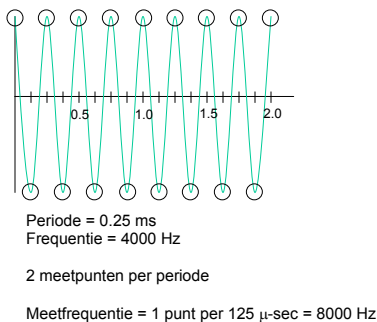
Het kiezen van de fase coderings richting voordat je gaat scannen is erg belangrijk. Je moet weten wat voor beweging, flow, ademhaling of pulserende beweging je kunt verwachten en of dat stoort in het te scannen gebied. Veel scans moeten herhaald worden door een foute keuze van de fase coderingsrichting. De keuze wordt bemoeilijkt doordat je rekening moet houden met de mogelijkheid van phase wrap.

Figuur 79

Je kunt meer voorbeelden zien in het onderdeel over artefacten.

Bandbreedte (BW)

Dit is een lastig stukje. Het signaal dat we van de patiënt ontvangen is continu (analoog). Computers werken echter met digitale data. Dat betekent dat het analoge signaal vertaald moet worden naar een digitaal signaal. De vertaling (digitalisering) wordt gedaan door een Analog-Digital Converter, die de amplitude van het signaal met een gegeven frequentie meet (Engels=Sampling Rate). De **Nyquist Theorie** zegt dat een signaal met een bepaalde frequentie pas goed weergegeven kan worden als de meetfrequentie tweemaal zo groot is (2 meetpunten per periode).



A

B

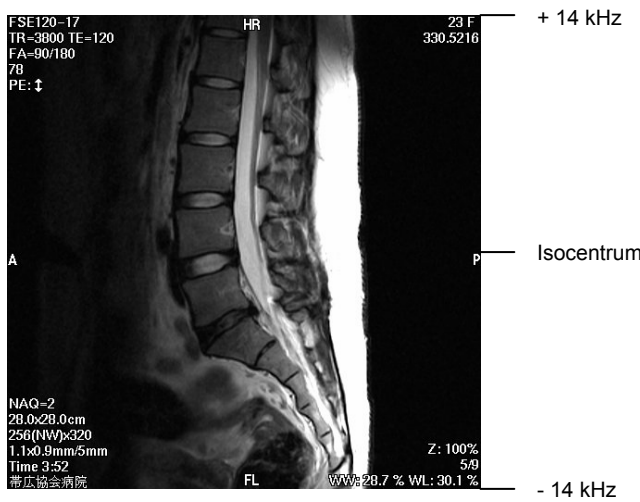
Figuur 80

Bijvoorbeeld, als je een frequentie van 4000 Hz wilt digitaliseren, dan moet een meetfrequentie van 8000 Hz gebruikt worden (Figuur 80A).

Ontvanger Bandbreedte = Meetfrequentie = 1 ÷ Meettijd

Figuur 80B toont een sinus golf met een frequentie van 1500 Hz. Wanneer we een meetfrequentie van 2000 Hz gebruiken dan wordt de sinus golf met te weinig punten gemeten. Het resultaat (stippelijijn) toont een -500 Hz sinus golf. Om de 1500 Hz sinus golf adequaat weer te geven moeten we een meetfrequentie van 3000 Hz gebruiken.

Nu kunnen we een aantal zaken bij elkaar voegen: De meetbandbreedte is in Hertz. De gradiënt is gedefinieerd in Hertz/cm. Het FOV wordt bepaald door de bandbreedte te delen door de gradiënt sterkte. De bandbreedte van de meetfrequentie bepaald, in principe, het bereik van frequenties van de ene kant van het FOV naar de andere kant.



$$FOV = \frac{\text{Meet Bandbreedte}}{\text{Gradiënt}_{RO} \text{ Sterkte}}$$

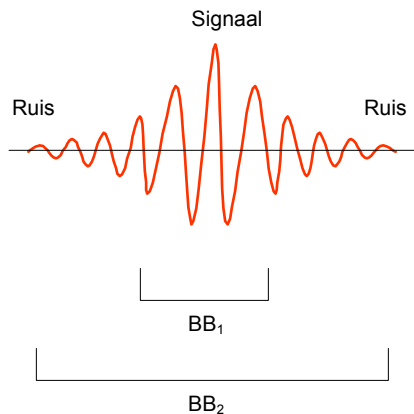
Figuur 81 toont een voorbeeld van een plaatje waar een 28 kHz ontvanger bandbreedte en een 1.0 kHz/cm uitlees gradiënt werd gebruikt om een FOV van 28 cm te krijgen.

Een kleinere bandbreedte betekend een langzame meetfrequentie: het duurt langer om hetzelfde aantal data punten op te nemen. Dus om een kleiner FOV te krijgen kun je ofwel de bandbreedte verkleinen, ofwel G_{RO} sterker maken (of een combinatie van beiden).

Figuur 81

Besef wel dat een kleinere bandbreedte de echotijd (TE) langer maakt met meer T2 verval en dus meer T2 weging.

Figuur 81-2 toont de verschillen in SNR, TE en 'Chemical Shift' in relatie met een grote en kleine bandbreedte (BW).



$$SNR_{BB1} > SNR_{BB2}$$

$$TE_{BB1} > TE_{BB2}$$

$$\text{Chem. Shift}_{BW1} > \text{Chem. Shift}_{BB2}$$

$$BB/2 = SNR + 40\%$$

Figuur 81-2

Praktische Fysica III

Beeldartefacten

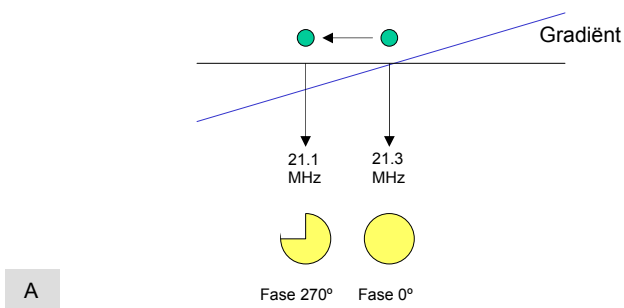
Je kunt sentimenteel doen over de kwaliteit van MRI beelden, of je kunt waanzinnig enthousiast zijn over het uitstekend contrast oplossend vermogen, feit is dat MRI plaatjes barstensvol artefacten zitten. Het is belangrijk deze artefacten te herkennen en te begrijpen hoe ze ontstaan.

In het volgend hoofdstuk bespreek ik de volgende artefacten:

- Bewegingsartefacten
- Para-Magnetische artefacten
- Faseomvouwingsartefacten
- Frequentieartefacten
- Susceptibiliteitsartefacten
- "Clipping" artefact
- "Chemical Shift" artefact
- "Spike" artefact
- "Zebra" artefact

Onthoudt dit: "Als je de artefacten kent kun je het MRI beeld lezen"

Beweging Artefact



Bewegingsartefacten worden veroorzaakt door misregistratie van de protonen.

