

Bewegingsinvloed op MR-Beeldvorming bij Projectiereconstructie

Samenvatting

door

ir. Tony Voet

Kandidatuur Jaarlijkse Prijs BARCO NV voor Afstudeerwerken

Januari 1996

1 Inleiding

Magnetische resonantie (MR) is een quantummechanisch verschijnsel dat in aanwezigheid van een uitwendig magnetisch veld optreedt. Een belangrijke toepassing van dit verschijnsel is MR-beeldvorming, een medische beeldvormingstechniek die de laatste jaren een sterke expansie kende.

MR-beeldvorming biedt vele voordelen ten opzichte van andere beeldvormingstechnieken. Zo is het mogelijk willekeurige sneden met een hoge spatiale resolutie af te beelden. Hierbij haalt men een hoog contrast, in het bijzonder voor zachte weefsels. Vanuit het standpunt van de patiënt is vooral de niet-invasieve aard en de afwezigheid van ioniserende straling van belang. Het grootste nadeel van MR-beeldvorming zijn meettijden die lang zijn in vergelijking met globale patiëntbewegingen en fysiologische bewegingen. Deze laatste omvatten onder meer ademhaling, hartslag, bloedstroming en spiertrillingen. Als gevolg hiervan treden bewegingsartefacten op in de beelden, wat beschouwd wordt als één van de meest beperkende factoren bij MR-beeldvorming.

De twee belangrijkste reconstructietechnieken bij MR-beeldvorming zijn de tweedimensionale Fouriertransformatie (2DFT) en projectiereconstructie (PR). De laatste tien jaar is PR in onbruik geraakt wegens de tragere reconstructie, maar met de huidige generatie computers duurt een projectiereconstructie veel korter dan de meettijd. Het grootste nadeel van de 2DFT-techniek is evenwel de hoge bewegingsgevoeligheid. Het doel van dit afstudeerwerk is enerzijds op een kwantitatieve manier aan te tonen dat PR veel minder gevoelig is voor beweging, en anderzijds het analyseren van de Gmitro-reconstructie, een PR-techniek die in staat is bepaalde artefacten te corrigeren.

In wat volgt worden eerst de basisprincipes van MR-beeldvorming geschetst, waarna de theoretische studie wordt voorgesteld. Verder worden ook de belangrijkste simulatieresultaten en de experimentele verificatie besproken.

2 MR-Beeldvorming

Bij medische MR-beeldvorming zal men vooral protondichtheden in beeld brengen. De reden hiervoor is de overvloedige aanwezigheid van protonen in het menselijk lichaam. Immers, een menselijk lichaam bestaat voor ongeveer de helft uit water en één watermolecule bevat twee waterstofkernen.

In een uitwendig magneetveld zal het grondniveau van een proton opsplitsen in twee discrete energieniveaus. Dit fenomeen wordt het nucleair Zeemaneffect genoemd. Door emissie of absorptie van elektromagnetische straling kan de kerntoestand wijzigen. Dit verschijnsel wordt magnetische resonantie genoemd. Het is mogelijk atoomkernen te exciteren door het insturen van een radiofrequente (RF) puls. Excitatie of resonantie zal optreden indien

$$\omega_{RF} \approx \omega_L = \gamma B,$$

met γ de gyromagnetische verhouding van de kern, B de grootte van de uitwendige magnetische inductie en ω_{RF} de centrale frequentie van de RF-puls. De hoekfrequentie ω_L wordt de Larmorhoekfrequentie genoemd. Door de eindige breedte van de Zeemanenergieniveaus is de resonantievoorwaarde minder streng. Een courante waarde voor de grootte van de magnetische inductie bij proton-MR is $1.5 T$. Dit correspondeert met een stralingsfrequentie van $64 MHz$.

