

MASTER

Een simulatiestudie naar artefacten bij magnetische resonantie angiografie

Nijsten, S.M.J.J.G.

Award date:
2001

[Link to publication](#)

Disclaimer

This document contains a student thesis (bachelor's or master's), as authored by a student at Eindhoven University of Technology. Student theses are made available in the TU/e repository upon obtaining the required degree. The grade received is not published on the document as presented in the repository. The required complexity or quality of research of student theses may vary by program, and the required minimum study period may vary in duration.

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain



Sint Joseph Ziekenhuis
Regio Eindhoven - Kempenland

Klinische Fysica

EEN SIMULATIESTUDIE NAAR ARTEFACTEN BIJ MAGNETISCHE RESONANTIE ANGIOGRAFIE

S.M.J.J.G. Nijsten

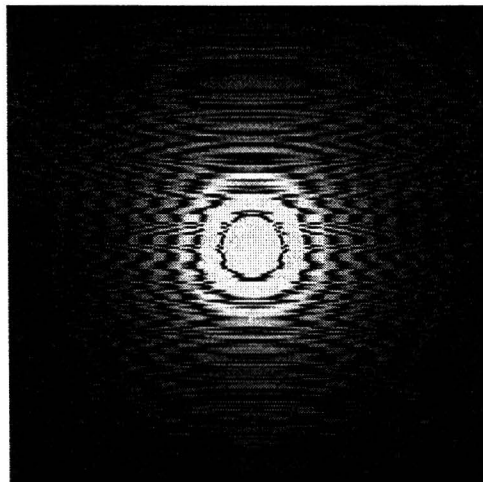
Januari 1998



Sint Joseph Ziekenhuis
Regio Eindhoven - Kempenland

Klinische Fysica

EEN SIMULATIESTUDIE NAAR ARTEFACTEN BIJ MAGNETISCHE RESONANTIE ANGIOGRAFIE



Verslag van het afstudeeronderzoek uitgevoerd binnen het samenwerkingsverband tussen de werkeenheid Klinische Fysische Meettechnieken van de vakgroep Fysische Informatica van de Technische Universiteit Eindhoven en de afdeling Klinische Fysica van het Sint Joseph Ziekenhuis te Veldhoven.

Begeleider

Ir. D.W. Kaandorp

Afstudeerhoogleraar

Prof. dr. ir. P.F.F. Wijn

VOORWOORD

Dit verslag is het resultaat van een afstudeerproject bij de afdeling Klinische Fysica van het Sint Joseph Ziekenhuis te Veldhoven. Ik wil hier graag een aantal personen bedanken. Als eerste is dat Dave voor de begeleiding en de prettige samenwerking het afgelopen jaar. Ook een woord van dank aan Frank, Mark en Niels voor de gezellige koffiepauzes en de vaak onzinnige discussies onder het eten in het restaurant. Verder wil ik Bart, Frank en Pieter bedanken voor de positieve kritiek op mijn werk en ook Rian als het bruisende middelpunt van de afdeling.

Tot slot een woord van dank aan mijn ouders zonder wie ik deze studie nooit had kunnen voltooien, mijn zus Gitte voor de vaak nodige afleiding en natuurlijk Iverna voor de steun en het begrip in vooral de laatste weken van mijn afstuderen.

Bas Nijsten,
29 januari 1998

SAMENVATTING

Magnetic Resonance Imaging (MRI) is een diagnostische afbeeldingsmogelijkheid, waarmee het gehele menselijke lichaam in kaart kan worden gebracht. Niet alleen stationair weefsel, maar ook stromend bloed kan worden gevisualiseerd en dit wordt ook wel Magnetic Resonance Angiography (MRA) genoemd. Bij scans van arteriën wordt vaak harttriggering toegepast om verschijnselen te elimineren die samenhangen met de pulsatiliteit van het bloed (bijvoorbeeld vaatwandbeweging). Indien gebruik gemaakt wordt van contrastvloeistof worden de magnetische eigenschappen van bloed veranderd, waardoor het beeldcontrast tussen bloed en achtergrondweefsel toeneemt. In de praktijk worden scans, waarbij contrastvloeistof toegepast wordt, niet op het hart getriggerd.

Dit onderzoek is uitgevoerd bij de afdeling Klinische Fysica van het Sint Joseph Ziekenhuis te Veldhoven en behelst een simulatiestudie naar de artefacten die kunnen optreden in niet-getriggerde MRA-afbeeldingen. Hierbij zijn verschijnselen als vaatwandbeweging, aankleuring door contrastvloeistof en lokale signaalverzwakking gesimuleerd en is naar hun afzonderlijke invloed op een afbeelding gekeken. Als input van het simulatieprogramma is gebruik gemaakt van gemeten data. Ook zijn enkele samplemethoden van het MR-signaal onderzocht, waaronder een tweetal theoretische varianten die standaard niet geïmplementeerd geleverd worden op een MRI-scanner.

Het bleek dat diverse artefacten in de afbeeldingen ontstonden, waarvoor verklaringen gevonden zijn in het samplen van de bijbehorende spatiële frequentieruimtes. Er is gekeken naar de invloed van scanparameters (zoals de repetitietijd en het aantal excitaties) en de gebruikte samplemethode op het gedrag van de genoemde artefacten. Het vergroten van het aantal excitaties in combinatie met een methode om bewegingsartefacten zoveel mogelijk te voorkomen, blijkt de artefacten in een afbeelding significant te verminderen. Met behulp van random permutatieve sampling lijkt het mogelijk om artefacten in niet-getriggerde MRA-scans effectief te onderdrukken.

Met de uitgevoerde simulatiestudie is meer inzicht verkregen in de aard en oorzaak van artefacten die kunnen optreden in niet-getriggerde MRA-afbeeldingen. Bovendien zijn met de resultaten mogelijke verklaringen gevonden voor afwijkingen in gemeten in vivo scans van de carotis bifurcatie (de vorksgewijze splitsing van de halsslagader).

INHOUDSOPGAVE

<i>Voorwoord</i>	<i>I</i>
<i>Samenvatting</i>	<i>II</i>
<i>Inhoudsopgave</i>	<i>III</i>
<i>1 Inleiding</i>	<i>1</i>
<i>2 Theorie</i>	<i>3</i>
2.1 Inleiding	3
2.2 Principes MRI	3
2.2.1 Excitatie en relaxatie	3
2.2.2 Spatiële codering door gradiënten	4
2.2.3 K-ruimte en generatie afbeelding	6
2.2.4 Enkele begrippen	7
2.3 Bewegingsartefacten	8
<i>3 MRA-studies met contrastvloeistof</i>	<i>12</i>
<i>4 Algemene opzet simulaties</i>	<i>15</i>
4.1 Inleiding	15
4.2 Aankleuring, diameter en snelheid als functie van de tijd	16
4.3 Generatie objectafbeeldingen	17
4.4 Sampling K-ruimte	22
<i>5 Resultaten vaatwandbeweging</i>	<i>26</i>
5.1 Inleiding	26
5.2 Partial volume effecten	26
5.3 Sequentiële, centrische en random permutatieve sampling	27
5.3.1 Ghosting-artefacten	27
5.3.2 Random permutatieve sampling	31
5.3.3 Meerdere excitaties per lijnelement K-ruimte	32
5.3.4 Variaties in de periode van een hartcyclus	34
5.4 Random Gaussische sampling	35
5.5 Lineaire interpolatietechnieken	37

6	<i>Resultaten aankleuring en flow voids</i>	40
6.1	Inleiding	40
6.2	Sampling K-ruimte bij aankleuring bloedvaten	40
6.2.1	Aankleuringseffecten	40
6.2.2	Meerdere excitaties per lijnelement K-ruimte	45
6.2.3	Random Gaussische sampling	47
6.2.4	Lineaire interpolatietechnieken	47
6.3	Flow voids	48
7	<i>Discussie en algemene conclusies</i>	51
	<i>Referenties</i>	53
	<i>Bijlagen</i>	55
A	Scansequenties	56
B	Routines simulatieprogramma	60
C	Parameters simulatieprogramma	62

INLEIDING

Er zijn maar weinig wetenschappelijke meettechnieken die een zo grote impact hebben gehad als Nuclear Magnetic Resonance (NMR). In 1946 werden voor het eerst NMR-verschijnselen waargenomen door zowel Bloch en collega's op de universiteit van Stanford als door Purcell en medewerkers in Harvard. Sindsdien heeft het gebruik van de techniek een zeer grote vlucht genomen. In het begin werd NMR door chemici en fysici gezien als een methode om meer inzicht te verkrijgen in moleculaire structuren en diffusieprocessen. In een later stadium werd NMR ook onderkend als een bruikbare techniek voor medische toepassingen. Binnen dertig jaar na de ontdekking werden de principes van magnetische resonantie al gebruikt om de eerste afbeeldingen van het menselijk lichaam te maken. Het gebruik van Magnetic Resonance Imaging (MRI) is tegenwoordig niet meer weg te denken als klinische diagnostische afbeeldingsmogelijkheid [Phi-95].

Met behulp van MRI is het mogelijk om onderscheid te maken tussen verschillende weefsels in het menselijk lichaam op basis van het magnetische gedrag van protonkernen in een sterk magneetveld. Ook kan stromend bloed afgebeeld worden. Het visualiseren van bloedvaten met MRI wordt ook wel Magnetic Resonance Angiography (MRA) genoemd [Pot-93]. Een veel gebruikte methode om bloed te visualiseren, is het injecteren van contrastvloeistof in een bloedvat, waardoor de magnetische eigenschappen van bloed veranderen. Het beeldcontrast tussen plaatsen met contrastmiddel (een bloedvat) en omliggend weefsel kan dan vergroot worden. Bovendien kan met een korte scantijd volstaan worden [Mak-96].

De afdeling Klinische Fysica van het Sint Joseph Ziekenhuis te Veldhoven houdt zich onder andere bezig met onderzoek naar de mogelijkheden van MRA. Een belangrijk deel van het onderzoek spitst zich toe op het afbeelden van de carotis bifurcatie (de vorksgewijze splitsing van de halsslagader) met het oog op arteriosclerose (aderverkalking) [Kaa-97]. De carotis bifurcatie is namelijk een voorkeursplek voor de vorming van deze vaatziekte. Arteriosclerose is een verzamelnaam voor pathologische afwijkingen van de vaatwand, die uiteindelijk resulteren in het ontstaan van een stenose (lokale vernauwing) of zelfs een occlusie (totale afsluiting). De zuurstoftoevoer van de hersenen komt niet in gevaar door de aanwezigheid van een stenose in een halsslagader, omdat deze functie overgenomen wordt door andere slagaders. Er kan echter wel een zogenaamde thrombus (bloedprop) afbreken van de stenose die een verstopping van kleine slagaderen of haarvaten in de hersenen kan veroorzaken. In dit geval komt de zuurstofvoorziening toch in gevaar en kan een herseninfarct optreden met wellicht dodelijke gevolgen [Reu-91]. Het is daarom van groot belang een stenose tijdig op te sporen en eventueel te verwijderen. In het Sint Joseph Ziekenhuis wordt voornamelijk van contrastvloeistof gebruik gemaakt om de carotis bifurcatie af te beelden.

Het blijkt dat in sommige niet-getriggerde MRA-scans van de carotis bifurcatie verschijnselen te zien zijn die hun oorsprong kunnen vinden in bepaalde vaatziekten, maar ook veroorzaakt zouden kunnen zijn door de gebruikte scanmethode. In het laatste geval wordt er ook wel over artefacten gesproken. Als geen harttriggering gebruikt wordt, zal het MR-signaal nooit op precies dezelfde tijdstippen in de hartcyclus gesampled worden. Hierdoor zullen veranderingen met betrekking tot een bloedvat in een scan meegenomen worden, zoals vaatwandbeweging en aankleuring door contrastvloeistof [Kaa-97]. Er kan ook signaaluitdoving op plaatsen in een bloedvat optreden als functie van de tijd in de hartcyclus.

De doelstelling van dit onderzoek was nu om door middel van computersimulaties te bekijken welke artefacten in een afbeelding kunnen ontstaan door bovengenoemde verschijnselen in combinatie met de methode van sampling van het MR-signaal. Deze artefacten zullen later vergeleken worden met in vivo gevonden afwijkingen, waaruit eventueel conclusies getrokken kunnen worden omtrent de aard van die afwijkingen: artefact of niet. Het voordeel van simulaties is dat parameters één voor één gevarieerd kunnen worden, zodat de afzonderlijke invloed op afbeeldingen bekeken kan worden. Artefacten die gevonden worden in een afbeelding gelden niet alleen voor scans van de carotis bifurcatie, maar ook voor niet-getriggerde MRA-scans in het algemeen.

SAMPLEMETHODEN

Er bestaan legio methoden om het MR-signaal te samplen. De onderzochte methoden zijn de meest gebruikte technieken in de praktijk en enkele theoretische varianten, onder andere gebaseerd op random sampling. Bestudeerd is de invloed van de verschillende samplemethoden op het ontstaan van artefacten in een afbeelding bij een bepaald verschijnsel (vaatwandbeweging, etc.).

BEWEGINGSARTEFACTEN

Uit de literatuur is bekend dat afbeeldingen zogenaamde Ghosting-artefacten kunnen bezitten door periodieke bewegingen tijdens een scan. Een bewegend object wordt dan in één richting van een afbeelding meerdere malen gedupliceerd. In het algemeen wordt ECG-triggering gebruikt om bewegingen geïnduceerd door de hartbeweging te elimineren [Cor-95, Vla-96]. Vaatwandbeweging tijdens een niet-getriggerde MRA-scan zal waarschijnlijk discrete Ghosting-artefacten veroorzaken in een afbeelding vanwege de periodiciteit van de beweging. Bij het toepassen van de random samplemethoden is de verwachting echter dat artefacten onderdrukt worden.

Plaatsen waar signaaluitdoving optreedt als functie van de tijd in de hartcyclus worden ook wel flow voids genoemd. Voorkeursplaatsen zijn te vinden achter een stenose of dichtbij een bifurcatie. De ernst van een stenose bijvoorbeeld kan zo overschat worden met MRA, waardoor een onjuiste diagnose kan volgen [Osh-95, Sie-97]. Het ontstaan van een flow void is een periodiek verschijnsel en zal daarom naar verwachting ook Ghosting-artefacten in een afbeelding opleveren.

AANKLEURINGSEFFECTEN

Bij het gebruik van contrastvloeistof is het belangrijk om een scan goed te timen. De best diagnostiseerbare afbeeldingen bevatten nauwelijks tot geen aankleuring van venen en een hoog contrast tussen arteriën en achtergrondweefsel. Een nauwkeurige timing van een scan wordt meestal bereikt door inzicht in aankleuringscurves van bloedvaten, praktische ervaring en geluk. Iedere patiënt is verschillend en reageert anders op een MRI-onderzoek. Hartcapaciteit en daarmee bloedsnelheid als functie van de tijd kunnen fors variëren en een goede timing bemoeilijken. In dat geval zijn artefacten ten gevolge van de aankleuring niet meer minimaal en zelfs hinderlijk [Mak-96]. Met behulp van simulaties wordt onderzocht hoe die aankleuringseffecten zich manifesteren in een afbeelding bij de verschillende samplemethoden en wat de beste mogelijkheden zijn om, buiten een goede timing, afwijkingen te minimaliseren.

De opbouw van dit verslag is als volgt. In hoofdstuk 2 beschrijven we de theorie van het MR-principe en de fysische achtergronden van enkele artefacten die in het onderzoek van belang zijn. Vervolgens wordt in hoofdstuk 3 meer verteld over MRA-studies met contrastvloeistof en wordt bovendien aan de hand van in vivo gemeten afbeeldingen de motivatie van dit onderzoek nader toegelicht. De methode van simulatie wordt in hoofdstuk 4 beschreven. De resultaten van simulaties met betrekking tot vaatwandbeweging enerzijds en aankleuring van bloedvaten en flow voids anderzijds worden respectievelijk gepresenteerd in hoofdstuk 5 en 6. In hoofdstuk 7 wordt tenslotte het praktisch nut van de resultaten kort geëvalueerd en worden enkele algemene conclusies getrokken.

THEORIE

2.1 Inleiding

Magnetic Resonance Imaging biedt de mogelijkheid om niet-invasief geselecteerde delen van het menselijk lichaam te onderzoeken. De basisprincipes berusten op spatieel variërende magneetvelden gesuperponeerd op een hoofdmagneetveld en selectieve Radio-Frequente (RF) excitatie. In de simulaties zijn enkele eigenschappen van een 3D gradiënt echo sequentie gebruikt, omdat met behulp van dit protocol ook de MRA-studies met contrastvloeistof in het Sint Joseph Ziekenhuis gemaakt worden. Aan de hand van de 2D variant van deze sequentie bespreken we in paragraaf 2.2 de principes en werking van MRI. Flow voids zijn plaatsen in een bloedvat waarvan weinig tot geen signaal opgevangen kan worden en de fysische aspecten van dit verschijnsel en andere bewegingsartefacten worden nader behandeld in paragraaf 2.3.

2.2 Principes MRI

De kern van een atoom bestaat uit een verzameling van neutrale en positief geladen deeltjes. Alle kernen die een oneven massagetal of atoomnummer hebben, bezitten een spin-quantumgetal I groter dan nul. De spin van een kern (een geladen deeltje) induceert een magnetisch veld dat parallel loopt aan de richting van de as van de spin en wordt het magnetisch moment μ genoemd [Phi-95, Wes-93]. In MRI wordt de kern van een waterstofatoom (een proton) gebruikt, omdat dit deeltje in overvloed voorkomt in het menselijk lichaam en het proton bovendien een groot magnetisch moment bezit. In afwezigheid van een extern magnetisch veld staan de magnetische momenten willekeurig gericht. Echter, in een statisch magneetveld B_0 zullen de magnetische momenten parallel en in mindere mate anti-parallel gericht zijn aan dit veld. Hoe groter de sterkte van het magneetveld, hoe meer kernen parallel gericht zullen zijn en hoe groter de netto magnetisatievector in de richting van B_0 is. De magnetisatievector staat in evenwicht dus parallel gericht aan B_0 . De individuele magnetische momenten van de kernen precederen echter onder invloed van het statische magneetveld om B_0 heen. De frequentie waarmee dit gebeurt, heet de Larmor frequentie ω_L en is als volgt gedefinieerd:

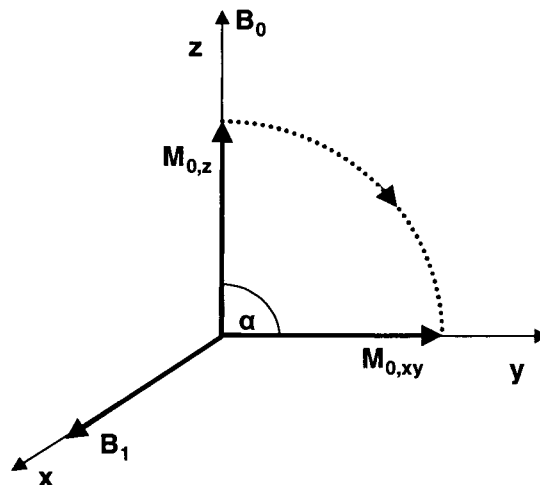
$$\omega_L = \gamma \cdot B_0 \quad (2.1)$$

waarin γ de gyromagnetische constante genoemd wordt. In het geval van een veldsterkte van 1 Tesla bedraagt de Larmor frequentie voor waterstofkernen 42.57 MHz.