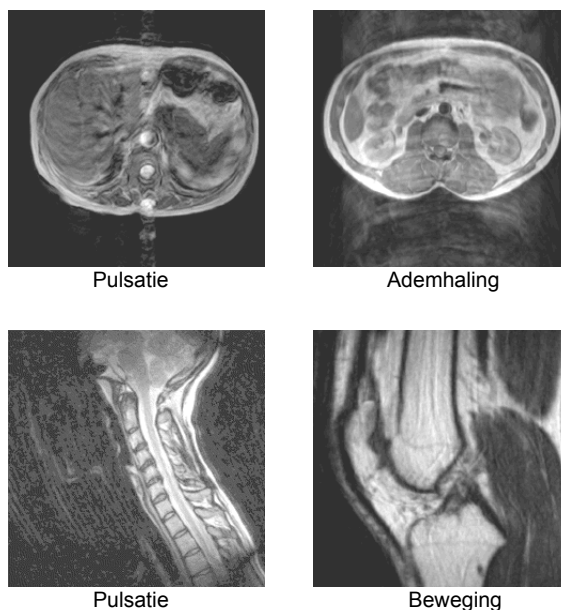
In het tijdsverschil tussen de excitatie en het meten van het signaal kunnen protonen zich verplaatsen door een gradiëntveld, bijv. door ademhaling, pulsatie of beweging en op die manier een extra faseverschil krijgen.

Figuur 82A toont een spin met een frequentie van 21.3 MHz en 0° fase die zich beweegt van rechts naar links gedurende de fase coderingsgradiënt. Tijdens deze beweging verandert de frequentie van de spin en daarom ook zijn fase ten opzichte van zijn oorspronkelijke positie. Tijdens de reconstructie wordt het signaal op de verkeerde positie in het beeld geplaatst.

Er zijn technieken zoals 'flow compensatie' of 'hart triggering' om bewegingsartefacten te minimaliseren of te voorkomen.

Bewegingsartefacten worden weergegeven in de fasecodering richting.

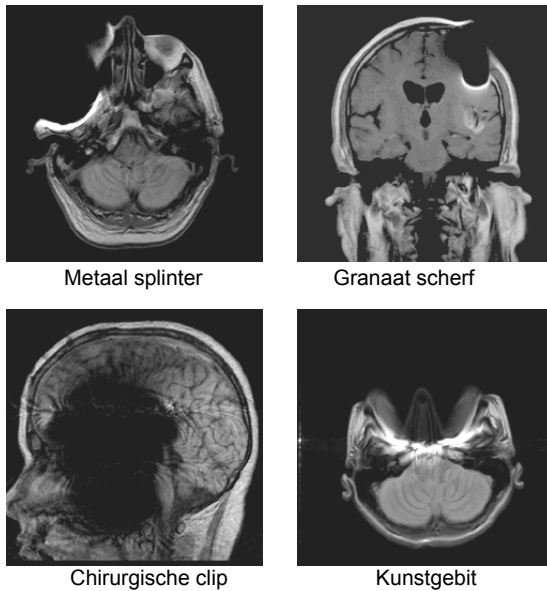
Figuur 82B toont een paar voorbeelden van bewegingsartefacten.



Figuur 82

Paramagnetisch Artefact

Paramagnetische artefacten worden veroorzaakt door metaal (~ ijzer). Metaal vervormt het magneetveld waardoor de resonantie frequentie buiten het bereik komt dat gebruikt wordt in MRI. De protonen reageren niet op de RF excitatie puls en worden daardoor niet afgebeeld. *Figuur 83* laat een paar voorbeelden zien.



Niet alle metalen veroorzaken zulke grote artefacten. Het hangt af van de hoeveelheid ijzer in het metaal. Kleine hoeveelheden ijzer, zoals een splinter of een chirurgische clip, kunnen rampzalig zijn voor een beeld.

Waarschuwing! Waarschuwing!

Ik kan niet vaak genoeg het belang benadrukken om een patiënt te controleren op metaaldelen **voor** het MRI onderzoek. Metaal kan behalve het plaatje ook de patiënt ruïneren.

Als er ook maar enige twijfel bestaat of een metaaldeel MRI compatibel is, mag je NIET scannen. De patiënt mag zelfs niet in de buurt van de magneet komen. (metaal kan dodelijk zijn en dat is geen grap).

Figuur 83

minder ernstige artefacten dan ijzer. Patiënten met een titanium heup- of knieprothese kunnen zonder problemen in een MRI scanner. (**Frank Shellock** heeft een uitstekend boekje geschreven over implantaten welke wel en niet in een magneet kunnen. Zie: Aanbevolen boeken)

Aluminium en titanium produceren veel

Fase Omvouwingsartefact

Fase omvouwingsartefacten (Engels=Phase Wrap of Aliasing) worden veroorzaakt door misregistratie van de fase.

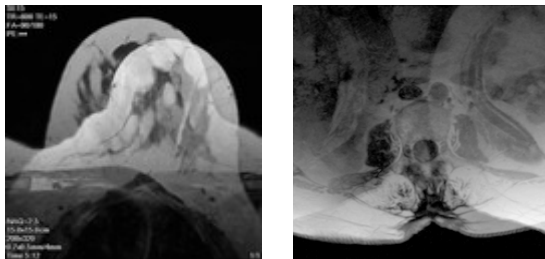


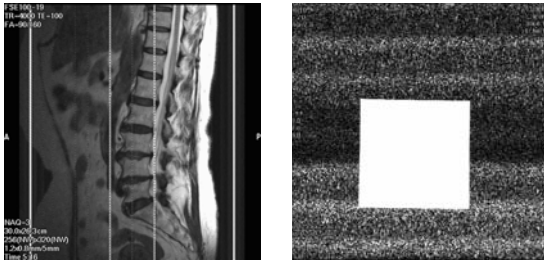
Figure 84

Fase omvouwing krijg je wanneer het FOV kleiner is dan het te scannen object. Het gedeelte buiten het FOV wordt omgevouwen in het beeld. Met de 'No Wrap' of 'Dubbele Matrix' optie kan het artefact voorkomen worden. Dat kost scantijd.

Het linker plaatje in *Figuur 84* laat zien hoe de linker borst is ingevouwen in het beeld. Het was de bedoeling om de rechter borst te scannen met een klein FOV. Het rechter plaatje toont een axiale lumbale wervel. In beide gevallen vergat men de 'No-Wrap' optie te gebruiken.

Frequentie Artefact

Frequentieartefacten worden veroorzaakt door 'vuile' frequenties.



Figuur 85

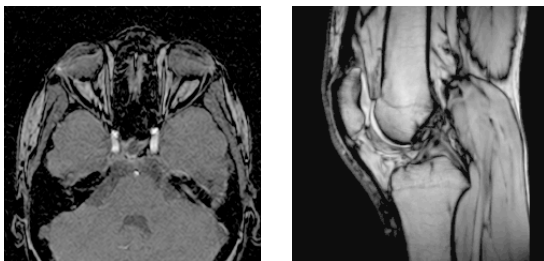
Kapotte elektronica, zenders van buiten, een lek in de RF kooi, niet afgeschermd apparaten in de scannerruimte, metaal in de patiënt, of als de deur van de scannerruimte open staat, kunnen de oorzaak zijn van 'vuile' frequenties.