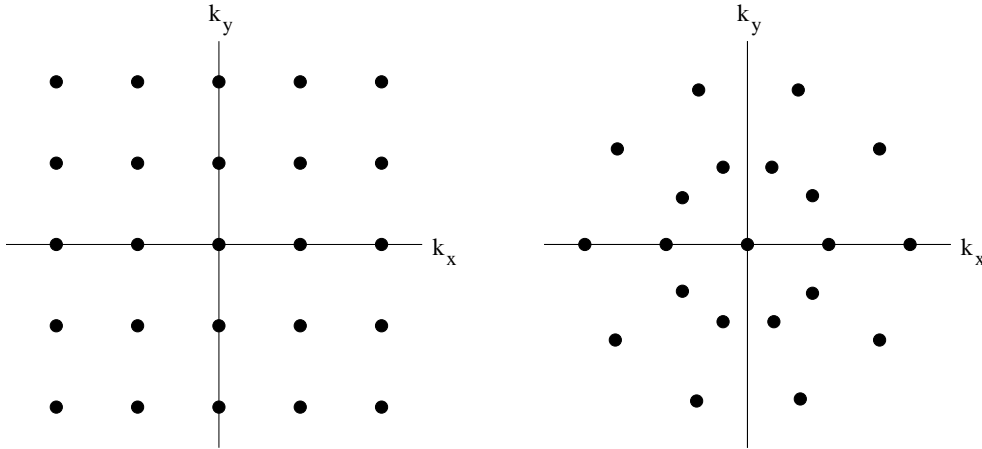
Bovenop het statisch magnetisch veld worden variërende velden - gradiënten - gesuperponeerd. MR-scanners kunnen gradiënten in alle ruimtelijke richtingen genereren. Bij een constante gradiënt varieert het veld lineair met de plaats. De resonantiefrequenties van de kernen zijn dan eveneens lineair plaatsafhankelijk. Wegens de bovenstaande voorwaarde zal men bij het insturen van een RF-puls slechts atomen in één vlak exciteren. Op die manier wordt een snede geselecteerd. De snededikte wordt ingesteld door de spectrale breedte van de RF-puls te variëren. Een typische waarde voor de snededikte is $10 mm$.

Na een RF-puls evolueert het systeem naar een evenwichtsverdeling. Hierbij komt straling vrij doordat atoomkernen tot een lager energieniveau vervallen. Deze RF-straling noemt men het MR-sigitaal. Wanneer men een bijkomende uitleesgradiënt genereert, bevat het MR-sigitaal bijdragen van atomen die op verschillende frequenties resoneren. Om een volgende meting uit te voeren, moet men wachten tot het evenwicht zich instelt. Relaxatiefenomenen bepalen de tijd die hiervoor nodig is.

Bij projectiereconstructie wordt eerst een snede geselecteerd. Vervolgens legt men een uitleesgradiënt aan en bemonstert men het MR-sigitaal. Men kan aantonen dat het MR-sigitaal het projectiespectrum van de snede is. De projectierichting valt hierbij samen met de richting van de uitleesgradiënt. Met andere woorden, wanneer men de snede projecteert volgens de richting van de gradiënt en op de projectie een Fouriertransformatie toepast, bekomt men het MR-sigitaal. Om een projectie te bekomen wordt eerst een uitleesgradiënt volgens de projectierichting aangelegd. Hierbij bemonstert men het MR-sigitaal. Na een inverse Fouriertransformatie bekomt men de gewenste projectie. Om een beeld te bekomen worden een groot aantal projecties gemeten. Het reconstrueren van een beeld uitgaande van zijn projecties kan op verschillende manieren gebeuren. De meest efficiënte manier is de gefilterde terugprojectie.

De uitleestijd T_{RO} (read out time) bedraagt typisch enkele ms . De repetitietijd T_R is de tijd die nodig is om één projectiemeting uit te voeren en het systeem naar evenwicht te laten evolueren. Deze tijd wordt door relaxatiefenomenen bepaald en heeft een grootteorde van $1 s$. De totale meettijd T_{AC} (total acquisition time) kan hierdoor tot tien minuten bedragen.