2.2.1 Excitatie en relaxatie

De netto magnetisatievector in de evenwichtsstand induceert volgens de wet van Faraday geen stroom in een spoel. Om toch informatie over de spins te verkrijgen, wordt daarom een RF-puls onder een hoek van 90° met B_0 gegeven. Deze puls dient binnen een bepaalde bandbreedte de Larmor frequentie te bezitten voor excitatie van de waterstofkernen.

De RF-puls kan voorgesteld worden als een extra magneetveld B_1 dat gedurende een korte periode aangezet wordt. Het effect van dit veld is dat de magnetisatievector nu ook precedeert om B_1 en dus weg van de richting van B_0 roteert. Dit is schematisch weergegeven in figuur 2.1 in een meedraaiend assenstelsel rond B_0 . De hoek α waarover de longitudinale magnetisatievector roteert is hier gelijk genomen aan 90° . Er is nu alleen maar sprake van transversale magnetisatie, die wel met een spoel gemeten kan worden. Na excitatie keren zowel de longitudinale ($M_{0,z}$) als de transversale ($M_{0,xy}$) magnetisatiecomponent terug naar de evenwichtsstand door elektromagnetische straling uit te zenden en door energie uit te wisselen met het rooster of andere kernen.



Figuur 2.1: “Precessie” van de netto magnetisatievector onder invloed van het stationaire magneetveld B_0 en een extra magneetveld B_1 in een meedraaiend assenstelsel rond B_0 . De magnetisatievector klapt om naar het transversale vlak ($\alpha=90^\circ$).

Beide relaxaties zijn onafhankelijk van elkaar en worden aangeduid als longitudinale (spin-rooster) en transversale (spin-spin) relaxatie. De processen gedragen zich exponentieel en de tijdconstanten ervan worden respectievelijk T_1 en T_2 genoemd. De waarden van T_1 en T_2 verschillen van weefsel tot weefsel in het menselijk lichaam. Door hiervan gebruik te maken, kan contrast tussen de verschillende weefsels verkregen worden. Hiertoe wordt een zogenaamde pulssequentie toegepast. Deze bestaat uit een reeks RF- en gradiënt-pulsen (zie bijvoorbeeld figuur 2.3(a)), die de verschillen in relaxatietijden van weefsels kan uitbuiten.

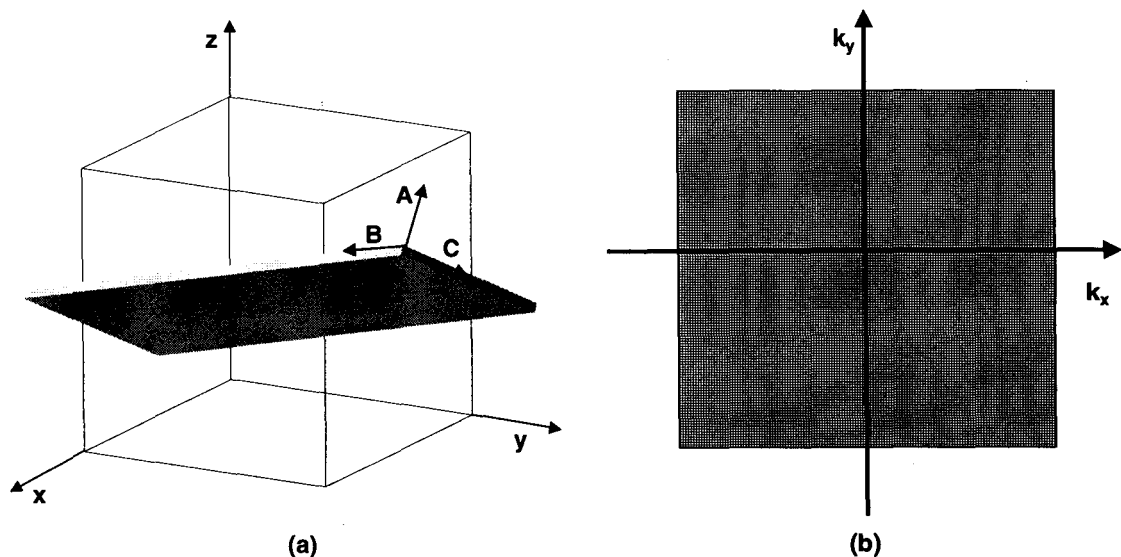
2.2.2 Spatiële codering door gradiënten

In de vorige subparagraaf is uiteengezet dat door het geven van een RF-puls de netto magnetisatievector in de evenwichtsstand omklapt naar het transversale vlak en dat met een spoelensysteem vervolgens een signaal gemeten kan worden. Door het toepassen van lineaire gradiëntvelden gesuperponeerd op het hoofdveld B_0 kan het signaal spatieel in drie dimensies gelokaliseerd worden. In het geval van een 2D sequentie wordt één gradiënt gebruikt om een plak te selecteren en twee gradiënten in loodrechte richtingen hierop om de plak te coderen (zie figuur 2.2(a)). De bijdrage van de gradiëntvelden aan het hoofdveld B_0 (in z-richting) kan mathematisch als volgt beschreven worden:

$$B_{G,z} = \frac{dB_z}{dx} x + \frac{dB_z}{dy} y + \frac{dB_z}{dz} z = G_x \cdot x + G_y \cdot y + G_z \cdot z \quad (2.2)$$

waarin de dimensie van G [T/m] is [Vla-96].

Het basisidee achter het gebruik van gradiënten berust op het feit dat de precessiefrequentie van de magnetische momenten afhankelijk is van de grootte van het magneetveld (2.1). Door het lokaal variëren van het magneetveld kunnen waterstofkernen gevoelig of ongevoelig gemaakt worden voor RF-excitatie in een bepaald frequentiegebied [Wes-93]. Hierdoor kan een plak selectief geëxciteerd worden, waarbij de dikte van de plak bepaald wordt door de grootte en duur van de gradiënt en de bandbreedte van de RF-puls. Nadat een plak geselecteerd is, moet het signaal ervan gelokaliseerd kunnen worden ten opzichte van de twee assen van de uiteindelijke afbeelding. Hiertoe wordt eerst de zogenaamde phase-encoding gradiënt aangezet. Deze gradiënt verandert de grootte van het magneetveld en daaruit volgend de precessiefrequentie van de waterstofkernen in de richting van de gradiënt. Het verschil in precessiesnelheid van de kernen genereert een faseverschil tussen de kernen onderling. Dit faseverschil blijft na het uitschakelen van de phase-encoding gradiënt intact, terwijl de waarde van de precessiefrequentie van alle kernen terugkeert naar de Larmor frequentie. Vervolgens wordt het signaal langs de ontbrekende as gelokaliseerd door het toepassen van de frequency-encoding gradiënt, waardoor waterstofkernen in de richting van deze gradiënt een onderling frequentieverschil krijgen. De gradiënt wordt aangezet op het moment dat het MR-signaal gesampled wordt en heet daarom ook wel de readout gradiënt.



Figuur 2.2: (a) Een plak in een object (hier aangegeven met een kubus) kan in een willekeurige oriëntatie geselecteerd worden door middel van de slice-encoding gradiënt (A). Met behulp van de phase-encoding (B) en frequency-encoding (C) gradiënt kan de plak vervolgens volledig gecodeerd worden. (b) Informatie wordt opgeslagen in een zogenaamde K-ruimte. Langs de horizontale en verticale as staan de spatiële frequentiecomponenten uit van het totale signaal, gemeten in respectievelijk de frequency-encoding en phase-encoding richting.

De aldus verkregen informatie wordt opgeslagen in een denkbeeldige ruimte, waarin langs de horizontale en verticale as de complexe spatiële frequentiecomponenten uitstaan. Deze frequentiecomponenten worden ook wel met de afkortingen k_x en k_y aangeduid, terwijl de ruimte zelf een K-ruimte genoemd wordt (zie figuur 2.2(b)). De spatiële frequenties k_x en k_y zijn gerelateerd aan respectievelijk de frequency- en phase-encoding gradiënt volgens de onderstaande vergelijkingen:

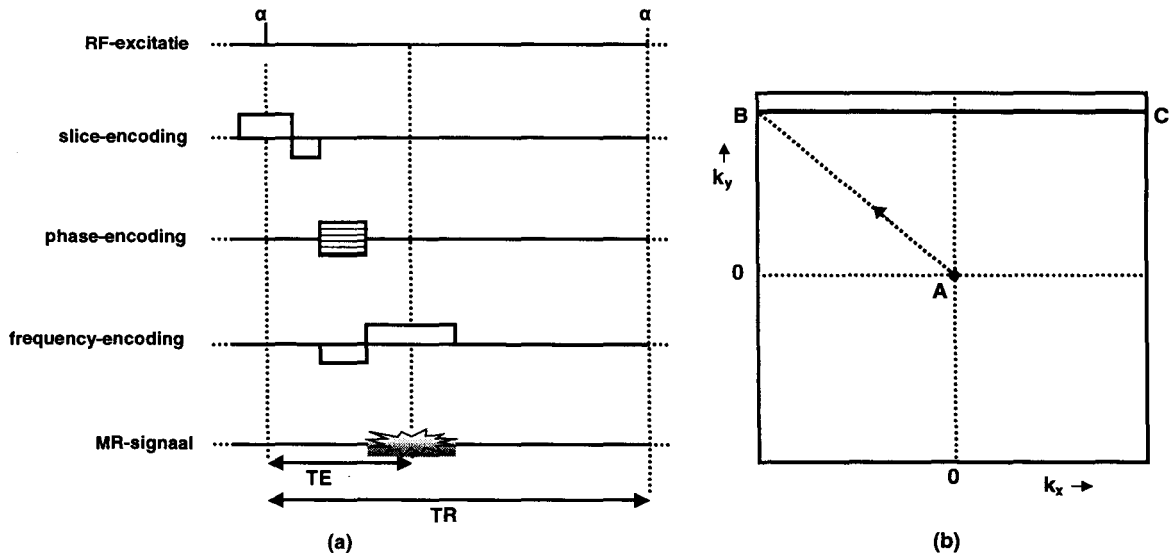
$$k_x = \gamma \int G_x(t) dt = \gamma G_x \Delta t_x \quad (2.3a)$$

$$k_y = \gamma \int G_y(t) dt = \gamma G_y \Delta t_y \quad (2.3b)$$

De rechterkant van de twee vergelijkingen geldt alleen als de gradiënt een constante grootte heeft gedurende het tijdsinterval Δt .

2.2.3 K-ruimte en generatie afbeelding

Figuur 2.3 geeft de schematische voorstelling van een 2D gradiënt echo sequentie en het pad dat in de bijbehorende K-ruimte doorlopen wordt om één profiel te samplen. Na selectie van een plak wordt er door middel van de phase-encoding gradiënt een faseverschil gegenereerd tussen waterstofkernen in de richting van de gradiënt. Tegelijkertijd wordt de readout gradiënt aangezet, waardoor punt B in de K-ruimte in figuur 2.3(b) bereikt wordt. Vervolgens wordt de polariteit van de readout gradiënt omgedraaid en wordt het pad tussen de punten B en C afgelegd. Op het moment van omklappen wordt met samplen begonnen en kan een lijnelement van de K-ruimte gevuld worden. Door de sequentie te herhalen voor verschillende waarden van de phase-encoding gradiënt kan de K-ruimte helemaal gesampled worden en is een scan voltooid.



Figuur 2.3: (a) Schematische voorstelling van een 2D gradiënt echo sequentie. De echotijd TE is de tijd tussen het moment van RF-excitatie en het tijdstip waarop de centrumfrequentie van het echosignaal gesampled wordt. De repetitietijd TR is de tijd tussen twee opeenvolgende excitaties. De pulshoek α van de RF-puls ligt meestal rond $15-45^\circ$. (b) Het pad dat in de K-ruimte doorlopen wordt om één profiel te samplen in het geval van een 2D gradiënt echo sequentie. Als de K-ruimte helemaal gevuld is, is een scan voltooid.

Het aantal mogelijke waarden van de gradiënten bepaalt het aantal pixels in de uiteindelijke afbeelding. Het zogenaamde Field of View (FOV) definieert de afmetingen van het gebied dat gescand wordt en in combinatie met het aantal pixels de spatiële resolutie in een afbeelding.

- Het centrum van de K-ruimte bevat lage spatiële frequentiecomponenten met een grote signaalamplitude. Dit gedeelte bepaalt voornamelijk het contrast in een afbeelding.
- De hoge spatiële frequentiecomponenten in het buitenste gedeelte van een K-ruimte bezitten een kleine signaalamplitude. Deze componenten bepalen het detail in een afbeelding.

Nadat de K-ruimte volledig gesampled is, wordt in de praktijk de uiteindelijke afbeelding berekend door gebruik te maken van Inverse (Fast) Fourier Transformations (IFT). De twee-dimensionale FT en IFT zijn respectievelijk in (2.4a) en (2.4b) gedefinieerd, waarin $f(x,y)$ en $F(k_x,k_y)$ respectievelijk de magnetisatievector in het plaatsdomein en de spatiële frequentiecomponenten in de K-ruimte voorstellen [Ges-96].

$$F(k_x, k_y) \equiv \sum_{y=0}^{N_y-1} \sum_{x=0}^{N_x-1} f(x, y) \cdot e^{-2\pi i y k_y / N_y} e^{-2\pi i x k_x / N_x} \quad (2.4a)$$

$$f(x, y) \equiv \frac{1}{N_x N_y} \sum_{k_y=0}^{N_y-1} \sum_{k_x=0}^{N_x-1} F(k_x, k_y) \cdot e^{2\pi i y k_y / N_y} e^{2\pi i x k_x / N_x} \quad (2.4b)$$

Door de eerste exponentiële component buiten het tweede somteken te halen, valt meteen op dat de tweedimensionale transformaties berekend kunnen worden door twee één-dimensionale transformaties sequentieel uit te voeren op punten van $f(x, y)$ en $F(k_x, k_y)$. Dus:

$$F(k_x, k_y) = FT_{\text{index}_1} (FT_{\text{index}_2} [f(x, y)]) = FT_{\text{index}_2} (FT_{\text{index}_1} [f(x, y)]) \quad (2.5a)$$

$$f(x, y) = IFT_{\text{index}_1} (IFT_{\text{index}_2} [F(k_x, k_y)]) = IFT_{\text{index}_2} (IFT_{\text{index}_1} [F(k_x, k_y)]) \quad (2.5b)$$

2.2.4 Enkele begrippen

- *3D Imaging* - Bij deze manier van scannen wordt een geheel volume door RF-pulsen geëxciteerd. Alle kernen binnen het volume resoneren met dezelfde frequentie, omdat geen gradiënt gebruikt is voor plakselectie. Spatiële codering in de derde dimensie vindt nu plaats door toepassing van een tweede phase-encoding gradiënt loodrecht op de gewenste plakrichting, die in het vervolg (net als bij 2D Imaging) de slice-encoding gradiënt genoemd wordt. Het aantal slice-encoding stappen in deze richting bepaalt het aantal denkbeeldige plakken in het volume. De volgorde, waarin de twee gradiënten geschakeld worden, is van belang bij bewegingen tijdens de acquisitie. We onderscheiden de yz- en zy-volgorde. In het eerste geval worden alle mogelijke waarden van de phase-encoding gradiënt doorlopen, waarna de slice-encoding gradiënt pas van waarde verandert. Bij de zy-volgorde vormt de slice-encoding gradiënt nu als het ware de binnenste lus in de sequentie. Een groot voordeel van 3D Imaging is dat de spatiële resolutie in alle drie de richtingen gelijk kan zijn, waardoor achteraf afbeeldingen met verschillende oriëntaties gegenereerd kunnen worden door een projectietechniek te gebruiken. Een nadeel is de langere totale scantijd door de extra gradiënt [Phi-95].
- *Dynamische scan* – In het geval van een dynamische scan worden er meerdere identieke afbeeldingen van een object gemaakt, die elkaar in de tijd opvolgen. Een dynamische scan kan bijvoorbeeld gebruikt worden om de aankleuring van een bloedvat door contrastvloeistof in de tijd te volgen.
- *ECG (Electro-Cardiogram)* – In een ECG wordt de elektrische activiteit van het hart als functie van de tijd geregistreerd. Daartoe worden een aantal elektroden op de borstkas van de patiënt bevestigd. De plaats van de elektroden is van grote invloed op de vorm van het geregistreerde signaal. Het ECG bestaat uit een opeenvolging van zogenaamde PQRST-complexen in de tijd [Her-94]. Iedere letter in zo'n complex stelt een bepaalde fase in de totale hartslagcyclus voor. De afstand tussen twee opeenvolgende complexen noemen we het hartslaginterval. Deze intervallen worden berekend als de afstanden in de tijd tussen twee opeenvolgende R-toppen. De hoge R-toppen worden veroorzaakt door de elektrische activiteit in het hart die de ventrikels doet samentrekken. Om temporele informatie over bijvoorbeeld bloedstroming te krijgen, is het nodig om een MR meting te synchroniseren met de hartslag. Hiervoor wordt in de praktijk ECG-triggering gebruikt.
- *MIP (Maximum Intensity Projection)* – Een projectietechniek die een afbeelding genereert door in de projectierichting de maximale signaalintensiteit te nemen voor elke pixel van de afbeelding.

- *NSA (Number of Signals Averaged)* - Het aantal keren dat een bepaalde waarde van de phase-encoding gradiënt wordt herhaald om het MR-signaal te samplen. In feite worden de profielen in de K-ruimte meerdere keren gemeten en bij elkaar opgeteld [Phi-95]. De totale intensiteit neemt lineair toe met het aantal metingen. De intensiteit van de aanwezige random ruis neemt echter maar met de wortel van het aantal metingen toe, vanwege het ontbreken van coherentie. Een toename van NSA van 1 tot n verbetert de signaal-ruis-verhouding daarom met een factor $(n)^{1/2}$.
- *SMART (Serial Motion Artifact Reduction Technique)* – Deze techniek kan gebruikt worden in het geval van $NSA > 1$ om artefacten, afkomstig van bewegingen tijdens een scan, te onderdrukken. Een lijnelement van de K-ruimte wordt niet meerdere keren meteen achter elkaar gesampled, maar steeds als de K-ruimte helemaal doorlopen is. Hierdoor kunnen de effecten van periodieke bewegingen in de K-ruimte als het ware uitgemiddeld worden.
- *TE (echotijd)* – Tijd tussen het moment van RF-excitatie en het tijdstip waarop de centrumfrequentie van het echosignaal gemeten wordt.
- *TR (repetitietijd)* – Tijd tussen twee opeenvolgende excitaties. De scantijden in het geval van een 2D en 3D gradiënt echo sequentie kunnen dan respectievelijk gedefinieerd worden door $TR \cdot NSA \cdot N_p$ en $TR \cdot NSA \cdot N_p \cdot N_s$, waarin N_p het aantal phase-encoding en N_s het aantal slice-encoding stappen is.