Meestal moet er een technicus aan te pas komen om dit soort artefacten te verhelpen, alhoewel de deur naar de scannerruimte ook door niet gekwalificeerd personeel gesloten mag worden ☺.

Frequentieartefacten worden weergegeven in richting van de frequentie codering.

Susceptibiliteit Artefact

Susceptibiliteit is het vermogen van substanties om gemagnetiseerd te worden, bijvoorbeeld het ijzer in het bloed. Susceptibiliteitsartefacten worden veroorzaakt door lokale magneetveld inhomogeniteiten.

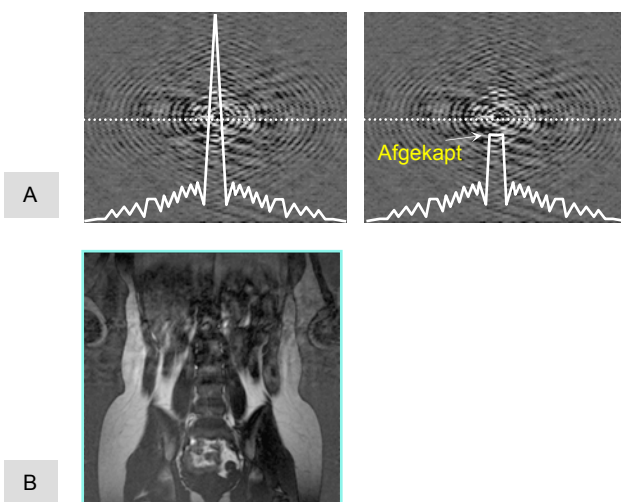


Figuur 86

De verbindingseigenschappen van waterstofprotonen in vet en spieren veroorzaken lokale magneetveld inhomogeniteiten op de grensvlakken van de weefsels. De resonantiefrequentie op de grensvlakken is daardoor veranderd en de betrokken protonen worden niet afgebeeld. Dit kan men zien door een zwarte lijn rond de weefsels, alsof ze met een potlood getekend zijn (Figuur 86).

'Clipping' Artefact

Het ontvangen signaal kan 'afgekapt' (Engels=clipped) worden als de signaalversterking te hoog wordt gezet tijdens de 'pre-scan'.



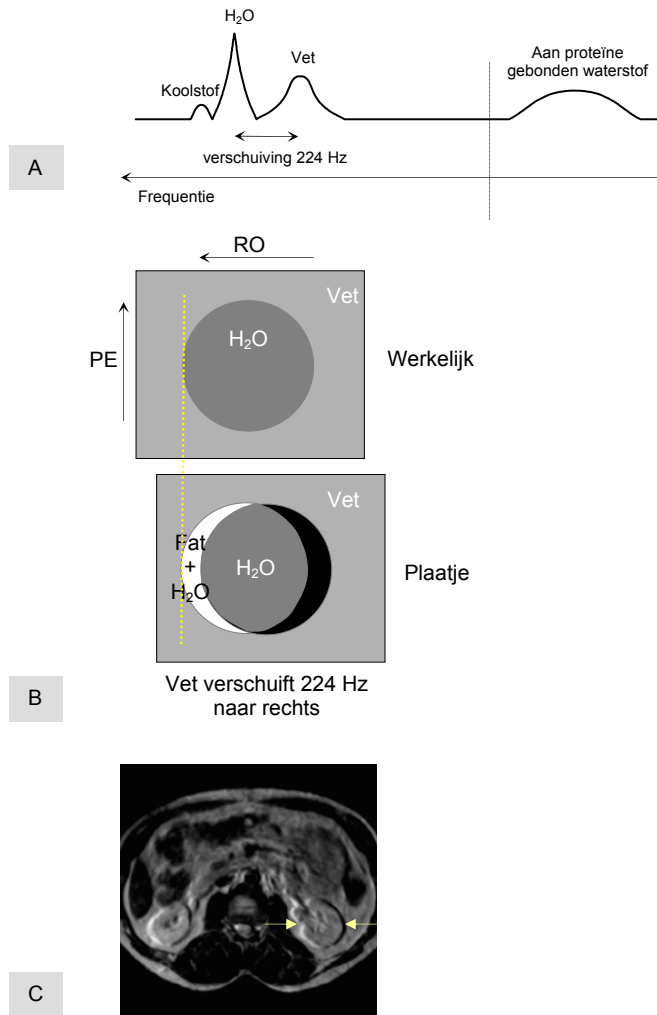
Het maximum van het ontvangen signaal is hoger dan de waarde voor de signaalversterking (Figuur 87A links). Het overschot aan signaal wordt afgekapt, (Figuur 87A rechts) omgekeerd en weergegeven in een andere grijsint (Figuur 87B).

Staat ook bekend als 'overflow'.

Figuur 87

'Chemical Shift' Artefact

Chemical shift artefacten worden veroorzaakt door het verschil in resonantie frequentie van waterstofprotonen in vet en water.



Figuur 88A toont een frequentie spectrum van een weefselmonster. Bij 1.5 Tesla is de resonantiefrequentie van vet 224 Hz lager dan water (74 Hz bij 0.5 Tesla, 52 Hz bij 0.35 Tesla).

Figuur 88B boven toont een voxel met zowel vet als water, zoals dat te vinden is op het grensgebied van nieren en het omliggend vetweefsel. De Fourier Transformatie verschuift het signaal van vet een paar pixels in het beeld, simpelweg omdat het 'denkt' dat het daar hoort (*Figuur 88B beneden*).

Chemical shift zie je in de frequentie coderingsrichting.

Figuur 88C toont een voorbeeld van chemical shift. Je kunt duidelijk een witte en zwarte rand rond de nieren zien. Vet is naar rechts verschoven, wat betekent dat de frequentie codering van links naar rechts en de fasecodering dus in de anterior-posterior richting liep.

Figuur 88

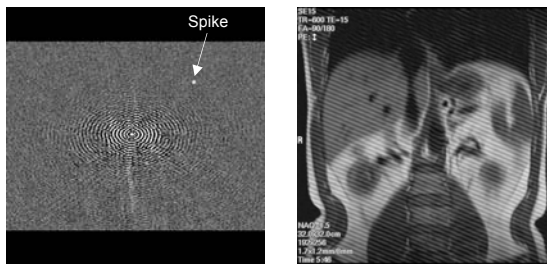
De chemical shift is gerelateerd aan de ontvangstbandbreedte en het FOV. De ontvangstbandbreedte is gedefinieerd als $1 / \text{de tijd om één punt te meten}$. Dat vertegenwoordigt het totale frequentiebereik van de ene kant van het FOV naar de andere kant. Als we aannemen dat een bandbreedte van 28 KHz (± 14 KHz) gebruikt is in *Figuur 88C* en een MX_{RO} van 256 dan is het frequentiebereik per pixel $28000 \div 256 = 109.375$ Hz. De chemical shift bij 1.5 Tesla is 224 Hz. Vet is $224 \div 109.375 = 2$ pixels verschoven.