Bij de 2DFT-techniek gaat men analoog te werk. Het MR-sigitaal is hierbij de tweedimensionale Fouriertransformatie van het beeld. Men kan aantonen dat de bemonsterde punten van het spatiaal frequentiespectrum op een Cartesisch rooster liggen. Bij PR bekomt men een polair rooster. De distributie van de bemonsterde punten is afgebeeld op figuur 1. Hierbij zijn k_x en k_y spatiale frequenties volgens de x - en de y -richting. Het spatiaal domein noemt men de \vec{k} -ruimte. Bij 2DFT zijn de centrale frequenties zeer gevoelig voor beweging. Een beweging tijdens het bemonsteren van de centrale frequenties heeft



Figuur 1: De distributie van de monsters van het spatiaal frequentiespectrum in de \bar{k} -ruimte bij 2DFT (links) en bij projectiereconstructie (rechts).

drastische gevolgen. Figuur 1 is een eerste aanwijzing dat projectiereconstructie minder gevoelig is voor beweging. Bij projectiereconstructie worden meer lage spatiale frequenties gemeten. Bij elke projectiemeting worden immers centrale frequenties bemonsterd. Op die manier worden mogelijk foutieve gegevens uitgemiddeld.

3 De bewegingsinvloed op MR-signalen

Het is zeer moeilijk om de invloed van beweging op beelden analytisch te berekenen. Een alternatief is de wiskundige berekening van de bewegingsinvloed op MR-signalen, en de resultaten hiervan te gebruiken voor de simulatie van bewegingsartefacten. Alle bewegingen zijn te ontbinden in een aantal starre translaties en starre rotaties. De term ‘star’ betekent dat er geen vervormingen optreden in het beschouwde object.

We kunnen een algemene starre translatie van een atoomkern voorstellen door

$$\bar{r}(t) = \bar{r} + \bar{r}_{trans}(t),$$

waarbij \bar{r} de oorspronkelijke plaats en $\bar{r}_{trans}(t)$ de translatievector van de atoomkern is. De invloed van een starre translatie op het MR-signaal is

$$S_{trans}(t) = e^{-j\Delta\varphi_{trans}(t)} S(t),$$

met t de tijd en

$$\Delta\varphi_{trans}(t) = \gamma \int_0^t \bar{G}(t') \cdot \bar{r}_{trans}(t') dt'.$$

Het verstoorde signaal $S_{trans}(t)$ is gekenmerkt door een extra fasefactor ten opzichte van het signaal $S(t)$ bij afwezigheid van beweging. Een willekeurige starre translatie heeft

dus enkel invloed op de fase van het MR-signaal. Er wordt geen bijkomende fasehoek opgebouwd wanneer de bewegingsvector loodrecht op de gradiëntrichting staat.

Beschouwen we een object dat een starre rotatie met vaste pulsatie Ω uitvoert. Bij veronderstelling roteert het object in het vlak van de geselecteerde snede. Dit houdt in dat de atoomkernen die initieel binnen de geselecteerde snede liggen deze niet verlaten ten gevolge van de beweging. Onder deze voorwaarden is de plaatsvector van een willekeurig atoom

$$\bar{r}(t) = \bar{r}_c + R[\cos(\Omega t + \psi)\bar{e}_x + \sin(\Omega t + \psi)\bar{e}_y],$$

waarbij ψ een willekeurige fasefactor is en \bar{r}_c het centraal punt is waarrond het voorwerp roteert. De afstand van de atoomkern tot het centraal punt noteren we R . De invloed van een starre rotatie op het MR-signaal is

$$S(t) = e^{-j\bar{r}_c \cdot \bar{k}(t)} \int P(r, \theta) e^{-j\Delta\varphi_{rot}(t,r)} dr,$$

met $P(r, \theta)$ de projectie van het object onder een hoek θ en

$$\Delta\varphi_{rot}(t, r) = \gamma R \int_0^t G_\theta(t') \cos(\Omega t' + \psi - \theta) dt'.$$

Een starre rotatie heeft invloed op de fase en op de amplitude van het MR-signaal. Men kan het verstoorde signaal berekenen, maar dat is een zeer rekenintensief procédé.

De Gmitro-reconstructie is een vrij jonge reconstructietechniek die in grote mate de invloed van starre translaties kan corrigeren. Bij PR meet men de spatiale spectra van de projecties. Een starre translatie zorgt voor een bijkomende fasefactor in het signaal. Indien de translatie voldoende traag verloopt, vindt men dezelfde fasefactor terug in de projecties. Wanneer de gemeten grootheid reëel en positief is, kan men de storende fasefactor wegwerken. Deze voorwaarde is steeds voldaan bij het meten van atoomdichtheden. De Gmitro-reconstructie bestaat erin na de Fouriertransformatie verder te reconstrueren met de modulus van de projecties.