2.3 Bewegingsartefacten

In deze paragraaf worden de fysische aspecten van enkele bewegingsartefacten behandeld die kunnen optreden bij het afbeelden van niet-stationaire weefsels in het menselijk lichaam (denk aan stromend bloed).

FLOW VOIDS

Het signaal behorende bij een voxel is afkomstig van alle spins binnen een voxel. Dit signaal wordt verkregen door integratie over het gehele voxel volgens [Her-94]:

$$M_{\text{voxel}} \cdot e^{i\theta_{\text{voxel}}} = \iiint M(x, y, z) \cdot e^{i\theta(x, y, z)} dx dy dz \quad (2.6)$$

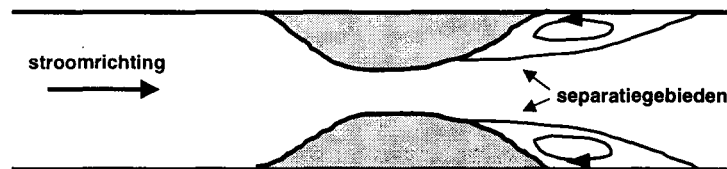
waarin M en θ respectievelijk de magnitude en fase van een signaal zijn. Wanneer de fasedistributie symmetrisch is en de spins een gelijke modulus hebben, wordt de juiste gemiddelde fase van het voxel bepaald. Bestaat een voxel echter uit twee spins met gelijke modulus, waarvan de ene bijvoorbeeld een fase heeft van nul en de andere een fase gelijk aan π , dan treedt er zogenaamde intravoxel defasering op. De juiste fase zou namelijk $\frac{1}{2}\pi$ moeten zijn, terwijl door complexe vectoroptelling een signaal resulteert met modulus nul en een fase die hierdoor willekeurig wordt.

Een plek in een bloedvat waar signaaluitdoving door intravoxel defasering plaats vindt, wordt ook wel een flow void genoemd. De belangrijkste oorzaak hiervan is turbulentie en in mindere mate complexe bewegingen (bijvoorbeeld versnellingen). In dit onderzoek is alleen de invloed van turbulentie in beschouwing genomen. Als de snelheid van een laminaire stroming toeneemt, blijkt de stroming over te gaan in een turbulente vorm. Er zijn een aantal overgangsgebieden te onderscheiden, variërend van volledig ongestoorde stroming (laminair), via golfvormige bewegingen en vortexvorming naar het ontstaan van turbulentie.

Het kritische punt, waarbij turbulentie optreedt, wordt bepaald door het dimensieloze getal van Reynolds (Re), gegeven door [Her-94,Sla-97]:

$$Re = \frac{2\rho Rv}{\eta} \quad (2.7)$$

In deze vergelijking stelt ρ de vloeistofdichtheid voor, R de straal van het bloedvat, v de gemiddelde snelheid en η de dynamische viscositeit. Turbulentie kan optreden, indien de kritische waarde van het Reynoldsgetal overschreden wordt of als er bijvoorbeeld een stenose of bifurcatie in het stromingsveld aanwezig is [Osh-95]. In figuur 2.4 is schematisch een stenose in een bloedvat weergegeven.

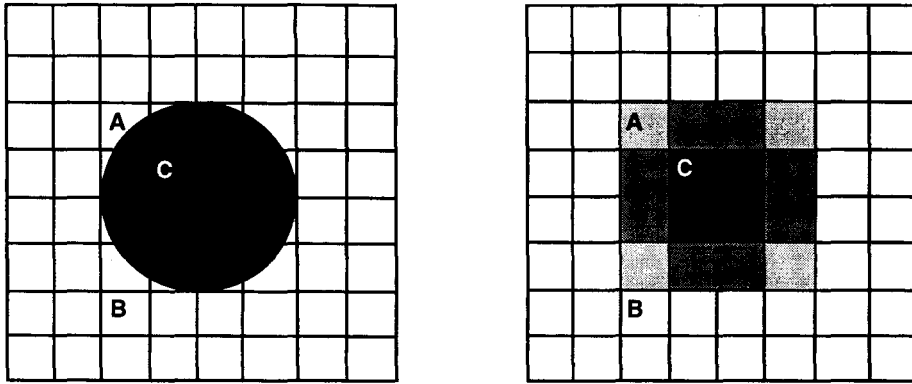


Figuur 2.4: Schematische weergave van een stenose, waarbij achter de stenose de bloedstroming aan de wanden kan recirculeren ten gevolge van het loslaten van de grenslaag. In de zogenaamde separatiegebieden ontstaat turbulentie als het Reynoldsgetal hoog genoeg is. Er treedt dan signaalverzwakking op in een MRA-afbeelding ten gevolge van intravoxel defasering.

Achter de stenose kan, doordat de snelheid van het bloed in de lengterichting van het bloedvat afneemt, loslating van de grenslaag aan de wanden optreden. De plaatsen waar dit gebeurt, worden ook wel separatiegebieden genoemd. Hierdoor kan de plaatselijke stroming gaan recirculeren en turbulent worden, mits het Reynoldsgetal de kritische waarde overschrijdt [Her-94,Sch-94]. Door intravoxel defasering kan signaaluitdoving plaats vinden, waardoor de ernst van een stenose met MRI overschat zal worden. Het signaalverlies is niet alleen afhankelijk van de grootte van het Reynoldsgetal, maar ook van de grootte van de componenten waaruit het getal is opgebouwd afzonderlijk en het stromingspatroon veroorzaakt door de stenose [Osh-95,Sie-97]. In het geval van pulsatiele stromingen, verandert het Reynoldsgetal met het toe- of afnemen van de bloedsnelheid. Het is daarom mogelijk dat een flow void kan optreden tijdens de systole in de hartcyclus, indien de bloedsnelheid groot genoeg is. Deze snelheidsafhankelijkheid is gebruikt bij de simulaties van een flow void in de (pulsatiele) carotis arteriën.

PARTIAL VOLUME EFFECTEN

Het zogenaamde partial volume effect kan plaats vinden, indien er twee of meer typen spins binnen één voxel aanwezig zijn. Dit kan bijvoorbeeld optreden aan de randen van een bloedvat waar stromende spins (bloed) en stationaire spins (vaatwand en weefsel) zich in één voxel bevinden. In figuur 2.5 is schematisch het optreden van het partial volume effect weergegeven aan de randen van een transversaal bloedvat. Elk getekend voxel is ingevuld volgens de complexe vectoroptelling in (2.6). In het geval van MRA-scans met contrastvloeistof is het contrast tussen bloed en stationair weefsel groot. Het partial volume effect kan nu beduidend zijn aan de randen van een bloedvat afhankelijk van de spatiële resolutie in een afbeelding. Deze resolutie wordt bepaald door het FOV en het aantal pixels in de afbeelding (zie ook paragraaf 2.2.3).



Figuur 2.5: Partial volume effecten. In het linker gedeelte van de figuur zijn zowel stationaire spins (wit) als stromende spins (zwart) aanwezig. Voxels B en C bevatten slechts spins van één soort, terwijl voxel A uit zowel stationaire als stromende spins bestaat. In dit laatste voxel treedt het partial volume effect op. In het rechter gedeelte is te zien hoe het vat wordt afgebeeld wanneer elk getekend voxel wordt ingevuld volgens de complexe vectoroptelling in (2.6).

GHOSTING

In het algemeen is vanwege de acquisitie van de K-ruimte MRI alleen geschikt om stationaire weefsels af te beelden. Stromend bloed of in het algemeen bewegende weefsels tijdens een scan kunnen bewegingsartefacten veroorzaken in een afbeelding. In het geval van periodieke bewegingen, bijvoorbeeld het bewegen van de borstkas door ademhaling of het “kloppen” van de aorta door de pulsatiliteit van het bloed, kunnen zogenaamde Ghosting-artefacten ontstaan. De oorzaak van deze artefacten is de tijdsafhankelijkheid van het te samplen MR-signaal [Vla-96]. Elk profiel van de K-ruimte zal, al naar gelang de mate van beweging, beïnvloed worden. In het geval van een gradiënt echo sequentie wordt om het tijdsinterval TR een lijnelement van de K-ruimte gesampled worden en afhankelijk van de samplemethode zullen de profielen op een bepaalde wijze gemoduleerd worden [Mez-95].

Als verduidelijking wordt nu één dimensie beschouwd en een periodieke beweging verondersteld die alleen de amplitude van de spatiële frequentiecomponenten van het 1D spatiële frequentiedomein verandert. Deze verandering $V(k_y)$ kan bijvoorbeeld gegeven worden door:

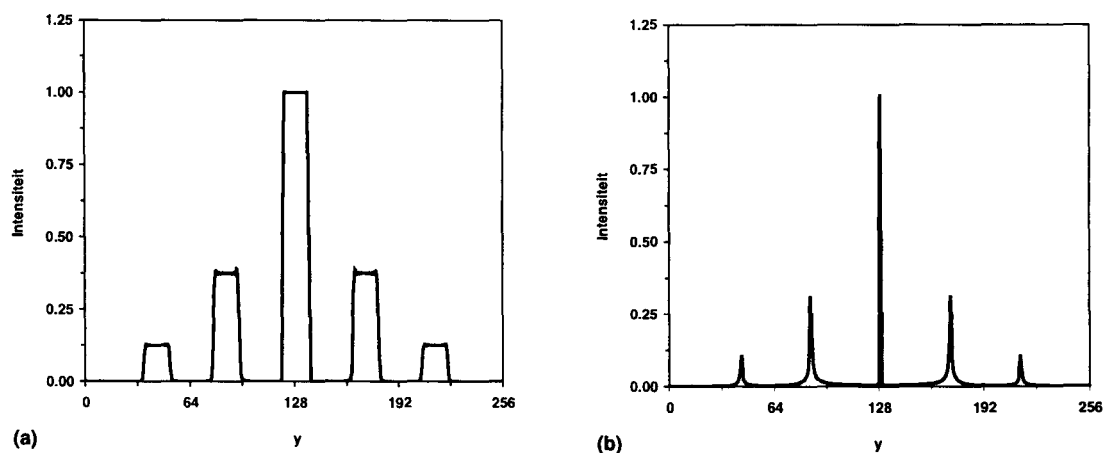
$$V(k_y) = 1 + \frac{3}{4} \sin\left(\frac{2\pi k_y}{6}\right) + \frac{1}{4} \sin\left(\frac{2\pi k_y}{3}\right) \quad (2.8)$$

en wordt vermenigvuldigd met de spatiële frequenties behorende bij de Fourier getransformeerde van een blokfunctie. Dit is een sinc-functie die als volgt gedefinieerd wordt [Bar-97]:

$$H(k_y) = y_b \cdot \frac{\sin(\pi y_b k_y)}{\pi y_b k_y} \quad (2.9)$$

waarin y_b de lengte van het blok in het plaatsdomein is. De breedte van de hoofdlob is $2/y_b$ en de breedte van de overige lobben $1/y_b$. Indien de 1D-IFT berekend wordt van het resultaat van de vermenigvuldiging in het spatiële frequentiedomein, wordt figuur 2.6(a) verkregen. Naast de oorspronkelijke blokfunctie zijn nu aan weerszijden ervan twee extra blokfuncties zichtbaar en dit zijn de eerder genoemde Ghosting-artefacten. In figuur 2.6(b) is de getransformeerde van $V(k_y)$ weergegeven.

De convolutie van deze curve met de originele blokfunctie levert ook figuur 2.6(a), omdat een vermenigvuldiging van twee functies in het spatiële frequentiedomein gelijk is aan de convolutie van de twee getransformeerde functies in het plaatsdomein [Phi-95]. De deltapiek in figuur 2.6(b) is afkomstig van de constante factor in vergelijking (2.8), terwijl de twee pieken aan weerszijden de getransformeerden zijn van de twee sinussen. De afstand tussen een bepaalde piek en de deltapiek hangt af van de frequentie van de betreffende harmonische in $V(k_y)$. Indien de frequentie naar nul gaat, verschuift de piek richting centrum van figuur 2.6(b). De afstand van de twee pieken tot het centrum verschilt een factor twee, omdat de frequenties van de harmonischen ook een factor twee verschillen. De convolutie van figuur 2.6(b) met de originele blokfunctie levert duplicaten van de blokfunctie op en wel precies op de plaatsen van de pieken in de getransformeerde van $V(k_y)$. Verder geldt dat meer Ghosting-artefacten gegenereerd worden, indien het aantal harmonischen in $V(k_y)$ toeneemt [Mez-95].



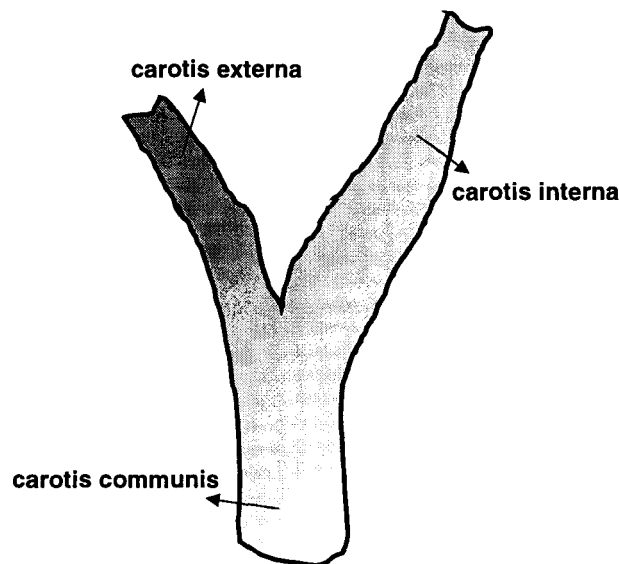
Figuur 2.6: (a) Simulatie van Ghosting-artefacten bij een blokfunctie in het plaatsdomein, indien de amplitude van de spatiële frequentiecomponenten in het 1D spatiële frequentiedomein met een periodieke functie $V(k_y)$ gemoduleerd wordt. Hetzelfde resultaat levert de convolutie van de getransformeerde van $V(k_y)$ in (b) met de originele blokfunctie.

Bovenstaande discussie gaat alleen uit van veranderingen in de amplitude van de spatiële frequentiecomponenten in een 1D spatiële frequentiedomein. In werkelijkheid wordt ook de fasecomponent door bewegingen beïnvloed en is er dus sprake van een combinatie van amplitude- en faseveranderingen in het spatiële frequentiedomein.

Bij het afbeelden van de carotis arteriën en venen wordt geen invloed van ademhaling ondervonden, maar wel van bewegingen door het pulsatieel zijn van de bloedstroming (door de hartbeweging). In praktijk kunnen Ghosting-artefacten die hierdoor ontstaan, onderdrukt worden door ECG-triggering toe te passen. In dit onderzoek wordt echter geen triggering gebruikt.

MRA-STUDIES MET CONTRASTVLOEISTOF

Zoals al beschreven in de inleiding is het van groot belang stenoses tijdig te kunnen opsporen en eventueel te verwijderen. De carotis bifurcatie (de vorksgewijze splitsing van de halsslagader) is een plaats in het menselijk lichaam die vaak wordt aangetast door arteriosclerose en waar stenoses kunnen voorkomen. In figuur 3.1 is de carotis bifurcatie schematisch weergegeven, bestaande uit de carotis communis die zich splitst in de carotis externa en carotis interna. De carotis externa voorziet diverse weefsels en structuren aan de voorkant van de schedel van bloed, terwijl de carotis interna de toevoer van bloed aan de hersenen verzorgt. Een karakteristiek kenmerk van een gezonde bifurcatie is het wijde gedeelte aan het begin van de carotis interna [Reu-91].

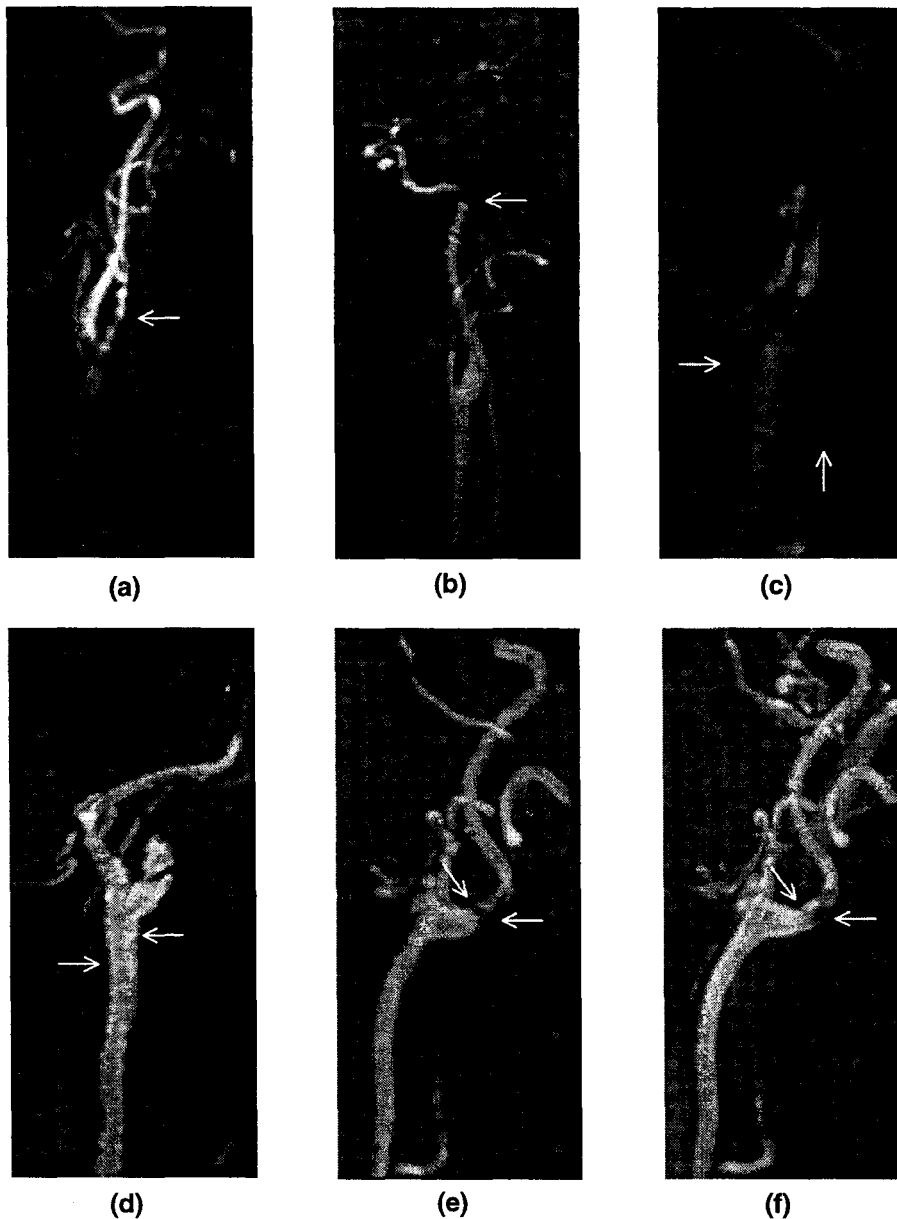


Figuur 3.1: Schematische weergave van de carotis bifurcatie, bestaande uit de carotis communis die zich splitst in de carotis externa en carotis interna.