Makkelijk hè? (Ik beschouw dit als MRI fysica voor gevorderden, maar ik dacht dat je het wel leuk zou vinden om te weten 😊)

Meer over Chemical Shift kun je vinden in de boeken van **Westbrook** en **NessAiver** (zie § Aanbevolen boeken).

'Spike' Artefact

Een 'spike' artefact wordt veroorzaakt door één slecht meetpunt in k -ruimte.



Figuur 89

Figuur 89 links toont één meetpunt in k -ruimte dat verkeerd is.

Het resulterende plaatje (Figuur 89 rechts) toont diagonale lijnen door het hele beeld.

Je kunt hier niet veel aan doen, behalve de scan nog maar eens te herhalen.

"Zebra" Artefact

Het "Zebra" artefact kan optreden als de patiënt de spoel raakt of als gevolg van faseomvouwning.



Figure 90

Om dit probleem te voorkomen moet je er voor zorgen dat de patiënt de spoel niet raakt, of een No-Wrap optie gebruiken.

Een laatste woord over artefacten.

Er zijn nog veel meer artefacten die je kunt tegenkomen op een MRI plaatje. De artefacten die ik hier besproken heb zijn kun je regelmatig waarnemen.

Op de Internet webpagina <http://www1.stpaulshosp.bc.ca/stpaulsstuff/MRartifacts.html> kun je nog meer artefacten vinden.

Een waarschuwing: verwar een artefact niet met pathologie. Het is voorgekomen dat een bewegingsartefact veroorzaakt door een bloedvat aangezien werd voor een tumor. Als er ook maar enige twijfel bestaat doe je er goed aan om de scan te herhalen, ofwel met een andere techniek, dan wel met andere parameters.

Een Laatste Opmerking

Je zult wel hoofdpijn hebben zo langzamerhand en ik neem je het niet kwalijk ☺.

Er is echter nog één ding dat ik wil benadrukken: **Een synoniem voor MRI is COMPROMIS.** Het kan niet vaak genoeg gezegd worden, dus zeg ik het nog eens: Een synoniem voor MRI is COMPROMIS.

Dat is, denk ik, wel het meest belangrijke van dit verhaal wat je moet onthouden.

MRI is als een koorddans voor Signaal/Ruis. Als je een parameter verandert, dan moet je ook een andere parameter veranderen om het signaal verlies tegen te gaan, als je tenminste de SNR hetzelfde wilt houden. Veel systemen bieden een soort "SNR Indicator". Wanneer je een parameter verandert, toont het hoe veel signaal je wint of verliest. Het is een prachtig hulpmiddel omdat het soms niet duidelijk is hoeveel invloed een parameter verandering heeft. Als je systeem niet zo'n hulpmiddel heeft, wees dan erg voorzichtig met het veranderen van parameters.

Het kan echter heel verhelderend zijn om eens wat verschillende parameters te proberen: MRI is immers niet gevaarlijk voor de patiënt dus een extra scan kan geen kwaad. Kost alleen wat tijd.



Ik hoop dat het lezen van dit verhaal je geholpen heeft om de complexe materie van MRI fysica wat beter te begrijpen. Ik heb alleen wat aan het buitenste laagje geknabbeld en je bent bij lange na niet in staat om je eigen MRI scanner te maken, maar je weet in elk geval wat de afkorting MRI betekent ☺. Ik weet dat het niet gemakkelijk is om het totaalbeeld te krijgen na het lezen van dit verhaal. Maak je geen zorgen. Lees het verhaal nog eens. Dan pak je een boek van de referentielijst en probeer je het weer. Er komt een dag dat het muntje valt en je overspoelt wordt door een gelukkig gevoel en je realiseert je dat MRI nog beter is dan gesneden brood.

Deze bladzijden zijn het resultaat van vele jaren lesgeven aan laboranten en technici die pas met MRI begonnen. Het is bij lange na niet compleet, maar ik hoop dat het je stimuleert om de wonderlijke wereld van MRI wat meer te verkennen. Neem echter de tijd. Ga niet verder voordat je de basisprincipes goed begrijpt. Het is erg gemakkelijk om in het oerwoud van onderwerpen te verdwalen.

Dit is een goed moment om iedereen te bedanken voor hun aanmoediging en support om het allemaal op papier te krijgen; Aida Ferreira, één van mijn eerste studenten, die mij gevraagd heeft het te doen; iedereen die heeft geholpen met proeflezen en bovenal mijn vrouw, Deirdre, die het vele uren zonder mij moest stellen.

Bedankt allemaal.

Veel plezier, ☺

Evert Blink

Appendix

Weefsel Relaxatie Tijden

Tabel 4 toont T1 en T2 relaxatie tijden voor verschillende weefsels (normaal en pathologisch) bij verschillende magneetveldsterkten.

Tabel 4: Weefsel relaxatie tijden

| | T1 (ms) 0.25 T | T1 (ms) 0.5 T | T1 (ms) 1 T | T1 (ms) 1.5 T | SD (%) | T2 (ms) | SD (%) |
|-------------------|-------------------|------------------|----------------|------------------|--------|---------|--------|
| HERSEKENEN | | | | | | | |
| Grijze stof | 530 | 657 | 813 | 921 | 17 | 101 | 13 |
| Witte stof | 422 | 537 | 683 | 787 | 17 | 92 | 22 |
| Tumoren | 667 | 802 | 963 | 1073 | 36 | 121 | 63 |
| Meningioom | 586 | 714 | 871 | 979 | 18 | 103 | 31 |
| Glioom | 845 | 887 | 931 | 959 | 35 | 111 | 33 |
| Oedeem | 667 | 806 | 973 | 1090 | 23 | 113 | 73 |
| BOTTEN | | | | | | | |
| Normale merg | 607 | 648 | 695 | 732 | 78 | 106 | 60 |
| Osteosarcoom | 740 | 811 | 888 | 973 | 28 | 85 | 30 |
| MAMMA | | | | | | | |
| Fibreus weefsel | 409 | 547 | 732 | 868 | 18 | 49 | 16 |
| Vet weefsel | 190 | 214 | 241 | 259 | 28 | 84 | 36 |
| Tumoren | 483 | 634 | 832 | 976 | 28 | 80 | 35 |
| Carcinoom | 451 | 595 | 785 | 923 | 25 | 94 | 48 |
| Adenocarcinoom | 490 | 686 | 959 | 1167 | 10 | 81 | 12 |
| Fibroadenoom | 508 | 715 | 989 | 1195 | 29 | 60 | 11 |
| NIEREN | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 417 | 496 | 589 | 652 | 27 | 58 | 24 |
| Tumoren | 733 | 796 | 864 | 907 | 37 | 83 | 42 |
| LEVER | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 250 | 325 | 423 | 493 | 22 | 43 | 14 |
| Tumoren | 713 | 782 | 857 | 905 | 26 | 84 | 31 |
| Hepatoom | 621 | 769 | 951 | 1077 | 16 | 84 | 26 |
| Chirrose | 328 | 367 | 410 | 438 | 21 | 45 | |
| LONG | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 488 | 599 | 735 | 829 | 19 | 79 | 29 |
| Tumoren | 407 | 535 | 703 | 826 | 51 | 68 | 45 |
| SPIEREN | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 409 | 547 | 732 | 868 | 18 | 47 | 13 |
| Tumoren | 597 | 752 | 946 | 1083 | 32 | 87 | 40 |
| Carcinoom | 608 | 750 | 925 | 1046 | 16 | 82 | 73 |
| Fibrosarcoom | 831 | 896 | 967 | 1011 | 15 | 65 | 14 |
| Rhabdomyosarcoom | 664 | 827 | 1031 | 1173 | 27 | | |
| Oedeem | 652 | 897 | 1235 | 1488 | 26 | 67 | 26 |
| PANCREAS | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 302 | 371 | 455 | 513 | 25 | | |
| Tumoren | 718 | 942 | 1235 | 1448 | 15 | | |
| MILT | | | | | | | |
| Normaal weefsel | 431 | 543 | 683 | 782 | 19 | 62 | 27 |
| Tumoren | | | | | | 69 | 1 |