De voorwaarden van de correctiemethode worden noch in het basisartikel, noch in latere studies uitgewerkt. Door gebruik te maken van de bovenstaande resultaten kunnen we een breekfrequentie definiëren:

$$f_b = \frac{\gamma G_\theta F_{OV}}{2\pi n},$$

waarbij G_θ de gradiëntsterkte, F_{OV} de beeldzijde en n het aantal monsters per projectie is. Translaties met een lage frequentie ten opzichte van de breekfrequentie kunnen gecorrigeerd worden. Boven de breekfrequentie is geen correctie meer mogelijk. De breekfrequentie is afhankelijk van de meetsequentie. Voor populaire meetsequenties vinden we een typische waarde

$$f_b \approx 100 \text{ Hz},$$

wat hoger ligt dan typische frequenties van globale patiëntbewegingen en fysiologische bewegingen.

4 De simulatie van bewegingsartefacten

4.1 De methode

Om alle onvolmaaktheden van de MR-scanner te omzeilen wordt een MR-signaal gegenereerd aan de hand van analytische berekeningen. Na reconstructie van dit signaal verkrijgen we het referentiebeeld. De theoretische studie laat toe de invloed van een beweging op het signaal te berekenen. Het gewijzigd signaal wordt eveneens gereconstrueerd en we bekomen een gesimuleerd beeld dat bewegingsartefacten bevat. De artefacten worden gequantificeerd door een procentuele RMSD (Root Mean Square Deviation) tussen het gesimuleerd beeld en het referentiebeeld.

We beperken ons hierbij tot translaties omdat rotaties uitzonderlijk veel rekentijd vereisen. Zowel een stapbeweging als een sinusoidale trilling werden geïmplementeerd. Het behalen van enige nauwkeurigheid vereist aangepaste numerieke methoden.

4.2 De invloed van de bewegingsamplitude

Wanneer men bij een reeks simulaties de trillingsamplitude laat variëren, bekomt men de invloed van de bewegingsamplitude op MR-beeldvorming (figuur 2).

De karakteristiek bij de gefilterde terugprojectie is bij benadering lineair. Intuïtief is immers duidelijk dat de bewegingsartefacten toenemen met een stijgende trillingsamplitude. Er is duidelijk te zien dat de Gmitro-reconstructie in staat is de artefacten te corrigeren.

4.3 De invloed van het bewegingstijdstip

Op een analoge manier wordt de invloed van het bewegingstijdstip (figuur 3) berekend. Met behulp van de theoretische studie vindt men dat de bewegingsartefacten evenredig zijn met

$$\sin\left(\frac{\pi \lfloor t/T_R \rfloor}{n}\right),$$

waarbij t de tijd, T_R de repetitietijd en n het aantal projecties is. De betekenis van $\lfloor \dots \rfloor$ is "het grootste geheel getal dat kleiner is dan". Uit de karakteristiek volgt dezelfde conclusie. Het maximum treedt op wanneer de gradiënt en de trillingsrichting evenwijdig zijn. Staan beide loodrecht op elkaar dan komen geen bewegingsartefacten voor. De Gmitro-reconstructie is terug in staat de artefacten te corrigeren.

De 2DFT-techniek is heel gevoelig voor beweging tijdens het opmeten van de centrale spatiale frequenties. Dit resulteert in een brede piek in het midden van de overeenkomstige karakteristiek. De RMSD-waarden zijn echter veel hoger dan bij PR. Dit toont aan dat PR veel minder gevoelig aan beweging is.

Figuur 2: De invloed van de bewegingsamplitude op MR-beeldvorming bij PR. In abscis staat de bewegingsamplitude en in ordinaat de RMSD ten opzichte van het referentiebeeld.

Figuur 3: De invloed van het bewegingstijdstip op MR-beeldvorming bij PR. In abscis staat het bewegingstijdstip en in ordinaat de RMSD ten opzichte van het referentiebeeld.