Bij het gebruik van MR contrastvloeistof wordt door het intraveneus inspuiten van een contrastmiddel de T_1 -waarde van bloed verkleind en het beeldcontrast tussen bloed en achtergrondweefsel verhoogd bij een T_1 -gewogen opname. Als contrastmiddel wordt tegenwoordig het meest het paramagnetische ion Gadolinium (Gd^{3+}) toegepast. Gadolinium zelf is giftig en wordt daarom niet als vrij ion gebruikt, maar in gebonden vorm aan molekulen (bijvoorbeeld aan DTPA). Gebonden is het Gd^{3+} -ion minder giftig en kan het intraveneus aan een patiënt toegediend worden [Phi-95]. In het Sint Joseph Ziekenhuis te Veldhoven zijn de meest gebruikte scanprotocollen voor het visualiseren van een bolus contrastvloeistof de 2D en 3D gradiënt echo sequenties (zie bijlage A). Het simulatieprogramma is op het 3D protocol gebaseerd.

Door toepassing van contrastvloeistof vindt niet alleen aankleuring van de carotis arteriën plaats, maar ook van de venen. Over het algemeen bedraagt het tijdsinterval tussen maximale aankleuring van de carotis arteriën en venen ongeveer 10 s [Boo-97, Kaa-97]. Voor afbeeldingen van de carotis arteriën met een hoog contrast dient het centrum van de K-ruimte gesampled te worden op het moment van de hoogste concentratie contrastvloeistof in de arteriën. Dit vereist een nauwkeurige timing van de intraveneuze injectie.

Als het centrum van de K-ruimte namelijk te vroeg gemeten wordt, is het signaal afkomstig van de arteriën nog niet maximaal. Indien de lage spatiale frequentiecomponenten te laat gesampled worden, kleuren de carotis venen al aan en worden de arteriën minder goed zichtbaar afgebeeld. Bovendien zijn aankleurings-effecten nihil, indien het centrum van de K-ruimte op het moment van maximale aankleurings gesampled wordt [Mak-96]. De scantijd dient klein te zijn om veneuze aankleurings te vermijden en daarom worden in de praktijk alleen niet-getriggerde scans gemaakt.



Figuur 3.2: Delen uit afbeeldingen van de carotis bifurcatie afkomstig van in vivo 2D (b) en 3D (a,c,d,e,f) gradiënt echo scans, waarbij contrastvloeistof geïnjecteerd is en sequentiële sampling gebruikt is. Voor alle afbeeldingen geldt dat de phase- en frequency-encoding gradiënt respectievelijk in horizontale en verticale richting staan. De slice-encoding gradiënt staat loodrecht op het vlak van de afbeeldingen. (a) MIP met fibromusculaire dysplasie?, (b) plak met susceptibiliteitsartefact, (c) plak met regelmatig patroon buiten carotis bifurcatie, (d) MIP met intensiteit randen carotis communis versterkt en (e,f) MIP's van twee opeenvolgende dynamische afbeeldingen in de tijd waarbij respectievelijk wel en geen afwijking aanwezig is bij het linker pijltje.

De motivatie van dit onderzoek is afkomstig uit in vivo MRA-afbeeldingen van de carotis bifurcatie, waarbij contrastvloeistof geïnjecteerd is. In deze afbeeldingen zijn namelijk dikwijls moeilijk verklaarbare afwijkingen te zien die artefacten zouden kunnen zijn, maar ook de fysiologische gevolgen van bijvoorbeeld een vaatziekte. Om dit probleem te illustreren zijn in figuur 3.2 delen van een aantal van zo'n afbeeldingen afgebeeld die afkomstig zijn van niet-getriggerde 2D en 3D gradiënt echo scans.

In (a) is met een pijltje een patroon van insnoeringen in de frequency-encoding richting aangeduid, waarbij gedacht kan worden aan fibromusculaire dysplasie. Dit is een vaatziekte waarbij de samentrekking van spieren in de vaatwand op sommige plekken groter is dan normaal. In dit geval zouden de afwijkingen fysiologisch verklaarbaar zijn. Een ander verklaring is dat artefacten kunnen ontstaan bij het genereren van de Maximum Intensity Projection (MIP). In (b) is een plek in de carotis interna (aangegeven met een pijltje) volledig zwart. Fysiologisch gezien zou de arterie hier stoppen en vindt er geen bloeddorstroming plaats. Op basis van de anatomie blijkt echter dat op die bepaalde plek de carotis interna de schedel in gaat, waardoor een susceptibiliteitsartefact optreedt [Kaa-97]. Dit wordt verder niet behandeld.

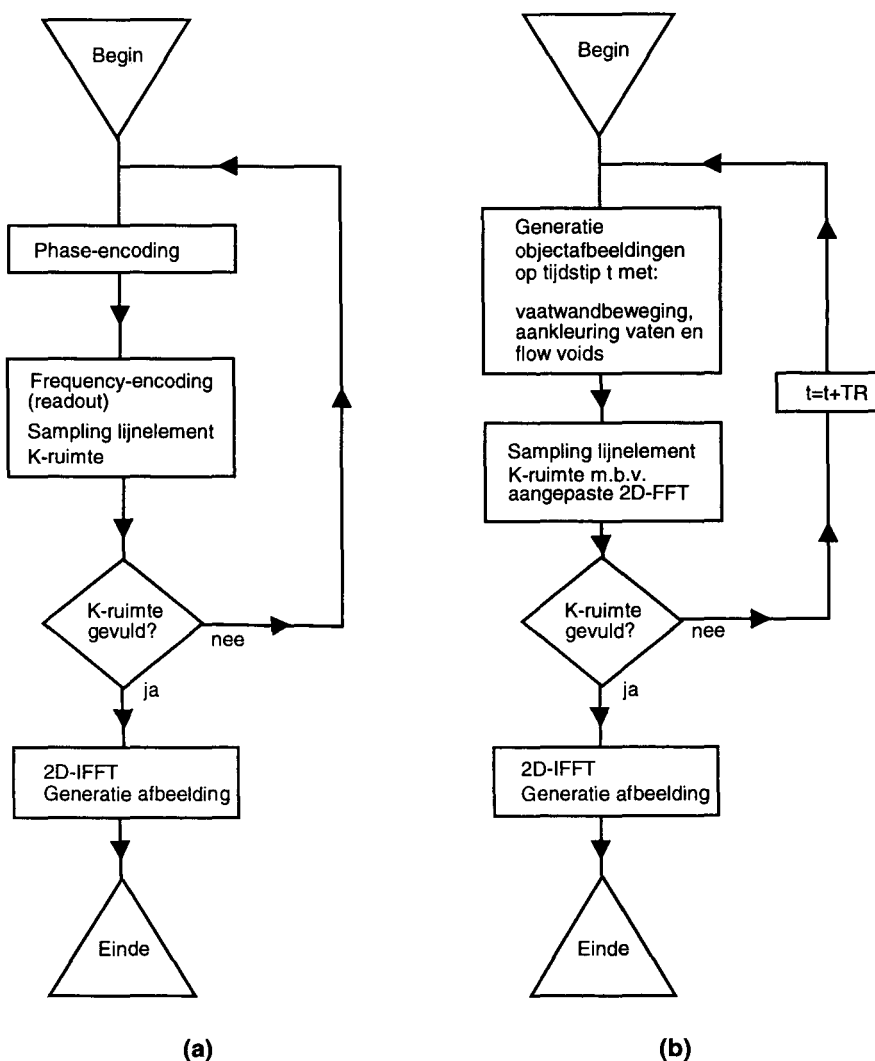
De afwijkingen die in figuur 3.2(c t/m f) te zien zijn en hieronder kort aangeduid worden, treden stuk voor stuk op in de phase-encoding richting van de afbeeldingen. In (c) is een regelmatig patroon van lichte en donkere parallelle strepen buiten de carotis bifurcatie aanwezig, terwijl in (d) de intensiteit van de randen van de carotis communis versterkt weergegeven wordt ten opzichte van de intensiteit in het centrum van de arterie (pijltjes). In figuur 3.2(e) en (f) zijn twee opeenvolgende dynamische afbeeldingen van een 2D gradiënt echo scan afgebeeld. Het rechter pijltje in beide afbeeldingen geeft een donkere plek in de carotis interna aan die waarschijnlijk een flow void voorstelt. Bij het linker pijltje is in (e) wel en in (f) geen afwijking in de vorm van een donkere plek aanwezig. Dit laatste betekent dat de afwijking in (e) fysiologisch niet verklaarbaar is.

Voor de beschreven afwijkingen in de vorige alinea zijn nog geen bevredigende verklaringen gevonden. Wellicht dat met de simulaties (zoals beschreven in hoofdstuk 4) deze afwijkingen toegeschreven kunnen worden aan de verschijnselen als vaatwandbeweging, aankleuring en flow voids.

ALGEMENE OPZET SIMULATIES

4.1 Inleiding

Het hoofddoel van een simulatiestudie is de werkelijkheid zo goed mogelijk na te bootsen. Hiertoe zijn een aantal veronderstellingen en vereenvoudigingen gemaakt, die in de loop van dit hoofdstuk besproken zullen worden. In figuur 4.1(a,b) zijn schematisch de generatieprocessen van afbeeldingen bij respectievelijk MRI-scans en de simulaties weergegeven in de vorm van stroomdiagrammen. Als uitgangspunt bij de simulaties zijn zogenaamde objectafbeeldingen gebruikt, waarmee de eerder genoemde verschijnselen als vaatwandbeweging, etc. gesimuleerd konden worden.



Figuur 4.1: Schematisch overzicht van het proces dat leidt tot een afbeelding in het geval van (a) een MRI-scan en (b) een simulatie.

Als het ware is een 2D gradiënt echo sequentie gesimuleerd met de kenmerken van het 3D protocol qua timing-parameters (zie ook paragraaf 2.2.4 en hoofdstuk 3). In de simulaties werd naar twee dimensies gekeken, namelijk die opgelegd door de richtingen van de frequency- en phase-encoding gradiënt, maar wel zo getimed alsof de slice-encoding gradiënt ook toegepast werd. In het geval van NSA>1 en SMART kon zo een tijdsinterval tussen twee opeenvolgende excitaties van de gehele 2D K-ruimte gecreëerd worden. De denkbeeldige slice-encoding gradiënt veranderde pas van grootte op het moment dat alle mogelijke waarden van de phase-encoding gradiënt doorlopen waren (yz-volgorde). Het was niet het doel van de simulatiestudie om een niet-getriggerde 2D of 3D gradiënt echo sequentie precies na te bootsen, maar om een idee te krijgen hoe verschijnselen als vaatwandbeweging, etc. zich manifesteren in de uiteindelijke afbeeldingen bij een bepaalde methode om de K-ruimte te samplen. Belangrijk is verder dat de duur van het uitlezen van de frequency-encoding gradiënt ($\ll TE$), verwaarloosd kon worden ten opzichte van de duur van de gehele pulssequentie ($=TR \cdot NSA \cdot N_p$). De tijd tussen het samplen van twee opeenvolgende objectafbeeldingen was daarom gelijk aan de repetitietijd TR.

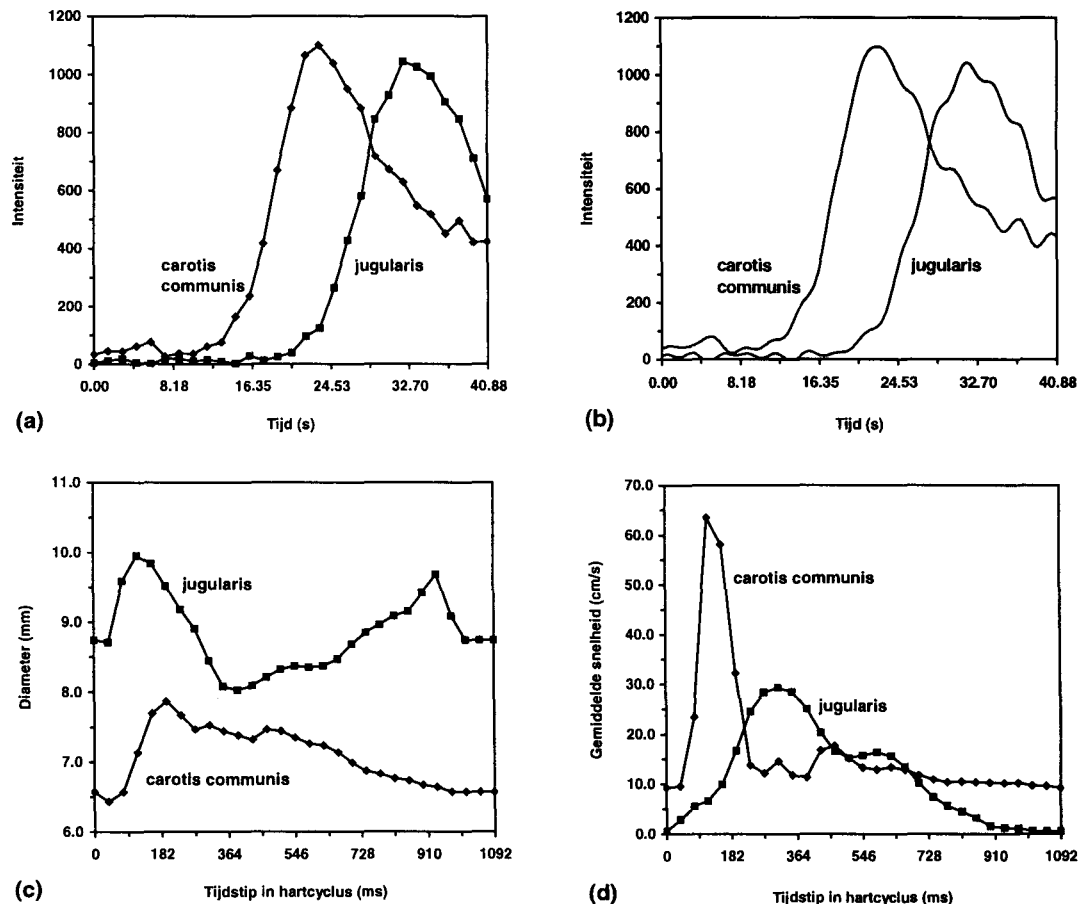
Om vaatwandbeweging, aankleuring en flow voids te kunnen simuleren, zijn stromingsmodellen of gemeten data nodig en deze worden in paragraaf 4.2 besproken. De implementatie van de drie genoemde verschijnselen in de vorm van de objectafbeeldingen wordt in paragraaf 4.3 toegelicht. Voor het berekenen van een bepaald profiel in de K-ruimte is een aangepaste 2D-FFT gebruikt. In paragraaf 4.4 wordt de implementatie van deze transformatie en de methoden om de K-ruimte te samplen nader uiteengezet.

4.2 Aankleuring, diameter en snelheid als functie van de tijd

Met het simulatieprogramma is het mogelijk om zowel arteriën als venen te simuleren. Hiervoor zijn de aankleuring, de diameter en de snelheid als functie van de tijd voor beide typen bloedvaten vereist. De aankleuringscurves van de carotis arteriën en venen staan veelvuldig afgedrukt in de literatuur [o.a. Boo-97] en deze geven de aankleuring op één plaats in de bloedvaten als functie van de tijd weer. De aankleuringscurves zijn zelf gemeten en wel door middel van een 2D Gd-scan. In elke afbeelding van de dynamische serie is op steeds dezelfde plaatsen in de carotis communis en de jugularis (de ader naast de bifurcatie) een gebied gedefinieerd, waarover de gemiddelde intensiteit berekend werd. Op deze manier zijn de curves in figuur 4.2(a) verkregen. De aldus verkregen data worden toegepast om de intensiteit van de bloedvaten in de objectafbeeldingen te berekenen op een bepaald tijdstip gedurende een scan. De aankleuringscurve van de jugularis is een exacte kopie van de curve behorende bij de carotis communis met als verschil een lagere intensiteit voor de aankleuring. Begrijpelijk, omdat de concentratie contrastvloeistof tijdens het traject arterie-vene onder andere afneemt door de talloze splitsingen in het bloedvatenstelsel. Door het grote tijdsinterval tussen de samplepunten van de curves (1.46 s versus een TR van 5-15 ms) levert een continue benadering door middel van lineaire interpolatie geen vloeiende grafieken op. Bij het simuleren van de voortplanting van een bolus contrastmiddel treden hierdoor in afbeeldingen vreemde afwijkingen op (profondervindelijk vastgesteld), doordat zich als het ware bij een datapunt een knik in de aankleuringscurve bevindt. De datapunten zijn gefit met behulp van Fourier transformaties en dit levert wel een vloeiend verloop van de aankleuringscurves op en niet de bovengenoemde afwijkingen in een afbeelding (zie figuur 4.2(b)).

Met behulp van een zogenaamde MR 2D Quantitative Flow meting (QF) zijn de doorsnede en het volumedebiet op één plaats in de carotis communis en de jugularis als functie van de tijd gemeten. Op de fysische achtergronden van deze scanteknik wordt hier verder niet ingegaan, maar kan bijvoorbeeld [Jon-97] raad gepleegd worden. Door aan te nemen dat de twee bloedvaten cirkelvormig zijn, is de overgang van doorsnede naar diameter een simpele. Voor de carotis communis is deze aanname goed, voor de jugularis echter niet [Hoe-97]. Van belang is echter dat de simulaties verricht worden om de afwijkingen te bestuderen die optreden door het veranderen van de diameter en dat de vorm van een bloedvat zelf best mag afwijken van de werkelijke vorm.

In figuur 4.2(c,d) zijn respectievelijk de gemeten diameters en gemiddelde snelheden behorende bij zowel de carotis communis als de jugularis afgebeeld als functie van de tijd in de hartcyclus.

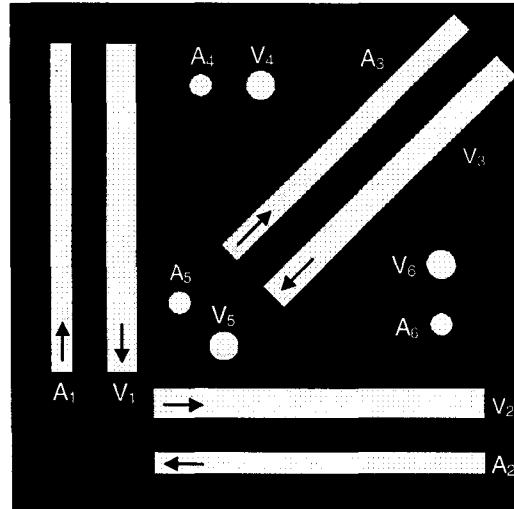


Figuur 4.2: (a) Gemeten aankleuringscurves van de carotis communis en de jugularis. (b) De curves uit (a) zijn gefit met behulp van Fourier transformaties en dit levert een vloeiende curve op. Het simuleren van de aankleuring van bloedvaten op een willekeurig tijdstip gaat nu nauwkeuriger dan lineaire interpolatie toe te passen op de meetpunten in (a). Het tijdsinterval tussen maximale aankleuring van de carotis arteriën en venen bedraagt ongeveer 9 s. (c) Doorsneden van de twee typen bloedvaten als functie van de tijd. De gemiddelde diameters zijn 7.1 en 8.8 mm. (d) Gemiddelde snelheden over transversale doorsneden van de carotis communis en de jugularis als functie van de tijd. De gemiddelde snelheden zijn respectievelijk 16.4 en 11.3 cm/s. De curves in (c) en (d) zijn gemeten met behulp van de Quantitative Flow techniek.