Acroniemen

| | | | |
|------------|---|---------|------------|
| 3D MP RAGE | 3D Magnetization Prepared RAGE | Siemens | MR FE |
| AAS | Auto Active Shimming | Toshiba | MR special |
| ACE | Accelerated Contrast Enhancement (Keyhole Imaging) | | MR |
| ACR | American College of Radiology | | General |
| ACS | Advanced Clinical System | Philips | MR |
| ADC | Analog-to-Digital Converter | | General |
| AFP | Adiabatic Fast Passage | | MR |
| AIE | ACCESS Integrated Electronics | Toshiba | MR |
| AIP | Advanced Image Processing (ACCESS LPT) | Toshiba | MR |
| BEC | Both Echo CFAST | Toshiba | MR Special |
| BEST | Blood vessel Enhancement by Selective Suppression Technique | Toshiba | MRA |
| BFAST | Blood Flow Artifact Suppression Technique | Toshiba | MR Special |
| CCU | Coronary Care Unit (in Hospital) | | General |
| CE-FAST | Contrast Enhanced FAST | Picker | MR FE |
| CFAST | CSF Flow Artifact Suppression Technique | Toshiba | MR FE |
| ChemSat | Chemical Saturation | GE | MR Special |
| CHES | CHEMical Specific Saturation | GE/Sie | MR Special |
| CIDNP | Chemically Induced Dynamic Nuclear Polarization | | MR |
| CMSMP | Cycled Multi Slice Multi Phase SE Acquisition | Philips | MR |
| CNR | Contrast to Noise Ratio | | General |
| CNR | Contrast-to-Noise Ratio | | General |
| COPE | Centrally Ordered Phase Encoding | Picker | MR Special |
| COSY | Correlation Spectroscopy | | MRS |
| CP-COIL | Circular Polarized coil (similar to QD-coil) | | General |
| CPMG | Carr-Purcell-Meiboom-Gill sequence | | MR SE |
| CSA | Chemical Shift Anisotropy | | MRS |
| CSF | CerebroSpinal Fluid | | General |
| CSFSE | Contiguous Slice FSE | UCLA/GE | MR SE |
| CSI | Chemical Shifly Imaging | ACR | MRS |
| CSMEMP | Contiguous Slice MEMP | GE | MR SE |
| CSPAMM | Complementary-SPAMM | Philips | MR |
| CYCLOPS | CYCLically Ordered Phase Sequence | | MR |
| DAC | Digital-to-Analog Converter | | General |
| DANTE | Special pulse???? | | MRS |
| DAVE | Dual Acqisition with Variable Echotimes | Philips | MR SE |
| DE FGR | Driven Equilibrium FGR | GE | MR FE |
| DEFAISE | Dual Echo Fast Acquisition Interleaved SE | UCLA | MR SE |
| DIET | Dual Interval Echo Train | Toshiba | MR Special |
| DMIA | Dig. Modality Interface Adaptor (MERGE-box) | Philips | DI |
| E-SHORT | SS-GRE with SE sampling (non-spoiled) | Elscint | MR FE |
| ECG | Electro-CardioGram | | General |
| EIS | External Interference Shield | Siemens | MR |
| EPI | Echo Planar Imaging | | MR |
| ESDI | Extended Small Device Interface | | General |
| ESMD | Enhanced Storage Module Device | | General |
| F-SHORT | FID based SHORT | Elscint | MR FE |
| FACE | FID Acquired Echo | | MR FE |
| FAISE | Fast Acquisition Interleaved SE | Harvard | MR SE |
| FAME | Fast Acquisition Multiple Excitation | ? | MR |
| FASE | Fast Advanced SE | Toshiba | MR Special |
| FASE | FAst SE | Yale | MR SE |
| FAST | Fourier Acquired Steady-state Technique | Picker | MR FE |
| FATSAT | FAST SATuration | GE | MR Special |
| FDDI | Fiber Distributed Data Interface | | DI |
| FE | Field Echo | Pic/Tos | MR FE |

| | | | |
|-----------|---|---------|------------|
| FEDIF | Field Echo with echo time set for water/fat signals in opposition | Picker | MR FE |
| FEER | fast Field Echo with Even echo Rephasing | | MR FE |
| FESUM | Field Echo with echo time set for water/fat signals in phase | Picker | MR FE |
| FFE | Fast Field Echo (Gradient Echo sequence) | Philips | MR FE |
| FFT | Fast Fourier Transform | | General |
| FGR | Fast GRass | GE | MR FE |
| FID | Free Induction Decay | ACR | MR |
| FIS | Free Induction Signal | | MR |
| FISP | Fast Imaging with Steady Precession | Siemens | MR FE |
| FLAG | Flow Adjustable Gradient sequence | GE | MR Special |
| FLAIR | Fluid Attenuated IR | | MR |
| FLAK | FLow Artifact Killer | | MR Special |
| FLARE | FLip ? Acquisition with Relaxation Enhancement | Hennig | MR SE |
| FLASH | Fast Low Angle SHot | Siemens | MR FE |
| FLOWCOMP | FLOW COMPensation | GE | MR Special |
| FOI | Field of Interest | | General |
| FOV | Field of View | | General |
| FREEZE | respiratory selection of phase-encoding steps | Elscent | MR Special |
| FRODO | Flow and Respiratory artifact Obliteration with Dir | | MR Special |
| FSE | Fast Spin Echo | GE | MR SE |
| FSPGR | Fast SPGR | GE | MR FE |
| GE | Gradient Echo | ACR | MR FE |
| GFE | Gradient Field Echo | Hitachi | MR FE |
| GFEC | Gradient Field Echo with Contrast | Hitachi | MR FE |
| GMN | Gradient Moment Nulling | | MR Special |
| GMR | Gradient Moment/Motion Reduction/Rephasing | Siemens | MR Special |
| GRASE | GRAdient and Spin Echo | Harvard | MR SE |
| GRASS | Gradient Recalled Acquisition in Steady State | GE | MR FE |
| GRE | Gradient Recalled Echo | GE/Sie | MR FE |
| GREC | GRAdient Echo with Contrast | Hitachi | MR FE |
| GRECO | Gradient Recalled EChO | Resonex | MR FE |
| HASE | High Angle Spin Echo (see MSE) | GE | MR SE |
| HASTE | Half Fourier Single shot Turbo spin Echo | Siemens | MR Special |
| HEAT | Hadamard Encoded Acquisition Technique | Elscent | MR |
| HEPI | Hybrid Echo Planar Imaging | Toshiba | MR Special |
| ICU | Intensive Care Unit (in Hospital) | | General |
| ICV | Intra-Cranial Vessel | | General |
| IIP | Interactive Image Processor | Toshiba | MR |
| ILOPS | Image Localized Phosphorus Spectroscopy (MRSI) | | MRS |
| ILS | Image Localized Spectroscopy | | MRS |
| IR | Inversion Recovery | | MR |
| IRFGR | IR Fast GRass | GE | MR FE |
| IRTSE | IR voor TSE | Philips | MR SE |
| ISCE | Inclined Slab for Contrast Enhancement | Toshiba | MRA |
| ISDN | Integrated Services Digital Network | PTT | DI |
| ISIS | Image Selective In-vivo Spectroscopy | Philips | MRS |
| ISO | International Standardization Office | | General |
| JIPS | Joint Image Processing System (Gyroview) | Philips | DI |
| LASE | Low Angle SE (see MSE) | | MR SE |
| LPT | Laminated Polar Tip (ACCESS LPT) or Low field Permanent magnet Technology | Toshiba | MR |
| MAST | Motion Artifact Suppression Technique | Picker | MR Special |
| MBW | Matched BandWidth technique | Toshiba | MR |
| MEG | Magneto-Encephalo-Graphy (SQUID) | | General |
| MEM-MO-RE | Multi Echo Multi MOMent REfocussing | | MR Special |
| MEMP | Multi Echo Multi Planar | GE | MR SE |
| MIP | Maximum Intensity Projection | ACR | MRA |
| MOD | Magneto-Optical Disc (erasable) | | General |