4.4 De invloed van de bewegingsfrequentie

Om de invloed van de bewegingsfrequentie te bekomen voerden we een reeks simulaties uit waarbij de frequentie over een grote frequentieband werd gevarieerd. Bijgevolg kozen we ervoor de frequentie exponentieel te variëren, en de corresponderende karakteristiek semi-logaritmisch voor te stellen.

De karakteristiek (figuur 4, links) toont ons dat er interferentie optreedt tussen bewegings- en meetparameters. Bij heel lage frequenties is de totale meettijd klein ten opzichte van de bewegingsperiode, zodat de RMSD zeer klein blijft. De eerste piek treedt op wanneer de bewegingsperiode gelijk wordt aan de totale meettijd T_{AC} . Merk op dat de breedte van alle pieken ongeveer gelijk is. De eerste lijkt breder, maar dit is enkel te wijten aan het feit dat de grafiek semi-logaritmisch werd weergegeven. Vervolgens krijgen we pieken telkens wanneer een veelvoud van de bewegingsperiode gelijk wordt aan de repetitietijd T_R . Analooch krijgt men bij hogere frequenties pieken wanneer een veelvoud van de periode gelijk wordt aan de uitleestijd T_{RO} . Bij zeer hoge frequenties heeft de beweging geen invloed op de beeldvorming.

In de praktijk zijn bewegingen in fase met de meting belangrijk. Zo kan de patiënt onbewust in fase met het schakelen van de gradiënten beginnen ademen. De oorzaak hiervan is het geluid dat met het schakelen gepaard gaat. De invloed van bewegingen die niet in fase met de meting zijn, is veel kleiner.

De invloed van de bewegingsfrequentie bij de Gmitro-reconstructie is afgebeeld op figuur 4 (rechts). We zien een vrij vlak verloop bij lage frequenties. Dit komt omdat de bewegingsartefacten gecorrigeerd worden. Bij de theoretische studie werd aangetoond dat beneden een breekfrequentie de Gmitro-reconstructie in staat is de invloed van translaties te corrigeren. Voor de gesimuleerde meetsequentie vinden we

$$f_b = 167 \text{ Hz},$$

wat in overeenstemming is met de grafiek. Boven deze breekfrequentie krijgen we terug pieken door interferentie tussen bewegings- en meetparameters.

Wanneer we beide grafieken met elkaar vergelijken, zien we dat men voordeel haalt uit het gebruik van de Gmitro-reconstructie. Enkel voor zeer hoge frequenties zijn de bewegingsartefacten kleiner bij de gefilterde terugprojectie.

4.5 De invloed van de gradiëntsterkte

De constructeurs van MR-scanners houden een tendens naar hogere gradiëntsterktes aan. Met behulp van simulaties kan men nagaan welke rol de gradiëntsterkte bij bewegingsartefacten speelt. Dit gebeurt door een reeks simulaties uit te voeren waarbij de gradiëntsterkte gevarieerd wordt in aanwezigheid van een beweging.

De invloed van de gradiëntsterkte op de bewegingsartefacten vinden we op figuur 5 terug. Bij gradiëntsterkte 0 treedt een singulariteit op. Immers, bij afwezigheid van een

Figuur 4: De invloed van de bewegingsfrequentie op MR-beeldvorming bij de gefilterde terugprojectie (links) en de Gmitro-reconstructie (rechts). In abscis staat de bewegingsfrequentie en in ordinaat de RMSD ten opzichte van het referentiebeeld.

Figuur 5: De invloed van de gradiëntsterkte op de bewegingsartefacten. In abscis staat de gradiëntsterkte en in ordinaat de RMSD ten opzichte van het referentiebeeld.

uitleesgradiënt kan men geen beeld meten. We merken op dat de gradiëntsterkte vrijwel geen invloed heeft op de bewegingsartefacten. Nochtans nemen de bewegingsartefacten toe bij stijgende gradiëntsterkte. De snellere meting zal dit effect compenseren. Bij de Gmitro-reconstructie zijn de fouten terug kleiner dan bij de gefilterde terugprojectie.