4.3 Generatie objectafbeeldingen

In de vorm van objectafbeeldingen worden de carotis arteriën en venen in het menselijk lichaam nagebootst. Met het simulatieprogramma is het mogelijk om sagittale of transversale doorsneden van deze bloedvaten te simuleren. Bovendien kan de hoek tussen de lengterichting van een sagittaal bloedvat en de x-as van een objectafbeelding ook gevarieerd worden met als op te geven waarden 0° , 45° en 90° . Alle mogelijk te simuleren bloedvaten zijn in figuur 4.3 weergegeven, waarbij de lengte van een sagittaal bloedvat ongeveer 65% van het in te stellen FOV bedraagt. De arteriën 4, 5 en 6 zijn transversale doorsneden respectievelijk gemaakt aan het begin, op het midden en aan het einde van arterie 1.

Voor de venen 4, 5 en 6 geldt hetzelfde, maar dan met betrekking tot vene 1. De pijlen in figuur 4.3 geven de stroomrichting van het bloed aan oftewel de richting waarin aankleuring plaats zal vinden. Aan de hand van de curves gepresenteerd in paragraaf 4.2 kan voor elke phase-encoding stap een objectafbeelding berekend worden. Het generatieproces is schematisch weergegeven in figuur 4.4 en de implementatie ervan wordt hieronder nader beschreven voor de verschillende type simulaties.



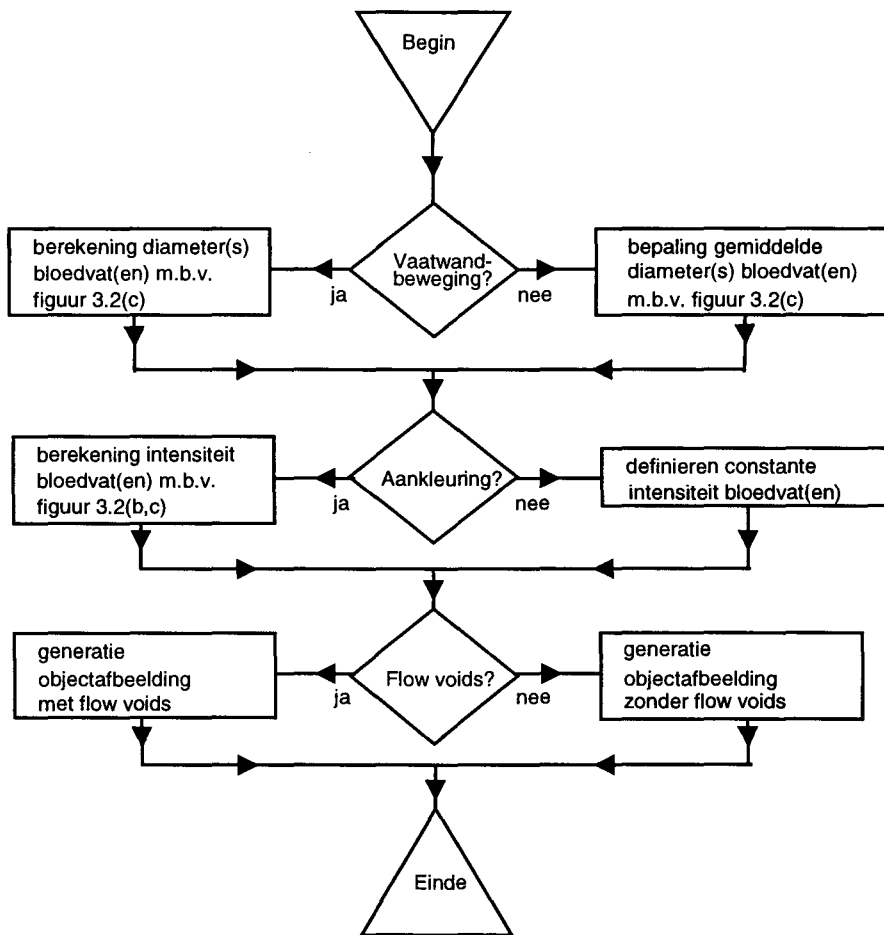
Figuur 4.3: Objectafbeelding (1024x1024 pixels) waarin alle mogelijk te simuleren bloedvaten zijn gegenereerd. De arteriën en venen zijn respectievelijk genummerd A_1 t/m A_6 en V_1 t/m V_6 . Voor alle bloedvaten is de gemiddelde diameter gebruikt, die bepaald is met behulp van de data in figuur 4.2(c). De pijlen geven de stroomrichting van het bloed aan.

VAATWANDBEWEGING

Zoals al eerder gezegd kan de diameter van de te simuleren bloedvaten bepaald worden uit de resultaten van een MR Quantitative Flow meting (figuur 4.2(c)). Met behulp van lineaire interpolatie wordt op elk tijdstip in een simulatie een waarde voor de diameter verkregen. In tegenstelling tot de bepaling van de aankleuring is dit nu wel toegestaan, omdat het tijdsinterval tussen de datapunten van de curves klein is (39 ms versus een TR van 5-15 ms). De diameter kan uitgedrukt worden in pixels door te vermenigvuldigen met de factor (N/FOV), waarin N het aantal pixels in de phase-encoding richting en FOV het Field of View is. De golflengte van de uitwijkingsgolf in de carotis bloedvaten is groot (100-200 cm) ten opzichte van de lengte van de bloedvaten in onze simulaties (circa 10 cm). Er mag daarom verondersteld worden dat de radiale uitwijking van de vaatwand alleen als functie van de tijd varieert en niet als functie van de positie in de lengterichting van het vat [Mil-89]. In het geval van een sagittaal bloedvat betekent dit een rechthoek in een objectafbeelding, waarvan de breedte bepaald wordt door de waarde van de diameter en dus als functie van de tijd groter of kleiner wordt. Bij een transversaal bloedvat wordt in de objectafbeelding een cirkel gegenereerd met als diameter de gemeten waarde. De cirkel wordt berekend door een centropixel aan te wijzen en hier een vierkant omheen te definiëren, waarvan de afmetingen iets groter zijn dan de waarde van de diameter. Een pixel binnen dit vierkant behoort nu tot de te genereren cirkel, indien de afstand van dat pixel tot het centropixel kleiner is dan de berekende diameter van het bloedvat.

De intensiteit van een sagittaal of transversaal bloedvat is constant in de tijd als er geen aankleuring plaats vindt. Bij aankleuring zal de intensiteit op een bepaald tijdstip bepaald worden uit de aankleurings- en snelheidscurves. Om vaatwandbeweging zo nauwkeurig mogelijk te definiëren, zijn objectafbeeldingen met een hoge resolutie van 1024x1024 pixels gebruikt. Een pixel behoort wel of niet tot een bloedvat, waardoor partial volume effecten (zie paragraaf 2.3) voorkomen worden in de objectafbeeldingen.

In het geval van sagittale bloedvaten wordt door het afronden van de diameter een fout gemaakt die maximaal 1 pixel of omgerekend 10^{-1} mm bedraagt (voor $N=1024$ en een FOV van 100×100 mm). Voor een transversaal bloedvat kan een fout berekend worden door op elk tijdstip in de hartcyclus het verschil tussen de gemeten en gesimuleerde oppervlakte in pixels te bepalen. Door deze verschillen te delen door de gemeten oppervlakte en vervolgens de relatieve fouten van alle punten van de hartcyclus te middelen, vinden we $(2 \pm 1) \cdot 10^{-1} \%$ (carotis arterie, $N=1024$ en FOV= 100×100 mm).



Figuur 4.4: Schematisch overzicht van het generatieproces van de objectafbeeldingen die in onze simulaties gebruikt zijn.

AANKLEURING

Net als in het geval van de uitwijkingsgolf is de gemiddelde snelheid in de carotis bloedvaten bij benadering alleen afhankelijk van de tijd en niet van de positie in de lengterichting van de vaten [Mil-89]. De gemiddelde snelheden aan het begin en het einde van een sagittaal bloedvat zijn dus aan elkaar gelijk. In het simulatieprogramma zijn drie verschillende methoden van voortplanting van de bolus contrastvloeistof geïmplementeerd. Bij alle methoden wordt aangenomen dat na injectie de contrastvloeistof zich over de hele doorsnede van een bloedvat verspreidt [Kaa-97], waardoor alleen in de lengterichting (en niet in radiale richting) aankleuring gesimuleerd wordt. In figuur 4.5 is schematisch de implementatie van de aankleuring van arterie A_2 weergegeven. De eerste methode gaat uit van een oneindige snelheid, waardoor een sagittaal bloedvat op een tijdstip in de hartcyclus over de gehele lengte dezelfde aankleuring vertoont. De intensiteit wordt bepaald met behulp van figuur 4.2(b).

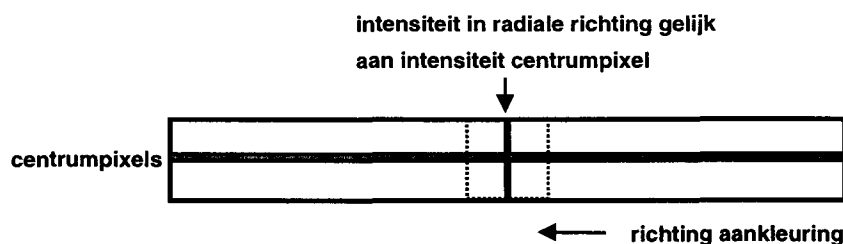
Een bolus contrastvloeistof kan zich ook met een constante snelheid door de bloedvaten voortbewegen. Bij de implementatie van deze voortplanting wordt een waarde voor de gemiddelde snelheid opgegeven en voor elk centropixel in de lengterichting van een vat de intensiteit bepaald. Het tijdstip, waarop de intensiteit uit de aankleuringscurves volgt, wordt berekend door de volgende betrekking:

$$t_{c,j} = t - \frac{\text{FOV}}{N} \cdot \frac{(j-1)}{w} \quad (4.1)$$

waarin t het tijdstip in een scan is, j een bepaald pixel langs de lengte-as van een bloedvat weergeeft (met als maximum het totale aantal pixels langs de as) en w de constante gemiddelde snelheid is. Het eerste centropixel van een bloedvat correspondeert met $j=1$. In werkelijkheid is de stroming in een bloedvat pulsatieel (kloppend) en de derde methode met betrekking tot de aankleuring van een bloedvat is dan ook gebaseerd op een pulsatiele aankleuring. In tegenstelling tot de vorige methode verandert de gemiddelde snelheid in een bloedvat nu als functie van de tijd (zie gemeten data in figuur 4.2(d)). Met behulp van de volgende vergelijking is het tijdstip $t_{p,j}$ berekend, waarmee een intensiteit uit figuur 4.2(b) bepaald is:

$$t_{p,j} = t - \frac{\text{FOV}}{N} \cdot \frac{(j-1)}{\int_t^{t_{p,j}} w dt} \quad (4.2)$$

Het eerste centropixel correspondeert wederom met $j=1$. Indien er geen vaatwandbeweging gesimuleerd wordt, zal de diameter van een bloedvat gelijk zijn aan de gemiddelde diameter berekend over de hartcyclus.



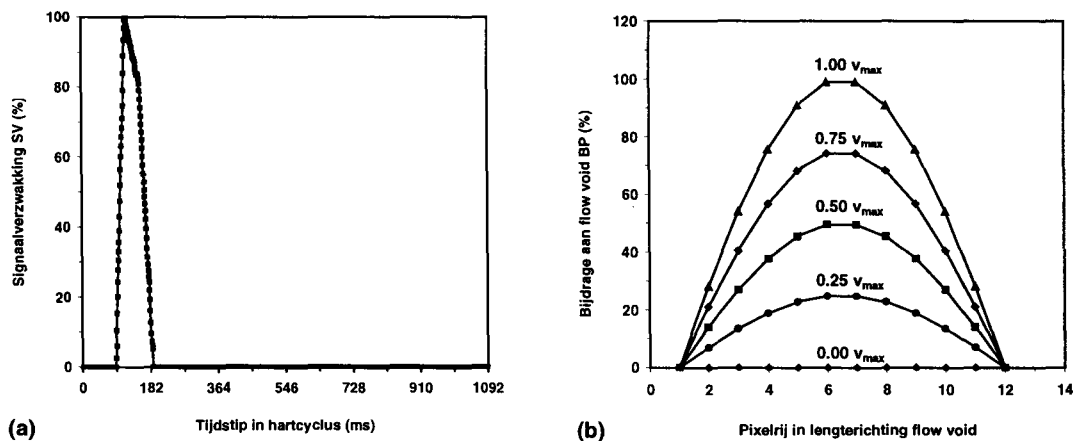
Figuur 4.5: Schematische weergave van de implementatie van arterie A₂. Afhankelijk van de wijze waarop een bolus contrastvloeistof zich voortplant, wordt er voor elk centropixel (de pixels op de lengte-as van het bloedvat) een tijdstip in de aankleuringscurves berekend en vervolgens een intensiteit bepaald. Deze intensiteit wordt aan alle pixels in radiale richting gegeven, omdat is aangenomen dat na injectie de contrastvloeistof zich over de hele doorsnede van een bloedvat zal verspreiden en er dus geen radiale aankleuring gesimuleerd hoeft te worden. De gestippelde rechthoek geeft het gebied aan waarbinnen flow voids gesimuleerd kunnen worden.

Uit het bovenstaande volgt dat bij de drie methoden de aankleuringscurves uit figuur 4.2(b) gebruikt worden en in de simulaties als uitgangspunt dienen om de intensiteit van een bloedvat als functie van de positie in de lengterichting te berekenen. De gemeten data gelden in vivo echter alleen voor de gemeten snelheid in figuur 4.2(d) (methode 3). In werkelijkheid zullen de aankleuringscurves voor methode 1 en 2 waarschijnlijk een andere vorm bezitten door de verschillende bloedsnelheid (als functie van de tijd). De eerste twee methoden benaderen dus niet de werkelijkheid, maar kunnen wel gebruikt worden om meer inzicht te verwerven met simulaties.

FLOW VOIDS

Zoals beschreven in de theorie (zie paragraaf 2.3) is het ontstaan van flow voids afhankelijk van een aantal factoren, waaronder het Reynoldsgetal en het stromingspatroon in een bloedvat. Alleen in de arteriën A_1 t/m A_3 is het ontstaan van flow voids geïmplementeerd. In de praktijk kan turbulentie bijvoorbeeld optreden achter een stenose of dichtbij een bifurcatie, maar in rechte vaten niet zo snel [Osh-95]. Het simuleren van signaalverzwakking in de sagittale arteriën A_1 t/m A_3 door turbulentie is dus geen goede benadering van de werkelijkheid. Op deze wijze kunnen echter wel eventuele artefacten in afbeeldingen onderzocht en voorspeld worden voor geometriën van bloedvaten, waarbij wel turbulentie en signaalverzwakking kan plaats vinden.

In de simulaties hangt het ontstaan van flow voids alleen af van de grootte van de bloedsnelheid. Het gebied waarbinnen een flow void kan optreden, is gedefinieerd als een rechthoek die in het midden van het bloedvat gepositioneerd is (zie figuur 4.5). De afmetingen van het gebied in radiale en longitudinale richting zijn gelijk genomen aan respectievelijk de diameter van het bloedvat (afhankelijk van het tijdstip in de hartcyclus) en de gemiddelde diameter in pixels (GD).



Figuur 4.6: (a) De signaalverzwakking SV als functie van de tijd in de hartcyclus. In de simulaties is een flow void afhankelijk van de grootte van de bloedsnelheid en alleen geïmplementeerd in de carotis arteriën. De drempelsnelheid bedraagt de helft van de maximale snelheid. (b) De bijdrage BP van een pixelrij binnen de rechthoek tot de te simuleren flow void. De bijdrage van een pixel dat zich dicht bij de grenzen van een flow void bevindt, is kleiner dan de bijdrage van een pixel in het centrum van de flow void. Hiertoe is een cosinus in de lengterichting van de rechthoek gefit met als amplitude de signaalverzwakking op een bepaald tijdstip in de hartcyclus.

Net als bij aankleuring wordt voor elk centropixel in de flow void een intensiteit berekend die ook voor de pixels in radiale richting gebruikt zal worden. Deze intensiteit hangt af van de gemiddelde snelheid in de arterie en de positie van het centropixel in de lengterichting. De snelheid waarbij er turbulentie kan gaan optreden, is gedefinieerd als de helft van de maximale snelheid in de arteriën. Hoe hoger de snelheid ligt ten opzichte van de drempelsnelheid, hoe groter de turbulentie en de signaalverzwakking SV in onze simulaties. De signaalverzwakking door een flow void in de hartcyclus kan dus beschreven worden door dat deel van de snelheidscurve in figuur 4.2(d), dat boven de waarde van de drempelsnelheid ligt (zie figuur 4.6(b)). De curve is zo geschaald dat bij de drempelsnelheid en de maximale snelheid een signaalverzwakking van respectievelijk 0 en 100% hoort.

De intensiteit van een voxel dat zich dicht bij de grenzen van een flow void bevindt, zal een hogere waarde hebben dan de intensiteit behorende bij een voxel in het centrum van de flow void. Om dit te simuleren is de bijdrage tot de flow void van een pixelrij BP_j binnen de grenzen van de rechthoek gerelateerd aan de positie van die pixelrij in de lengterichting. Hiertoe wordt gebruik gemaakt van een cosinus, waarbij precies één halve periode genomen wordt en pixels op de grenzen en in het centrum van de flow void respectievelijk de waarden 0 en SV krijgen (zie figuur 4.6(b)). De bijdrage BP_j is dan gedefinieerd door:

$$BP_j = SV \cdot \cos \left[\pi \left(\frac{(j-1)}{(GD-1)} - \frac{1}{2} \right) \right] \quad (4.3)$$

waarin j een pixelrij op een bepaalde positie langs de lengte-as binnen de rechthoek voorstelt (met als maximum het totale aantal pixelrijen GD). Er geldt dat $j=1$ en $j=GD$ voor de rijen pixels op de twee grenzen van de flow void. De intensiteit van een pixelrij binnen de rechthoek $I_{\text{void},j}$ wordt tenslotte berekend met behulp van de volgende betrekking:

$$I_{\text{void},j} = \frac{(100 - SV \cdot BP_j)}{100} \cdot I_{\text{aankleur},j} \quad (4.4)$$

waarin $I_{\text{aankleur},j}$ de originele intensiteit van de pixelrij voorstelt, die gedurende een simulatie een constante waarde behoudt. Er wordt geen aankleuring gesimuleerd om de invloed van een flow void op de afbeelding van een arterie zo goed mogelijk te kunnen bestuderen.