| | | | |
|----------|---|---------|------------|
| MOTSA | Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition | GE | MR |
| MPGR | Multi Planar Gradient Recalled | GE | MR FE |
| MPRAGE | Multi Planar RAGE | | MR FE |
| MR | Magnetic Resonance | | MR |
| MRA | MR Angiography | | MR |
| MRI | MR Imaging | ACR | MR |
| MRM | MR Mammography | | MR |
| MRS | MR Spectroscopy | | MRS |
| MRSI | MR Spectroscopy Imaging | | MRS |
| MRV | MR Video loop (=movie display) | Siemens | MR |
| MSE | Modified Spin Echo | Philips | MR SE |
| MSMP | Multi Slice Multi Phase | | MR |
| MSOFT | Multi Slice Off-resonance Fat Suppression Technique | Toshiba | MR Special |
| MSS | Multi Single Slice Technique | | MR |
| MTC | Magnetization Transfer Contrast | ACR | MR |
| MTMRI | Motion Triggered MRI | Kiel | MR |
| MTS | Magnetization Transfer Suppression | | General |
| NAQ | Number of Acquisitions | Toshiba | MR |
| NEMA | National Electronic Manufacturers Association | | General |
| NEX | Number of EXcitations = NSA | GE | MR |
| NMR | Nuclear Magnetic Resonance | | General |
| NOE | Nuclear Overhauser Effect | ACR | MRS |
| NSA | Number of Signals Averaged | ACR | MR |
| OD | Optical Disk (non-erasable) | | General |
| OSI | Open Systems Interconnection (ISO) | | DI |
| PACS | Picture Archiving and Communication System | | DI |
| PASTA | Polarity Altered Spectral and Spatial Selective Acquisition Technique | Toshiba | MR Special |
| PCA | Phase Contrast Angiography | | MRA |
| PCR | Philips Computed Radiology | Philips | DI |
| PD | Proton Density | | General |
| PEAR | Phase Encoded Artifact Reduction technique | Philips | MR Special |
| PFI | Partial Flip Imaging | Toshiba | MR FE |
| PIETIR | Prolonged Inversion Echo Time IR | Picker | MR |
| POMP | Phase Offset Multi Planar | GE | MR |
| PPM | Parts Per Million | | General |
| PREP | Partial Rf Echo Planar | GE | MR FE |
| PRESS | Point Resolved Spectroscopy | | MRS |
| PRIME | Proton Regional Imaging of MEtabolites technique | Philips | MRS |
| PRIME | PRe Inversion Multi Echo | Picker | MR |
| PSIF | mirrored FISP | | MR FE |
| PURE | Precise and Ultimate Radiowave Electronics (RF) | | General |
| QD-COIL | Quadrature Detection coil (similar to CP-COIL) | | General |
| QUEST | QUick Echo Split imaging Technique | Siemens | MR FE |
| RACE | Real-time ACquisition and Evaluation | Siemens | MRA |
| RAGE | RApid Gradient Echo | | MR FE |
| RAMFAST | Reduced Acquisition Matrix FAST techniques | Picker | MR FE |
| RARE | Rapid Acquisition Relaxation Enhanced SE | Hennig | MR SE |
| RASE | Rapid Acquisition SE | Philips | MR SE |
| RAVE | Reconstruction Algorithm for Voxel Enhancement | Toshiba | MR Special |
| RCOMPL/H | Resp compensated l/h sort (=PEAR) | GE | MR Special |
| RESCOMP | RESpiratory COMPensation | GE | MR Special |
| REST | REgional Saturation Technique | Philips | MR Special |
| RF-FAST | RF-spoiled FAST | Picker | MR FE |
| RFOV | Rectangular FOV | | General |
| RICE | Refocusing Irregular pulse for Contrast Enhancement | Toshiba | MR Special |
| RISC | Reduced Instruction-Set Computer | | General |
| RISE | Rapid Inversion SE | Picker | MR SE |