5 Experimentele verificatie

Twee sagittale hersenscans (figuur 6 en figuur 7) werden uit 2DFT-metingen gereconstrueerd. Bij de tweede meting werd tijdens één tiende van de meettijd heftig met het hoofd geschud. We merken op dat alle detail in de hersenen verdwenen is. De drastische beweging maakt het laatste beeld medisch gezien onbruikbaar.

Uit één PR-meting werden figuur 8 en figuur 9 gereconstrueerd. Hierbij werd op dezelfde manier met het hoofd geschud. Er is terug detail in de hersenen te zien, wat aantoont dat PR, in vergelijking met 2DFT, minder gevoelig voor beweging is. Het eerste beeld, dat met de gefilterde terugprojectie is gereconstrueerd, vertoont bewegingsartefacten aan de kin en aan de achterzijde van het hoofd. Op hetzelfde signaal werd de Gmitro-reconstructie toegepast, met het laatste beeld als gevolg. De bewegingsartefacten werden gecorrigeerd. Het verschil met de 2DFT-techniek (figuur 7) is groot. De combinatie van PR met de Gmitro-reconstructie levert ondanks de drastische beweging vrij behoorlijke beelden op.

Figuur 6: Een sagittale doorsnede van de hersenen. Het beeld werd gereconstrueerd uit een 2DFT-meting. Hierbij werd geen beweging uitgevoerd.

Figuur 7: Een sagittale doorsnede van de hersenen. Het beeld werd gereconstrueerd uit een 2DFT-meting. Hierbij werd heftig met het hoofd geschud tijdens één tiende van de meettijd.

Figuur 8: Een sagittale doorsnede van de hersenen. Het beeld werd gereconstrueerd uit een PR-meting met de gefilterde terugprojectie. Hierbij werd heftig met het hoofd geschud tijdens één tiende van de meettijd.

Figuur 9: Een sagittale doorsnede van de hersenen. Het beeld werd gereconstrueerd uit een PR-meting met de Gmitro-reconstructie. Hierbij werd heftig met het hoofd geschud tijdens één tiende van de meettijd.

6 Besluiten

De theoretische studie bepaalt de invloed van een willekeurige beweging op MR-beeldvorming. Deze algemeenheid vormt een uitbreiding ten opzichte van eerder gepubliceerde studies van bewegingsartefacten. Complexe bewegingen kunnen beschreven worden door hun ontbinding in starre translaties en starre rotaties. Het optreden van een starre translatie heeft enkel een verandering van de fase van het MR-sigitaal tot gevolg. Een starre rotatie heeft zowel invloed op de fase als op de amplitude van het MR-sigitaal.

De Gmitro-reconstructie, een recent voorgestelde reconstructietechniek, werd bestudeerd. Onder bepaalde voorwaarden is deze techniek in staat de invloed van starre translaties te corrigeren. In tegenstelling tot het basisartikel werd de frequentieband, waarin correctie mogelijk is, berekend.

Op basis van de theoretische studie werden bewegingsartefacten gesimuleerd. De invloeden van het tijdstip, de amplitude en de frequentie van de beweging werden afzonderlijk nagegaan. De mate waarin de gradiëntsterkte de bewegingsartefacten beïnvloedt, werd eveneens nagegaan. De gefilterde terugprojectie bleek gevoelig voor bewegingen die in fase zijn met de meting. De gradiëntsterkte heeft vrijwel geen invloed op de bewegingsartefacten. De behaalde kwantitatieve resultaten tonen aan dat, in vergelijking met 2DFT, projectiereconstructie veel minder gevoelig is voor beweging. Bovendien werd duidelijk aangetoond dat de Gmitro-reconstructie bewegingsartefacten kan corrigeren. Het frequentiegebied waarin correctie mogelijk is, stemt overeen met de resultaten van de theoretische studie.

Zowel de theoretische studie als de simulaties van bewegingsartefacten zijn in overeenstemming met de experimentele verificatie.

In het kader van dit afstudeerwerk werd reconstructie- en simulatieprogrammatuur ontwikkeld. De reconstructiealgoritmes vinden nog steeds hun toepassing op de MR-afdeling van het universitair ziekenhuis te Gent.