Bovenstaande beschrijving van een flow is niet gebaseerd op gegevens uit de literatuur, maar op eigen aannames. De verwachtingen naar aanleiding van deze aannames kunnen in een later stadium gevalideerd worden aan de hand van de resultaten. Het moge duidelijk zijn dat de drempelsnelheid hoger of lager genomen had kunnen worden, de signaalverzwakking SV als functie van de tijd in de hartcyclus een andere vorm kon hebben en in plaats van een cosinus ook een parabool, etc. gebruikt zou kunnen worden.

4.4 Sampling K-ruimte

Zoals in paragraaf 2.2.3 beschreven, kan een 2D-FT berekend worden door twee één-dimensionale transformaties sequentieel uit te voeren op de originele meetpunten $f(x,y)$ of in dit geval de pixelwaarden van een objectafbeelding:

$$F(k_x, k_y) = \sum_{x=0}^{N_x-1} e^{-2\pi i k_x x / N_x} \sum_{y=0}^{N_y-1} f(x, y) \cdot e^{-2\pi i k_y y / N_y} \quad (4.5)$$

waarin $F(k_x, k_y)$ de spatiële frequentiecomponenten in de K-ruimte zijn en N_x en N_y het aantal punten in respectievelijk de x - en y -richting van een objectafbeelding voorstellen. Om een profiel in de K-ruimte te samplen, is het echter onnodig en vooral tijdrovend om alle spatiële frequentiecomponenten te bepalen. Daarom wordt in de simulaties eerst de 1D-FT van de kolommen van de objectafbeeldingsmatrix berekend en dan niet voor elke kolom alle componenten, maar slechts één punt. Dit punt is gedefinieerd door de grootte van de phase-encoding gradiënt (k_y). Van de aldus ontstane vector wordt vervolgens de 1D-FT berekend en wordt het gewenste profiel in de K-ruimte verkregen. Indien een objectafbeelding met de afmetingen van 1024x1024 pixels gebruikt wordt, bezit een lijnelement in de K-ruimte ook 1024 spatiële frequentiecomponenten. Als de lengte van een profiel verkleind dient te worden tot 256 componenten, dan worden de 256 meest centraal gelegen spatiële frequentiecomponenten van een profiel genomen. De terugtransformatie van de volledig gemeten K-ruimte naar een afbeelding geschiedt door gebruik te maken van de 2D-IFT (zie paragraaf 2.2.3).

De implementatie van de hierboven beschreven aangepaste 2D Fourier Transformatie is een simpele en tijdbesparende matrixvermenigvuldiging die als volgt luidt:

$$F(k_y) = \text{ID-FT} \left(\left[e^{-2\pi i(0)k_y/N_y} \quad \dots \quad e^{-2\pi i(N_y-1)k_y/N_y} \right] \cdot \begin{bmatrix} f_{0,0} & \dots & f_{0,N_x-1} \\ | & \backslash & | \\ f_{N_y-1,0} & \dots & f_{N_y-1,N_x-1} \end{bmatrix} \right) \quad (4.6)$$

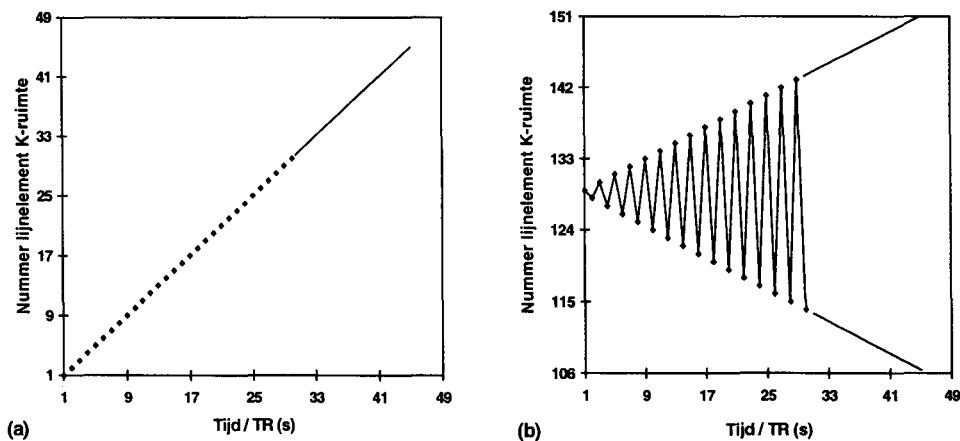
Afhankelijk van k_y wordt een bepaald profiel van de K-ruimte gesampled. Door de gradiënt op verschillende manieren te laten schakelen, kunnen de profielen van de K-ruimte in andere volgorden gemeten worden. In deze paragraaf worden de in onze simulaties gebruikte methoden met betrekking tot het samplen van de K-ruimte toegelicht.

SEQUENTIËLE SAMPLING

In het geval van sequentiële sampling wordt de meest negatieve spatiële frequentiecomponent als eerste gemeten, waarna de andere frequenties van negatief naar positief doorlopen worden. Dit is de methode die in de praktijk het meest wordt toegepast. Ter illustratie is in figuur 4.7(a) de profielenvolgorde tegen de tijd in een scan uitgezet. Hierbij zijn de lijnelementen langs de vertikale as van de K-ruimte van beneden naar boven genummerd voor 256 profielen als voorbeeld, waarbij 1 en 256 de nummers van de respectievelijk meest negatieve en positieve spatiële frequentiecomponenten zijn.

CENTRISCHE SAMPLING

De spatiële frequentiecomponent gelijk aan nul (de phase-encoding gradiënt is niet aan geweest) wordt nu als eerste gemeten, waarna de steeds meer positieve en negatieve componenten in alternerende volgorde volgen (zie figuur 4.7(b)). Deze methode wordt vaak toegepast voor scans, waarbij contrastvloeistof gebruikt wordt. Bij deze scantechniek is de aankleuring van arteriën van belang en wordt de aankleuring van venen of achtergrondweefsel als nadelig gezien. Uit onderzoek is gebleken dat de beste resultaten verkregen worden, indien de centrale profielen van de K-ruimte gesampled worden tijdens maximale aankleuring [Boo-97, Mak-96]. Bij centrische sampling wordt het centrum van de K-ruimte aan het begin van een scan gemeten, waarbij de kans op aankleuring van venen en achtergrondweefsel het kleinst is.



Figuur 4.7: (a) De profielenvolgorde die bij sequentiële sampling van de K-ruimte gebruikt wordt. (b) Bij centrische sampling wordt de K-ruimte in de tijd vanuit het centrum naar de buitenste gedeelten toe gevuld. De lijnelementen zijn langs de k_y -as van beneden naar boven genummerd (voor 256 profielen als voorbeeld).

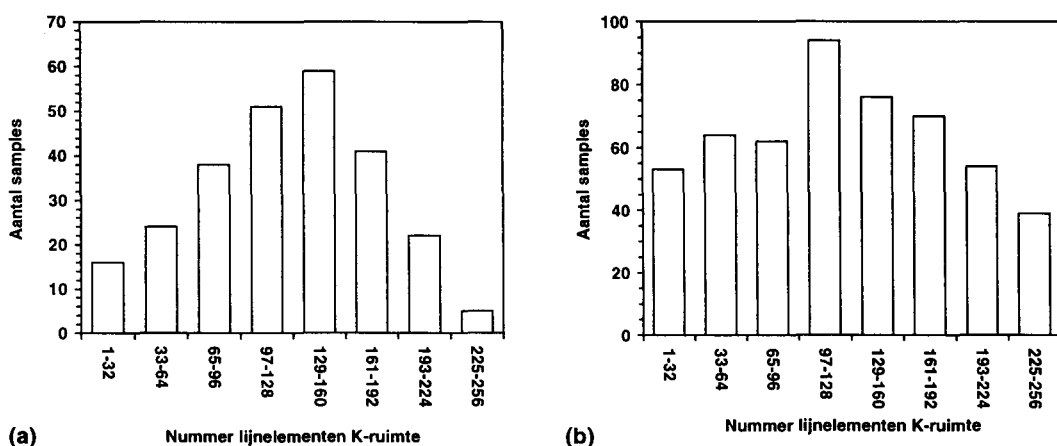
Als tijdens de scan toch veneuze aankleuring plaats zou vinden, dan wordt deze als het ware intrinsiek onderdrukt doordat het contrast van een afbeelding al aan het begin van de scan bepaald is [Wil-97]. Een ander belangrijk gegeven is dat gelijke (op een faseterm na) positieve en negatieve spatiale frequentiecomponenten nagenoeg niets van elkaar zullen verschillen, ondanks eventuele bewegingen tijdens het scannen. Dit komt door het alternerend samplen van de positieve en negatieve spatiale frequentiecomponenten.

RANDOM SAMPLING

In het geval van random sampling worden de lijnelementen van de K-ruimte in een willekeurige volgorde gesampled. Er zijn diverse onderzoeken verricht naar de mogelijkheden van methoden die op random sampling berusten [Pip-95,Sch-96,Ser-97], maar nog nauwelijks voor toepassing met het oog op MRA-doeleinden. Deze methoden om de K-ruimte te vullen worden ook niet standaard geïmplementeerd geleverd op een scanner. In onze simulaties hebben we gebruik gemaakt van random permutatieve en random Gaussische sampling.

In het geval van random permutatieve sampling worden de lijnelementen van de K-ruimte in een willekeurige volgorde één keer gesampled. De profielenvolgorde in onze simulaties is bepaald door gebruik te maken van een random permutatieve functiegenerator. De verwachting van deze methode is dat afwijkingen in de K-ruimte, die veroorzaakt zijn door bewegingen, door het random karakter van de acquisitie geminimaliseerd kunnen worden. In het geval van Ghosting is de verwachting bijvoorbeeld dat de periodiciteit van de afwijkingen in de K-ruimte zal verdwijnen en de Ghosting-artefacten in de beeldruimte.

Het idee achter het gebruik van random sampling volgens een Gaussisch frequentie histogram berust op hetzelfde idee als bij random permutatieve sampling. In dit geval worden de lage frequentiecomponenten echter vaker gemeten worden dan de hogere componenten. Naar verwachting is het voordeel hiervan, dat amplitudeverschillen in de K-ruimte tussen de centrale profielen door aankleuring van een bloedvat kleiner worden [Mak-96] en daarmee ook de aankleuringseffecten in de beeldruimte. Voor onze simulaties zijn twee methoden met betrekking tot random Gaussische sampling toegepast. De eerste methode vult een aantal lijnelementen van de K-ruimte gelijk aan het totale aantal lijnelementen van de K-ruimte (zie figuur 4.8(a)).

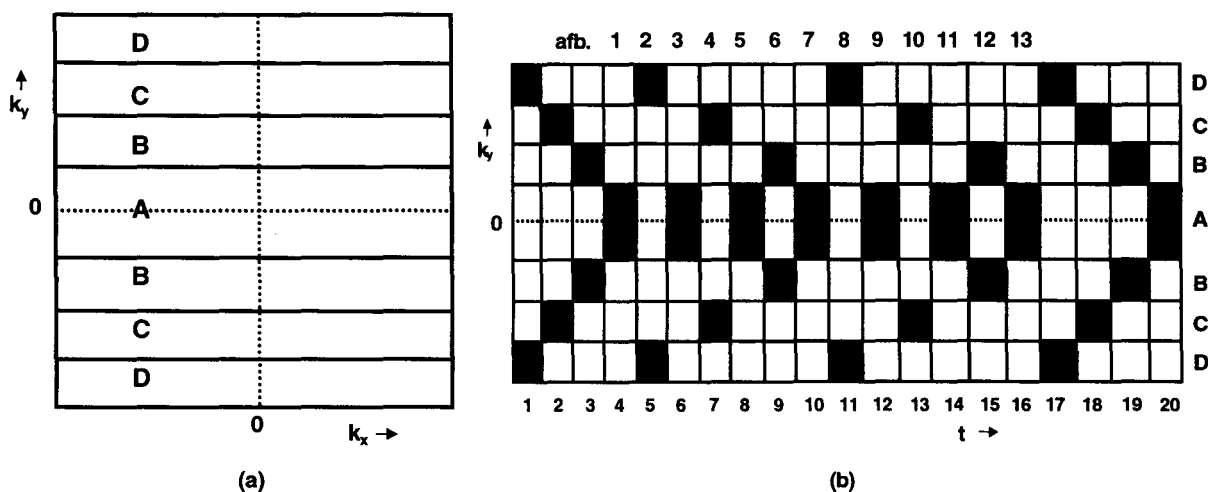


Figuur 4.8: Het aantal keren dat een profiel gesampled wordt uitgezet tegen het nummer van een specifiek profiel in het geval van random Gaussische sampling volgens (a) methode 1 (b) methode 2. Bij beide methoden worden de profielen niet allemaal even vaak gemeten. In het geval van methode 2 worden in totaal 512 profielen gesampled (voor 256 verschillende profielen als voorbeeld) en allemaal minstens één keer. De lijnelementen zijn langs de k_y -as van beneden naar boven genummerd.

Het is belangrijk in te zien dat door de keuze van profielen aan de hand van een normale verdeling nooit alle profielen gesampled zullen worden. Indien er een aantal lijnen in het centrum of de buitenste gedeelten van de K-ruimte niet gemeten zijn, zal een gedeelte van respectievelijk het contrast of detail in een afbeelding ontbreken (zie ook paragraaf 2.2.3 en [Mez-95]). Het gebied dat gebruikt is van de normale verdeling is het 95%-interval (van -2σ tot 2σ) en de waarden zijn afkomstig van een random Gaussische functiegenerator. In het geval van de tweede methode worden alle profielen wel minstens één keer gemeten (zie figuur 4.8(b)), waarbij de profielenvolgorde willekeurig blijft en lage spatiële frequentiecomponenten nog altijd vaker gemeten worden dan de hoge frequenties van de K-ruimte. Het aantal profielen dat gemeten wordt, is gelijk aan twee keer het totale aantal verschillende profielen van de K-ruimte. Indien bij beide methoden een groter aantal profielen gesampled wordt, zal de verdeling meer Gaussisch worden, maar zal de scantijd toenemen. Tenslotte geldt dat de spatiële frequentiecomponenten van een profiel dat vaker dan één keer gesampled wordt, bij elkaar worden opgeteld en na afloop van de acquisitie gedeeld door het aantal samples van het betreffende profiel.

SEQUENTIËLE SAMPLING VAN GESEGMENTEERDE K-RUIMTE MET INTERPOLATIE

Bij contraststudies van bloedvaten is het van belang om afbeeldingen te krijgen, waarin alleen arteriën en geen venen te zien zijn. Door gebruik te maken van lineaire interpolatie tussen gemeten segmenten van de K-ruimte kunnen dynamische scans gemaakt worden, waarbij de tijdsintervallen tussen de verschillende afbeeldingen klein zijn en de kans om alleen arteriën te zien dus groter is [Kor-96].



Figuur 4.9: (a) De K-ruimte wordt onderverdeeld in vier segmenten, te weten segment A t/m D. (b) Schematisch overzicht van de acquisitievolvergorder van de segmenten van de K-ruimte. Weergegeven zijn maar twee cycli {D,A,C,A,B,A}. Het resultaat van deze manier van scannen en het toepassen van lineaire interpolatie zijn dertien afbeeldingen in tegenstelling tot vijf afbeeldingen bij alleen maar sequentiële sampling.

De K-ruimte wordt bij deze methode opgedeeld in vier segmenten, te weten segment A t/m D (zie figuur 4.9(a)). De lage spatiële frequentiecomponenten worden vervolgens vaker gesampled dan de hogere frequenties, omdat het contrast in een afbeelding voornamelijk bepaald wordt door de lage componenten (zie ook paragraaf 2.2.3) en afwijkingen hierin de grootste artefacten in de beeldruimte kunnen veroorzaken. De missende data worden door middel van lineaire interpolatie berekend. In figuur 4.9(b) is schematisch de acquisitievolvergorder van de segmenten van de K-ruimte weergegeven. De scan is opgebouwd uit een aantal cycli met de profielenvolvergorder {D,A,C,A,B,A}, waarvan er in de figuur maar twee zijn weergegeven. Voor de eerste en na de laatste cyclus worden de vier segmenten ook nog een keer gesampled (volgorder {D,C,B,A}), om als eindpunten met betrekking tot de lineaire interpolatie te kunnen dienen. Afbeelding 2 wordt bijvoorbeeld berekend met behulp van de data $\{I(A_4, A_6), I(B_3, B_9), I(C_2, C_7), D_5\}$, waarin $I(X_i, Y_j)$ lineaire interpolatie voorstelt tussen segment X op tijdstip i en segment Y op tijdstip j. De segmenten worden zelf sequentieel gesampled.

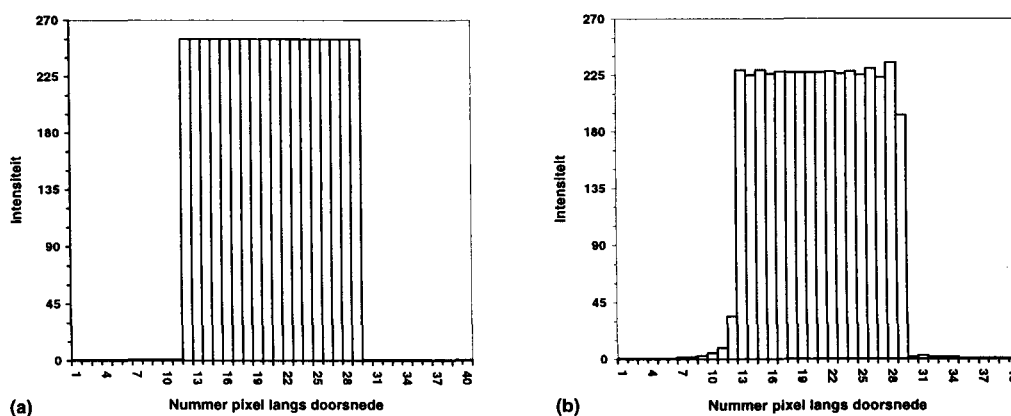
RESULTATEN VAATWANDBEWEGING

5.1 Inleiding

Met behulp van de in het vorige hoofdstuk beschreven simulaties zijn de effecten van vaatwandbeweging op een niet-getriggerde MRA-scan bestudeerd. Bij alle simulaties zijn objectafbeeldingen gebruikt van 1024×1024 pixels om vaatwandbeweging zo nauwkeurig mogelijk te kunnen simuleren. Dit introduceert partial volume effecten in een afbeelding van 256×256 pixels, die in paragraaf 5.2 besproken zullen worden. In paragraaf 5.3 worden resultaten gepresenteerd, waaruit onder andere zal blijken dat niet-getriggerde vaatwandbeweging Ghosting-artefacten in afbeeldingen kan opleveren. De gebruikte samplemethoden in deze paragraaf zijn sequentiële, centrische en random permutatieve sampling. De effecten van het toepassen van Gaussische sampling en het vullen van een gesegmenteerde K-ruimte met lineaire interpolatie worden respectievelijk in paragraaf 5.4 en 5.5 behandeld.