| | | | |
|-----------|--|----------|------------|
| ROAST | Resonant Offset Averaging in Steady State | Siemens | MR FE |
| ROC | Receiver Operation Characteristics (im. Quality) | | General |
| RODEO | Rotating Delivery of Excitation Off-resonance | | MRA |
| ROPE | Respiratory Ordering of Phase Encoding | Picker | MR Special |
| RS | Rapid Scan | Hitachi | MR |
| RSPE | Respiratory-Sorted Phase Encoding | | MR Special |
| SAR | Specific Absorption Rate | ACR | MR |
| SASI | Suggart Assembly System Interface | | DI |
| SAT | SATuration | GE | MR Special |
| SCSI | Small Computer System Interface | | DI |
| SE | Spin Echo sequence | ACR | MR SE |
| SECSY | SE-Correlated Spectroscopy | | MRS |
| SETSE | Shifted Echo TSE | Philips | MR SE |
| SFP | Steady state Free Precession | ACR | MR FE |
| SGI | Silicon Graphics Incorporated | | General |
| SHORT | SHORT repetition techniques | Elscent | MR FE |
| SIMP | Scaled Integration of Maximum Pixel | | MRA |
| SIST | Summed Imaging after Soft Thresholding | | MRA |
| SMART | Sampled Motion Artifact Reduction Technique | Philips | MR Special |
| SMASH | Short Minimum Angle SHot | Shimadzu | MR FE |
| SNR | Signal to Noise Ratio | | General |
| SORS | Slice Selective Off Resonance Sync Pulse | Toshiba | MRA |
| SPAMM | SPAtial Modulation of Magnetization (tagging) | | MR |
| SPARS | SPAtially Resolved Spectroscopy | Philips | MRS |
| SPGR | Spoiled GRass | GE | MR FE |
| SPIR | Spectral Presaturation with Inversion Recovery | Philips | MR Special |
| SR | Saturation Recovery sequence | | MR |
| SSFP | Steady State Free Precession | Siemens | MR FE |
| SSMP | Single Slice Multi Phase | | MR |
| STAGE:T1W | Small Tip Angle Gradient Echo: T1W | Shimadzu | MR FE |
| STEAM | STimulated Echo Acquisition Mode | Siemens | MRS |
| STERF | Steady-state TEchnique with Refocussed FID | GE/Shim | MR FE |
| STIR | Short TI IR | Philips | MR Special |
| T1 | Longitudinal Relaxation time (spin-lattice) | | MR |
| T1-FFE | (F)FE with enhanced T1 contrast | Philips | MR FE |
| T1-TFE | TFE with enhanced T1 contrast | Philips | MR FE |
| T2 | Transverse Relaxation time (spin-spin) | | MR |
| T2-FFE | FFE with enhanced T2 contrast | Shimadzu | MR FE |
| T2-TFE | TFE with enhanced T2 contrast | Philips | MR |
| TE | Echo Time | | MR |
| TFE | Turbo Field Echo | Philips | MR FE |
| TFL | Turbo Flash | Siemens | MR FE |
| TGSE | Turbo Gradient and Spin Echo (=GRASE) | Siemens | MR SE |
| TI | Inversion Time | | MR |
| TOF | Time Of Flight | | MRA |
| TONE | Tilted Optimized Non-saturated Excitation | Siemens | MRA |
| TR | Repetition Time | | MR |
| TRAP | Traced Ray Array Processing | GE | MRA |
| TSE | Turbo SE | Phi/Sie | MR SE |
| UFGRASS | Ultra Fast GRASS (TFE) | GE | MR FE |
| UFGRE | Ultra Fast GRE | GE | MR FE |
| UPS | Uninterruptable Power Supply | | General |
| VE | Variable Echo | GE | MR |
| VEMP | Variable Echo Multi Planar | GE | MR |
| WCHASE | Water Chemical Selective Excitation | Toshiba | MR Special |
| WPAST | WraP-Around Suppression Technique | | MR |

Aanbevolen Boeken

Fysica

| TITEL | SCRIVVER | UITGEVER | ISBN |
|--|-----------------------|-----------------|---------------|
| * MRI made easy (...well almost) | H.H. Schild | Shering | 3-921817-2 |
| Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles | S.C. Bushong | Mosby | 0-8016-1820-7 |
| * MRI in practice | C. Westbrook/C. Kaut | Blackwell | 0-632-03587-0 |
| * All, you really need to know, about MRI physics | M. NessAiver | Simply Physics | 0-9660982-0-X |
| Fast Scan Magnetic Resonance Principles and Applications | F.W. Wehrli | Raven Press | 0-88167-746-9 |
| * Questions and Answers in MRI | A.D. Elster | Mosby | 0-8016-7767-X |
| Magnetic Resonance Imaging Volume 1 | D. Stark / W. Bradley | Mosby | 0-8016-4930-7 |
| Pocket Guide to MR procedures And metallic implants. | F. Shellock | Lipincott-Raven | 0-397-51751-3 |

Klinisch

| TITEL | SCHRIJVER | UITGEVER | ISBN |
|--|-----------------------|-----------|---------------|
| Handbook of MRI technique | C. Westbrook | Blackwell | 0-632-03884-5 |
| Magnetic Resonance in Medicine | P.A. Rinck | Blackwell | 0-632-03781-4 |
| The MRI manual | R.B. Lufkin | Mosby | 0-8151-5593-X |
| Magnetic Resonance Imaging Volume 2 | D. Stark / W. Bradley | Mosby | 0-8016-4930-7 |

MRI Op Het Internet

Er zijn talloze websites over MRI. Die hier genoemd worden bevatten links naar andere sites. Je kunt de rest van je leven doorbrengen met ze te lezen, als je dat zou willen ☺.

Fysica

| INTERNET SITE | ADRES |
|-----------------------------------|---|
| Joseph P. Hornak, Ph.D. | http://ww.cis.rit.edu/htbooks/mri |
| The Adelaide MRI Website (portal) | http://ww.users.on.net/vision/ |
| MRI Safety | http://ww.mrisafety.com |

* *Een absolute aanrader.*

Index

1

180 refasering puls. *Zie Spin Echo Sequence*
180°, 14

9

90°, 15

A

Acquisitie, 14, 18
Acroniemen, 66
Advanced Fourier Imaging. *Zie Half Fourier Imaging*
Analog-Digital Converter, 57
Anti-parallel, 12
Atomen, 10
Avogadro, 13

B

B₀, 12, 18, 22
Bandbreedte, 27
Bandbreedte (BW), 57
Basale Ganglia, 44
bedrijfsfrequentie, 14
Beeld Contrast, 38
Beeldartefacten, 59
Beweging Artefact, 59

C

Centre frequentie. *Zie Bedrijfsfrequentie*
Chemical Shift Artefact, 62
Circulair-Gepolariseerde spoelen, 9
Clipping Artefact, 61
contrast oplossend vermogen, 6
Contrastmiddel, 6

D

Double donut, 8
Dubbel-Echo Spin Echo sequentie, 37

E

Echo, 33
Echo Tijd, 35
Echo Tijd (TE), 48
Equilibrium, 15
ETL, 41
Evert Blink. *Zie Schrijver*
Excitatie, 14

F

Faraday, 9, 19
Fase, 16
FASE. *Zie Fast Advanced Spin Echo*
Fase Codering, 25
Fase Codering (PE), 56, 57
Fase Coderingsgradiënt, 24
Fase Coderingsgradiënt (G_{PE}), 35
Fase coherentie, 16
Fase Omvouwing Artefact, 60
Faseomvouwing, 56
Fast Advanced Spin Echo, 42
FastFLAIR, 46
Fast-Spin Echo Sequentie. *Zie Turbo Spin Echo*
Felix Bloch, 5
Field Of View (FOV), 53
FLAIR, 45
Flip Angle, 35
Flip Angle (FA), 14
Flip Hoek (FA), 49
Flow Compensatie, 59
Fluid Attenuated Inversion Recovery, 45
Fluor, 11
Fosfor, 11
Fourier Transformatie, 26
FOV, 54. *Zie Field Of View (FOV)*
Frank Shellock, 60
Free Induction Decay, 19
Free Induction Decay (FID), 33
Frequentie Artefact, 61
Frequentie Coderingsradiënt, 25

G

Gadolinium, 40
Gd-DTPA. *zie Gadolinium*
General Electric, 8
Gradiënt Echo, 46
Gradiënt Echo, 42
Gradiënt Specificaties, 26
Gradiëntspoelen, 21
Grijze Stof, 38
Gyro Magnetisch Ratio, 11
Gyro Magnetische Ratio, 12

H

Half Fourier Imaging, 31, 42
Half Scan. *Zie Half Fourier Imaging*
Hardware, 6
HASTE, 42
Helium, 6, 7
Henning, 41

Hitachi's Airis 0.3T systeem, 7

I

IJzer, 11

In fase. Zie Fase

Indomitable, 5

Interleave Mode, 55

Inversie Tijd (TI), 50

Inversion Recovery, 46

Inversion Recovery, 44

Inversion Time (TI), 44

IR. *Zie Inversion Recovery*

K

Kelvin, 7

Koolstof, 11

k-Ruimte, 28

k-Ruimte Symmetrie, 31

Kwadratuur Spoelen, 9

L

Larmor frequentie, 12, 14

Liquor, 37, 38

Longitudinale magnetisatie, 14

M

Magneet Types, 6

Magnesium, 11

Magnetic Resonance Imaging, 5, 14

Magnetisatie, 10

magnetisch moment, 12

Matrix, 28, 54

Matrix (MX), 52

Meetfrequentie, 57

MegaHertz, 12

Moriel NessAiver, Fysicus, 13

MR-Cholangio-Pancreatografie, 42

MRCP, 42

Multi Echo, 37

Multi Slicing, 36

Multiple Sclerosis, 45

MX_{PE} , 30

MX_{RO} , 30

N

Natrium, 11

Netto magnetisatie, 13, 14, 15, 16

NMR, 5

NMR spectrum, 5

No-Wrap optie, 56

Nuclear Magnetic Resonance, 5

Number Of Acquisitions (NA of NEX), 51

Nyquist Theorie, 57

O

Ontvangstspoel, 18

Oppervlakte Spoelen, 9

Overflow. *Zie Clipping Artefact*

P

P.C.Buis, 9

Parallel, 12

Paramagnetisch Artefact, 60

Partial Scanning. *Zie Half Fourier Imaging*

Parts Per Million, 13

Paul Lauterbur, 5, 16

PD. *Zie Proton Density Contrast*

Permanente magneten, 6

Phase Encoding gradiënt (G_{PE}), 33

Phase Wrap. *Zie Faseomvouwing*

Phased Array Spoelen, 9

Plak Coderingsgradiënt, 23

Plak Dikte (ST), 54

Plak Selectie, 23

Plak Tussenruimte (SG), 55

Plakdikte, 27

Precessie, 12

Proton, 11

Proton Density Contrast, 39

Pulssequentie, 6

Pulssequentie diagram, 35

Pulssequenties, 32

R

Radio Frequente (RF) puls, 14

Radio Frequente puls, 19

Radiofrequente golven, 8

Raw data, 29

Raymond Damadian, 5, 16

Read Out gradient (G_{RO}), 35

Read Out gradiënt (G_{RO}), 33

Relaxatie, 14, 15

Relaxatietijden tabel, 18

Repetitie Tijd, 35

Repetitie Tijd (TR), 47

Resistieve Magnetten, 7

RF excitatie puls, 15

RF puls, 14

RF signaal, 9

RF Spoelen, 8

Rise Time, 27

Ruwe data, 29

S

Sampling Rate. *Zie Meetfrequentie*

Schrijver, 74

Sequentie Parameters, 47

Signaal Codering, 22

Signaal Ruis Ratio, 9
 Signaal Ruis Ratio (SNR), 51
 Single Shot Echo Planar Imaging, 32
 Slew Rate, 27
 Slice Gap. *Zie Plak Tussenruimte*
 Slice Select gradiënt (G_{SS}), 33, 35
 SNR, 53, 54
 Spectrometrie, 5
 Spike Artefact, 63
 Spin Echo, 46
 Spin Echo, 33
 Spin Echo Sequentie, 34
 Spin-Lattice relaxatie, 15
 Spin-Spin interacties, 33
 Spin-Spin relaxatie, 18
 Staafmagneet, 10, 11
 STIR, 45
 Supergeleiding, 7
 Susceptibiliteit Artefact, 61

T

T1 Contrast, 38
 T1 Relaxatie, 15
 T1 Relaxatie Curven, 15
 T2 Contrast, 38
 T2 relaxatie, 17, 19
 T2 Relaxatie, 16
 T2 Relaxatie Curven, 17
 Tesla, 6, 12
 TI. *Zie Inversion Time*
 Tijddomein, 28
 Toshiba's Access 0.064 Tesla systeem, 6
 Toshiba's OPART 0.35 Tesla systeem, 8
 Transversale magnetisatie, 17
 Triggering, 59
 TSE. *Zie Turbo Spin Echo*
 Tunnelmagneet, 7
 Turbo Spin Echo, 41

U

Uit fase. *Zie Fase*

V

Volume Spoelen, 8
 Voxel, 13
 Voxels, 21

W

Waterstof, 11
 Waterstof atomen, 11
 Weefsel Relaxatie Tijden, 65

X

X Gradiënt, 26
 X-Gradiënt, 25
 X-Y vlak, 14, 15, 18, 35

Y

Y gradiënt, 26
 Y Gradiënt, 24
 Y-as, 33

Z

Z as, 16
 Z Gradiënt, 26
 Z- Gradiënt, 23
 Z-as, 14, 15, 18
 Zebra Artefact, 63
 Zend- en Ontvangst spoelen. *Zie RF Spoelen*
 Zendspoel, 18
 Zuurstof, 11
 Zuurstof atoom, 11
 Zwavel, 11

α pulsen, 47

$\omega_0 = \gamma B_0$, 12

Over De Schrijver



Ik heb mijn opleiding als Radiodiagnostisch laborant in het Rooms Katholiek Ziekenhuis in Groningen gedaan. Daar heb ik drie jaar röntgenwerk gedaan. Daarna ben ik de opleiding voor Radiotherapeutisch laborant gaan doen in het Rotterdams Radio-Therapeutisch Instituut (RRTI). Gedurende de drie jaar dat ik daar gewerkt heb werkte ik ook met een van de eerste CT scanners in Rotterdam. Vervolgens ben ik weer terug gegaan naar Groningen en heb daar zes jaar CT en MRI werk gedaan in het Academisch Ziekenhuis Groningen (AZG). Gedurende die periode heb ik ook nog de Echografie opleiding gevolgd. Na een periode van drie jaar in het Militair Hospitaal in Riyadh, Saudi Arabië, waar ik met MRI bezig was, ben ik bij Toshiba Medical Systems Europe in Zoetermeer begonnen als MRI Applicatie Specialist.

Copyright Notitie

Ik ben een groot voorstander van het delen van informatie, vooral wat betreft de MRI Basis Principes. Het is al moeilijk genoeg om text te vinden die de basis principes uitleggen in leken taal.

Maak zoveel kopiën als je wilt, of geef dit bestand/boek aan iedere collega die er in geïnteresseerd is.

Het enige wat ik vraag is dat je je mening/opmerkingen stuurt aan: support@mri-physics.com zodat ik veranderingen/toevoegingen kan maken of misschien wel aangespoord wordt om een vervolg te schrijven die zaken zoals MRA, flow compensatie, vetonderdrukking, diffusie etc. uitlegd.