5.2 Partial volume effecten

Door het gebruik van objectafbeeldingen met de afmetingen van 1024×1024 pixels kan een K-ruimte berekend worden die ook 1024×1024 groot is. In de simulaties wordt de K-ruimte verkleind door het centrum van 256×256 te nemen (zie ook paragraaf 4.4). Dit houdt in dat de intensiteit van een pixel in de uiteindelijke afbeelding beïnvloed wordt door de intensiteit van een aantal pixels in de objectafbeeldingen. Deze pixels kunnen zich binnen of buiten de grenzen van een bloedvat bevinden. Samenvattend behoort een pixel bij de generatie van bloedvaten in de objectafbeeldingen wel of niet tot een vat om partial volume effecten buiten te sluiten, maar in de gesimuleerde afbeelding treden deze uiteindelijk toch op door verkleining van de K-ruimte.



Figuur 5.1: Radiale doorsneden van de sagittale arterie A_1 , waarbij twee objectafbeeldingen gebruikt zijn met de afmetingen van (a) 256×256 en (b) 1024×1024 pixels. Het eerste pixel van de doorsnede ligt aan de linkerkant van de arterie (zie ook figuur 4.3). In (a) treden geen partial volume effecten op en blijft de originele vorm van de doorsnede (blokfunctie) behouden, terwijl in (b) wel de vorm wordt aangetast door het verkleinen van de K-ruimte.

Om dit te kunnen illustreren en een idee te krijgen van de grootte van het effect, zijn met behulp van het simulatieprogramma twee objectafbeeldingen van 256x256 en 1024x1024 pixels gegenereerd van de sagittale arterie A_1 (met een FOV van 100x100 mm). De afbeeldingen zijn naar de bijbehorende K-ruimtes getransformeerd en, in het geval van het tweede object, verkleind. Vervolgens werden de K-ruimtes teruggetransformeerd naar de beeldruimte. De afbeeldingen bezaten nu allebei afmetingen van 256x256 pixels. Van de sagittale arteriën zijn radiale doorsneden gemaakt en deze zijn weergegeven in figuur 5.1. In het geval van de objectafbeelding van 256x256 pixels blijkt uit de figuur dat geen partial volume effecten optreden en dat de doorsnede de originele vorm van een blokfunctie bezit. Dit is natuurlijk ook logisch, want een FFT en IFFT na elkaar uitgevoerd, levert de originele objectafbeelding op. Met een objectafbeelding van 1024x1024 pixels treden partial volume effecten op in de uiteindelijke afbeelding, waardoor de overgang arterie/achtergrondweefsel minder scherp wordt. De blokfunctieform wordt meer afgerond.

5.3 Sequentiële, centrische en random permutatieve sampling

In deze paragraaf worden simulaties van vaatwandbeweging in combinatie met sequentiële, centrische of random permutatieve sampling behandeld. Alleen de arteriën A_1 t/m A_4 zijn gesimuleerd. In tabel 5.1 zijn de belangrijkste gegevens van deze simulaties afgebeeld.

Tabel 5.1: De belangrijkste gegevens van de simulaties met betrekking tot vaatwandbeweging.

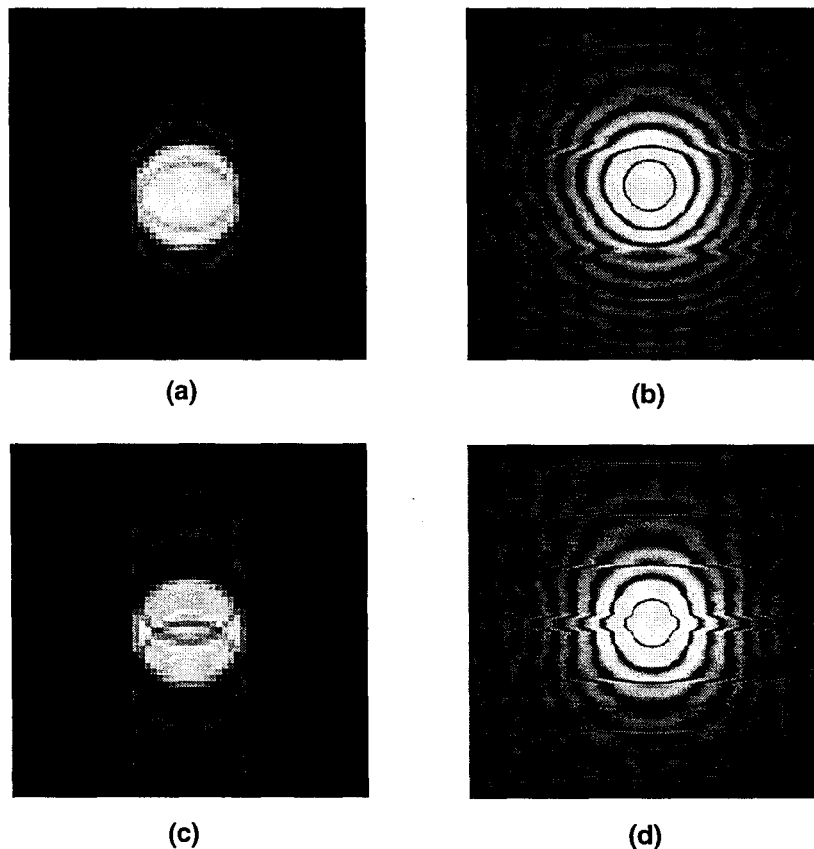
Omschrijving	Waarde	Omschrijving	Waarde
repetitietijd (TR)	15 ms	matrixgrootte afbeeldingen	256x256
aantal stappen slice-encoding gradiënt	1	gemiddelde diameter arterie in objecten	73 pixels
aantal dynamische scans	1	gemiddelde diameter arterie in afbeeldingen	18 pixels
Field of View (FOV)	100x100 mm	verschil maximum en minimum diameter in objecten	16 pixels
matrixgrootte objecten	1024x1024	verschil maximum en minimum diameter in afbeeldingen	4 pixels

5.3.1 Ghosting-artefacten

Uit figuur 5.2(a,c) blijkt dat voor sequentiële en centrische sampling (NSA=1) discrete Ghosting-artefacten in de beeldruimte ontstaan, die het gevolg zijn van periodieke veranderingen in de objectafbeeldingen (zie ook paragraaf 2.3). De veranderingen waar op geduid wordt, zijn natuurlijk het groter en kleiner worden van de diameter als functie van de tijd. Afhankelijk van de oriëntatie van de bloedvaten ontstaan Ghosting-artefacten met verschillende vormen. Dit komt, doordat de pixels die de vaatwand definiëren in de phase-encoding richting (y-richting) gekopieerd worden. Voor de sagittale bloedvaten A_1 en A_2 zullen respectievelijk twee kolommen en twee rijen pixels aan weerszijden van het vat in de y-richting gekopieerd worden. In het eerste geval is er geen overlapping met de arterie zelf, terwijl in het tweede geval de Ghosts de intensiteit in het vat wel aantasten. Bij de simulatie van vaatwandbeweging van A_3 ontstaan strepen onder een hoek van 45° met de x-as binnen en buiten de arterie. Uit de afbeeldingen van de transversale arterie A_4 in figuur 5.2(a,c) blijkt dat een hele cirkelvormige rand pixels in de y-richting gekopieerd wordt.

Het ontstaan van discrete Ghosts in de afbeeldingen kan teruggevoerd worden naar de K-ruimte. Dit wordt geïllustreerd aan de hand van de K-ruimten in figuur 5.2(b,d) die behoren bij de beeldruimten in respectievelijk figuur 5.2(a) en (c). De vorm van de K-ruimten kan allereerst begrepen worden door te bedenken dat de getransformeerde van een blokfunctie een sinc-functie is (zie ook paragraaf 2.3).

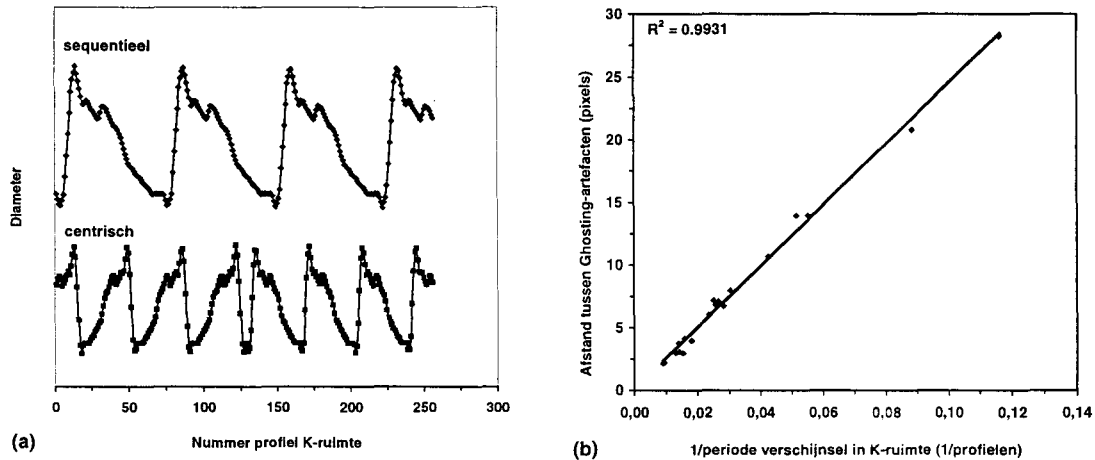
In het geval van de transversale arterie A_4 kunnen in alle richtingen blokfuncties aangewezen worden, waarvan de centra samenvallen met het middelpunt van het vat. In de K-ruimte ontstaan dan ook oneindig veel sinc-functies, die een periodiek patroon van concentrische cirkels vormen. Door vaatwandbeweging verandert de diameter van de arterie oftewel de lengte van de blokfuncties. De breedten van de lobben van de bijbehorende sinc-functies zullen dan ook variëren als functie van de tijd. Indien de diameter groter wordt, zijn de lobben minder breed en liggen de nu smallere concentrische cirkels in de K-ruimte dichter op elkaar, en vica versa.



Figuur 5.2: Geschaalde afbeeldingen van arterie A_4 met Ghosting-artefacten door vaatwandbeweging in het geval van (a) sequentiële en (c) centrische sampling. De bij (a) en (c) behorende K-ruimten zijn afgebeeld in respectievelijk figuur 5.2(b) en (d). Het eerste profiel van de twee K-ruimten werd gesampled op het tijdstip $t_0=0$ s in de curve in figuur 4.2(c).

In figuur 5.2 is duidelijk te zien, dat de cirkels niet meer mooi rond en concentrisch zijn. De periodieke vaatwandbeweging heeft zijn sporen achter gelaten. De grootste afwijkingen in de K-ruimten worden gemaakt als de diameter het snelst verandert, dus als de helling van de curve in figuur 4.2(c) het steilst is. Doordat die afwijkingen duidelijk zichtbaar zijn, kunnen de opeenvolgende perioden van de vaatwandbeweging onderscheiden worden. In het geval van sequentiële sampling is de lengte van een periode twee keer zo groot als bij centrische sampling. Dit kan verklaard worden door middel van figuur 5.3(a), waarin voor elk lijnelement van de K-ruimte de diameter uitgezet is, die de arterie A_4 op het moment van sampling had. Door het alternerend vullen van gelijke negatieve en positieve profielen is de periode in het geval van centrische sampling een factor twee kleiner. In de beeldruimte correspondeert dit met een afstand tussen de Ghosting-artefacten die twee keer zo groot is. Begrijpelijk, omdat de originele arterie A_4 nu geconvolveerd wordt met de getransformeerde van een modulatie in de K-ruimte, waarvan de frequenties van de harmonischen een factor twee hoger liggen (zie ook paragraaf 2.3).

Indien we de repetitietijd groter maken, zullen meer hartcycli in een scan doorlopen worden. In de K-ruimte zal de periode van het afwijkingenpatroon kleiner worden en in de beeldruimte de afstand tussen de Ghosts groter. Voor een aantal simulaties met beide methoden van sampling, waarbij TR gevarieerd werd, is de reciproke afstand bepaald tussen de maximale afwijkingen in de K-ruimte en de afstand tussen de Ghosts in de beeldruimte. In figuur 5.3(b) zijn deze grootheden tegen elkaar uitgezet en duidelijk blijkt dat tussen de afstand in de K-ruimte en beeldruimte een omgekeerd rechtevenredig verband aanwezig is. Dit is geheel volgens verwachting naar aanleiding van de theorie.



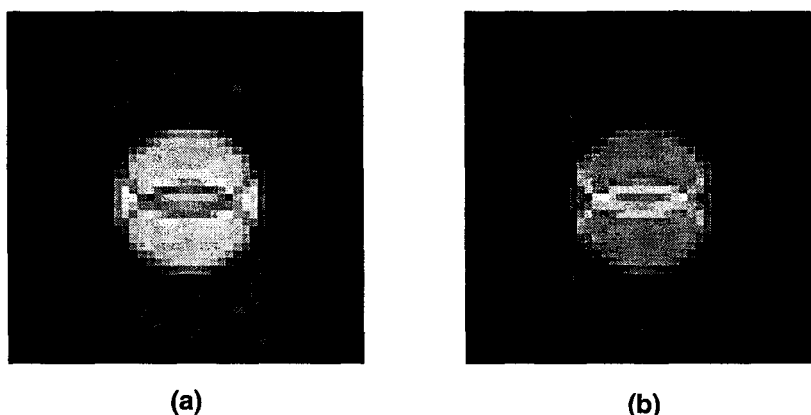
Figuur 5.3: (a) De diameter van de arterie A_4 als functie van het profiel dat bij die waarde van de diameter sequentieel of centrisch gesampled werd. De lijnelementen van de K-ruimte zijn langs de k_y -as van beneden naar boven genummerd. Voor centrische sampling is de periode van het afwijkingenpatroon in de K-ruimte precies twee keer zo klein als in het geval van sequentiële sampling. Dit resulteert in een twee keer zo grote afstand tussen de Ghosting-artefacten in de beeldruimte, weergegeven in figuur 5.3(b). De regressiecoëfficiënt voor de lineaire regressie toegepast, bedroeg 0.9931.

Een ander interessant verschijnsel is te zien in figuur 5.4. Beide afbeeldingen in deze figuur zijn berekend met exact dezelfde instellingen van het simulatieprogramma, waarbij centrische sampling werd uitgevoerd. De enige parameter die verschilde was het starttijdstip van de simulatie (t_0) met betrekking tot de periode van de hartcyclus. Het centrumprofiel van de K-ruimte behorende bij de afbeelding in figuur 5.4(b) werd een halve periode later gesampled dan hetzelfde profiel in de K-ruimte corresponderende met de afbeelding in figuur 5.4(a). Het blijkt dat, afhankelijk van de positie van de periodieke afwijkingen in de K-ruimte relatief tot het centrum, de intensiteit van een Ghost die het bloedvat overlapt positief of negatief is. De spatiële frequentiecomponenten krijgen naar aanleiding van de verschuiving in de K-ruimte andere waarden.

Om de ernst van Ghosting-artefacten in een afbeelding kwantitatief uit te kunnen drukken, hebben we de zogenaamde Ghosting-index (GI) ingevoerd. Deze wordt berekend door de maximale intensiteit van een Ghost buiten het bloedvat (I_{Ghost}) te delen door de gemiddelde intensiteit van het bloedvat zonder overlapping van een Ghost (I_{bloedvat}) en in procenten uit te drukken:

$$GI = \frac{I_{\text{Ghost}}}{I_{\text{bloedvat}}} \cdot 100\% \quad (5.1)$$

De Ghosting-index kan niet berekend worden voor een Ghost die het bloedvat overlapt, omdat dan een deel van de intensiteit van het vat zelf wordt meegenomen in I_{Ghost} .



Figuur 5.4: Geschaalde afbeeldingen met Ghosting-artefacten afkomstig van twee simulaties, waarbij alle instellingen gelijk aan elkaar waren en centrisc sampling van de K-ruimte werd toegepast. De enige parameter die verschilde was het starttijdstip van de simulaties ten opzichte van de periode van de hartcyclus. Deze bedraagt voor de twee simulaties respectievelijk (a) $t_0=0$ s en (b) $t_0=0.546$ s. Doordat de positie van de periodieke afwijkingen in de K-ruimte van de beide afbeeldingen verschillend is, krijgen Ghosts die het bloedvat overlappen een positieve of negatieve intensiteit.

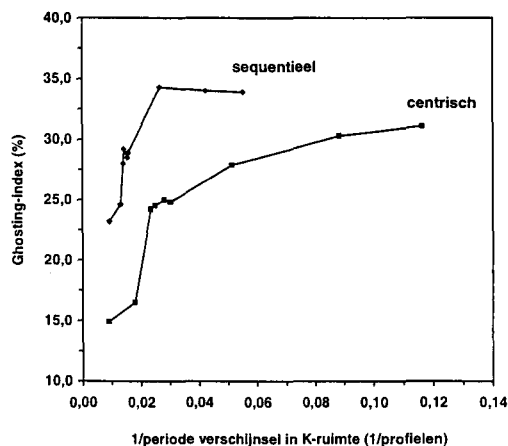
In tabel 5.2 zijn de Ghosting-indices weergegeven van Ghosting-artefacten in afbeeldingen van arterie A_4 gegenereerd bij verschillende waarden voor t_0 (met sequentiële en centrisc sampling). Het blijkt dat voor de verschillende simulaties de intensiteiten I_{Ghost} en I_{bloedvat} ongeveer constant blijven. In figuur 5.4 lijkt dit echter niet het geval door schaling van de afbeeldingen. De Ghosting-index behoudt dezelfde waarde en is dus onafhankelijk van de positie van de periodieke afwijkingen relatief tot het centrum van de K-ruimte. Dit is logisch, want in de simulaties is de intensiteit van de achtergrond gelijk aan nul genomen, waardoor de intensiteit van een Ghost buiten het bloedvat lokaal volledig de pixelintensiteit bepaalt. Bij het bepalen van I_{Ghost} worden pixels van een Ghost genomen met maximale intensiteit en gemiddeld. De keuze van deze pixels is vaak een moeilijke en zorgt voor een kleine variatie van enkele procenten in de Ghosting-index die berekend wordt.

Tabel 5.2: Berekende Ghosting-indices voor simulaties van vaatwandbeweging van A_4 , waarbij t_0 gevarieerd is.

Begintijdstip t_0 in hartcyclus (s)	Methode sampling K-ruimte	I_{Ghost}	I_{bloedvat}	GI (%)
0.000	sequentieel	4329	15461	28
0.273	sequentieel	4429	15278	29
0.546	sequentieel	4216	15394	27
0.819	sequentieel	4494	15367	29
0.000	centrisc	2693	15317	18
0.273	centrisc	2696	16678	16
0.546	centrisc	2748	15505	18
0.819	centrisc	3018	16551	18

De Ghosting-indices behorende bij sequentiële sampling zijn groter dan die behorende bij centrisc sampling. Dit is ook te zien in figuur 5.5, waarin de Ghosting-index van arterie A_4 als functie van de reciproke afstand tussen maximale afwijkingen in de K-ruimte voor sequentiële en centrisc sampling is uitgezet. Het verschil kan verklaard worden met behulp van figuur 5.3(a). Hieruit valt af te leiden dat in het geval van centrisc sampling de veranderingen in de diameter van arterie A_4 symmetrisch zijn ten opzichte van de laagste spatiële frequentiecomponent (profielnummer 129), waardoor de periodiciteit van de modulatie in de K-ruimte niet (zoals bij sequentiële sampling) eenduidig is. Bovendien wijkt de lengte van de meest centrale periode van de modulatie af van de overige, afhankelijk van het starttijdstip t_0 van een simulatie.

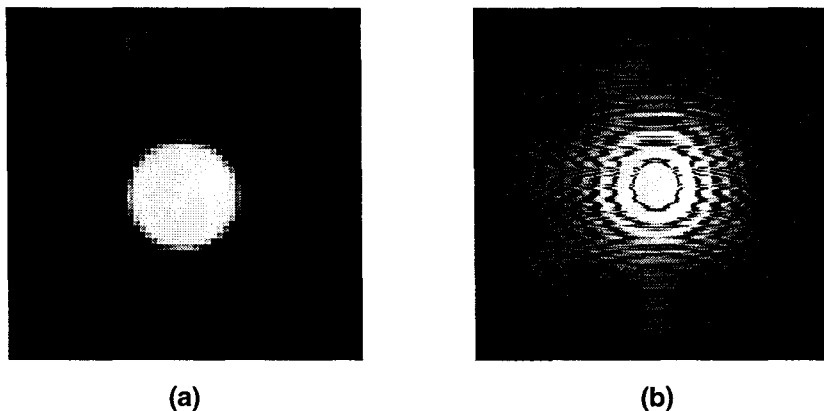
Uit figuur 5.5 blijkt verder dat bij een afname van de afstand tussen de periodieke maximale afwijkingen in de K-ruimte (door een toename van de repetitietijd) de intensiteit van Ghosting-artefacten tot een bepaald punt toeneemt en vervolgens constant blijft. Door het toenemen van de repetitietijd passen meer hartcycli in de K-ruimte, waardoor de periodiciteit van de modulatie steeds beter wordt. Begrijpelijk is dat hierbij een grenswaarde van de repetitietijd aanwezig is, die verschillend is voor de twee samplereethoden. De variatie in de Ghosting-indices over het vlakke gedeelte van de curves kan verklaard worden door de onnauwkeurigheid waarmee GI bepaald wordt.



Figuur 5.5: De Ghosting-index als functie van de afstand tussen de periodieke maximale afwijkingen in de K-ruimte. Bij een afname van de periode van de maximale afwijkingen neemt de Ghosting-index voor de twee samplereethoden op gelijke wijze toe. Het verschil tussen de waarden van de Ghosting-index voor sequentiële en centrische sampling kan verklaard worden door de verschillende periodiciteit van de modulatie in de K-ruimte.

5.3.2 Random permutatieve sampling

In de vorige subparagraaf is duidelijk geworden dat vaatwandbeweging Ghosting-artefacten veroorzaakt in afbeeldingen bij het gebruik van sequentiële en centrische sampling. Bij random permutatieve sampling worden de lijnelementen van een K-ruimte geheel willekeurig gemeten en bovendien allemaal even vaak (zie paragraaf 4.4).

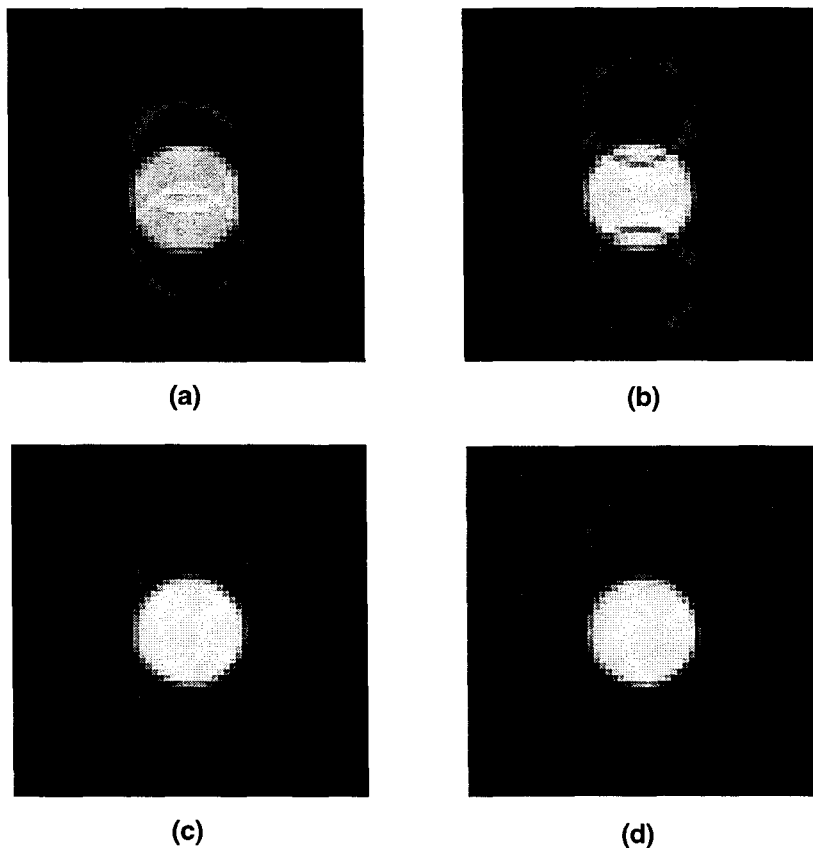


Figuur 5.6: (a) Geschaalde afbeelding van arterie A_4 in het geval van random permutatieve sampling van de K-ruimte, die is weergegeven in (b). Het eerste profiel van de K-ruimte werd gemeten op het tijdstip $t_0=0$ s. In verticale richting in de beeldruimte zijn geen Ghosting-artefacten te zien, maar enkel wat ruis.

In figuur 5.6 is een afbeelding van arterie A_4 met de bijbehorende K -ruimte afgebeeld, waarbij random permutatieve sampling toegepast is ($NSA=1$). Duidelijk valt op, dat er in verticale richting in de beeldruimte nu geen discrete Ghosting, maar enkel wat ruis te zien is. De spatiële frequentiecomponenten worden natuurlijk wel nog altijd aangetast door het bewegen van de vaatwand, maar de periodiciteit van de modulatie in de K -ruimte is verdwenen. De (stationaire) concentrische cirkels worden beter benaderd ten opzichte van de resultaten van de simulaties met de voorgaande twee samplmethoden. Als de ruis in figuur 5.6(a) maximaal afgeschat wordt, kan de Ghosting-index voor de afbeelding bepaald worden. Deze bedraagt 8% en ligt een stuk lager als bij sequentiële en centrische sampling van de K -ruimte (zie ook tabel 5.2).

5.3.3 Meerdere excitaties per lijnelement K -ruimte

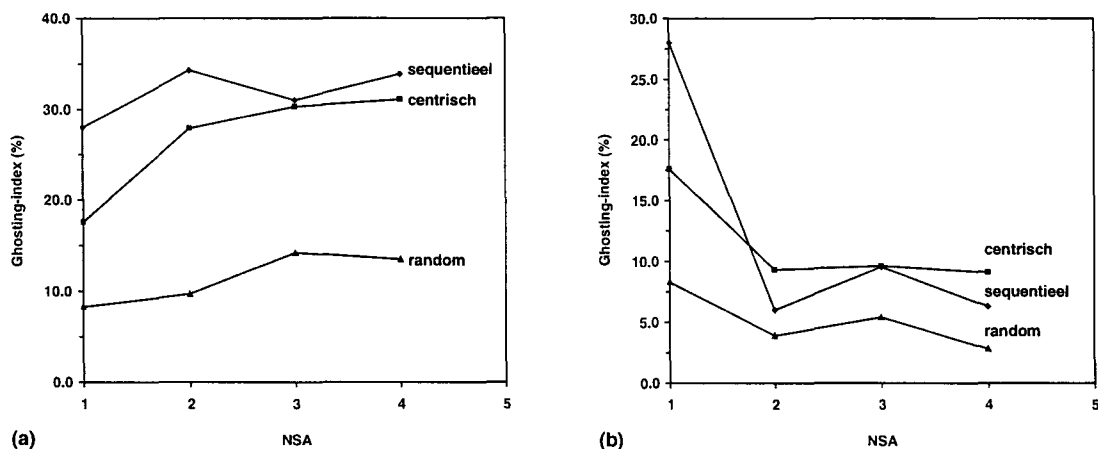
In de voorgaande simulaties zijn de lijnelementen van de K -ruimte maar één keer gesampled ($NSA=1$). Indien NSA groter dan 1 genomen wordt, zal in de praktijk de signaal-ruis-verhouding verbeteren en kan wel of geen SMART gebruikt worden (zie ook paragraaf 2.2.4). Nadat een bepaald lijnelement van de K -ruimte voor de eerste keer gesampled is, wordt (voor $NSA=2$ en geen SMART toegepast) in de eerst volgende phase-encoding stap hetzelfde lijnelement voor de tweede keer gesampled (k_y blijft gelijk).



Figuur 5.7: Geschaalde afbeeldingen van arterie A_4 met $NSA=2$ en SMART uitgeschakeld in het geval van (a) sequentiële en (b) centrische sampling. De afstand tussen de Ghosting-artefacten is groter geworden, doordat er nu in vergelijking met $NSA=1$ minder lijnelementen van de K -ruimte binnen een hartslag gemeten kunnen worden. In figuur 5.7(c,d) zijn afbeeldingen van arterie A_4 te zien, waarbij $NSA=2$, SMART toegepast is en wederom in het geval van respectievelijk sequentiële en centrische sampling van de K -ruimte. In de afbeeldingen zijn Ghosting-artefacten nog maar nauwelijks te onderscheiden.

Met SMART aan wordt een profiel pas voor de tweede keer gemeten, indien de K-ruimte één keer geheel gevuld is. Hierdoor kunnen bewegingseffecten in de K-ruimte in tegenstelling tot geen SMART uitgemiddeld worden. In deze subparagraaf worden de resultaten gepresenteerd van simulaties, waarbij het aantal excitaties gevarieerd is in combinatie met het wel of niet toepassen van SMART.

In figuur 5.7(a,b) zijn afbeeldingen van arterie A_4 weergegeven afkomstig van simulaties, waarbij respectievelijk sequentiële en centrische sampling zijn toegepast, met $NSA=2$ en SMART uitgeschakeld. In vergelijking met de afbeeldingen in figuur 5.2(a,c) blijkt dat de afstand tussen de Ghosting-artefacten groter is. Begrijpelijk, omdat er nu minder lijnelementen van de K-ruimte binnen een hartslag gemeten kunnen worden. Zoals gezegd verhoogt in de praktijk een groter aantal excitaties de signaal-ruis-verhouding. In de simulaties is dit echter niet het geval, omdat er geen ruis gesimuleerd wordt. Het effect op de resultaten van een simulatie van enerzijds het vergroten van de repetitietijd en anderzijds het aantal excitaties zal daarom hetzelfde zijn. In figuur 5.8(a) is de Ghosting-index tegen NSA (zonder SMART) uitgezet voor sequentiële, centrische en random permutatieve sampling. De index neemt in het geval van de eerste twee samplere methoden toe bij het verhogen van het aantal excitaties van 1 naar 2 en blijft vervolgens voor meer excitaties ongeveer constant (zie ook figuur 5.5). Voor random permutatieve sampling behoudt de Ghosting-index over alle excitaties een constante waarde.

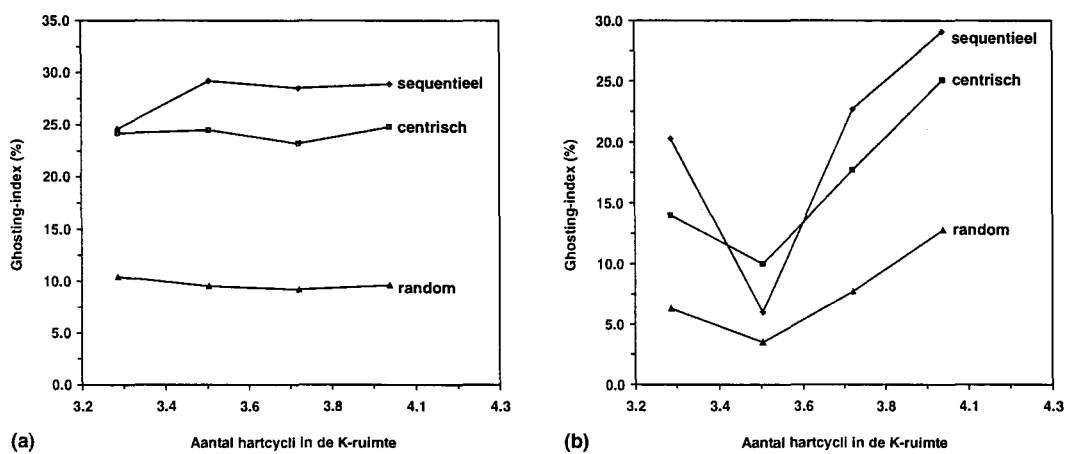


Figuur 5.8: De Ghosting-index van een afbeelding met arterie A_4 is uitgezet tegen NSA voor sequentiële, centrische en random permutatieve sampling, waarbij SMART (a) niet toegepast en (b) wel toegepast is. In het geval van (b) worden de afwijkingen in de K-ruimte ten gevolge van vaatwandbeweging voor $NSA > 1$ uitgemiddeld, waardoor de Ghosting-index lager zal komen te liggen.

Indien de simulaties met sequentiële en centrische sampling herhaald worden, maar dan nu met SMART aan, worden de afbeeldingen in figuur 5.7(c,d) verkregen. De Ghosting-artefacten zijn nu nog maar nauwelijks te onderscheiden. Dit komt, doordat een lijnelement van de K-ruimte een aantal malen (in het algemeen) op verschillende tijdstippen in de hartcyclus gesampled wordt. De diameter van het bloedvat en daarmee de afwijkingen in de K-ruimte zullen dan verschillen op de momenten dat een profiel gesampled wordt en de effecten van vaatwandbeweging in de K-ruimte zullen als het ware uitgemiddeld worden. De tijd tussen twee opeenvolgende excitaties van hetzelfde profiel is afhankelijk van de repetitietijd TR en het aantal waarden van de twee phase-encoding gradiënten (zie ook paragraaf 2.2.4). In de simulaties is van één mogelijke waarde van de slice-encoding gradiënt uitgegaan, omdat vaatwandbeweging een periodiek verschijnsel is en een extra tijd tussen twee excitaties van hetzelfde profiel in de K-ruimte dan niet van belang is. In figuur 5.8(b) is de Ghosting-index van een afbeelding met arterie A_4 uitgezet tegen NSA voor sequentiële, centrische en random permutatieve sampling. Het blijkt duidelijk, dat de Ghosting-index bij $NSA > 1$ lager komt te liggen dan bij $NSA = 1$ voor sequentiële en centrische sampling.

De gemiddelde Ghosting-index over NSA=2, NSA=3 en NSA=4 bedraagt voor deze twee samplmethoden respectievelijk 7 en 9%. Deze waarden geven een duidelijke afname weer van de Ghosting-index in vergelijking met de resultaten voor SMART uitgeschakeld. In het geval van random permutatieve sampling blijft de Ghosting-index rond een lage waarde schommelen van gemiddeld 4%.

Indien de tijd tussen twee opeenvolgende excitaties van hetzelfde profiel een geheel aantal keren de periode van een hartcyclus bedraagt, zullen naar verwachting de afwijkingen in de K-ruimte bij sequentiële en centrische sampling niet uitgemiddeld worden. De Ghosting-index zal dan gelijk blijven aan die voor NSA=1. De artefacten in de beeldruimte zullen afhankelijk van de repetitietijd TR dus goed of slecht onderdrukt kunnen worden. In figuur 5.9(a,b) is voor respectievelijk NSA=1 en NSA=2 met SMART toegepast, de Ghosting-index uitgezet tegen het aantal hartcycli dat doorlopen wordt tussen twee opeenvolgende excitaties van hetzelfde profiel in de K-ruimte.



Figuur 5.9: De Ghosting-index uitgezet tegen het aantal hartcycli dat doorlopen wordt tussen twee opeenvolgende excitaties van hetzelfde lijnelement in de K-ruimte voor (a) NSA=1 en (b) NSA=2 met SMART toegepast. Uit (b) blijkt dat Ghosting-artefacten goed of slecht onderdrukt worden afhankelijk van de repetitietijd.

Het blijkt inderdaad dat afhankelijk van de repetitietijd de Ghosting-artefacten goed of slecht onderdrukt kunnen worden. Minimale onderdrukking vindt plaats, indien het aantal hartcycli gelijk is aan de integer waarde 4 (!). De repetitietijd die hierbij hoort, bedraagt 17.1 ms en is berekend door:

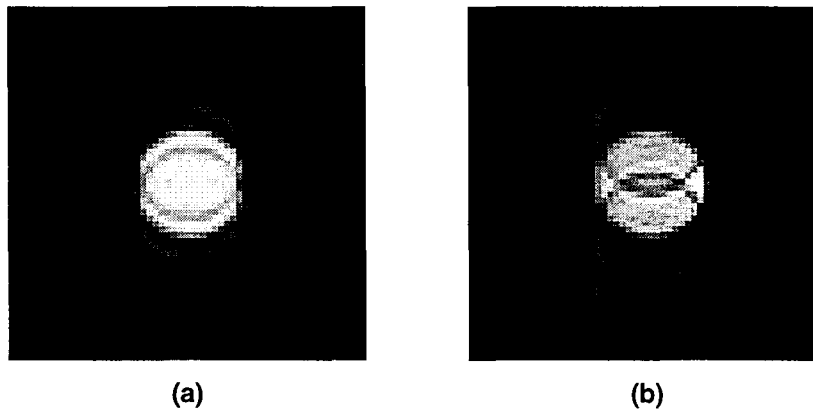
$$TR = \frac{A_{hc} \cdot P}{N_p} \quad (5.2)$$

waarin A_{hc} voor het aantal hartcycli tussen twee excitaties staat, P de periode van een hartcyclus is (hier gelijk aan 1.092 s) en N_p het aantal phase-encoding stappen voorstelt. Maximale onderdrukking vindt plaats bij een repetitietijd van 14.9 ms (corresponderende met een aantal hartcycli van 3.5). Uit het bovenstaande blijkt dus dat het gebruik van NSA>1 met SMART zeker geen garantie is voor het onderdrukken van Ghosting-artefacten in een afbeelding door vaatwandbeweging.

5.3.4 Variaties in de periode van een hartcyclus

Bij alle simulaties is verondersteld, dat de periode van een hartcyclus en daarmee de periode van de vaatwandbeweging constant in de tijd blijft. In werkelijkheid echter zal deze variëren: de hartslag schommelt rond een bepaalde evenwichtswaarde, afhankelijk van de toestand waarin het menselijk lichaam zich bevindt.

Variaties in de periode van de hartcyclus zorgen ook voor variaties in de periode van de modulatie in de K-ruimte. De vraag in deze subparagraaf is dan ook of schommelingen in de hartslag invloed hebben op de Ghosting-artefacten in de beeldruimte en zo ja, in welke mate. Hiertoe is de periode van de hartcyclus tijdens een simulatie binnen de grenzen van -10 tot $+10\%$ gevarieerd¹. In figuur 5.10 zijn de afbeeldingen van arterie A_4 weergegeven als resultaat van de variatie in de periodeduur van de hartcyclus voor sequentiële en centrische sampling (NSA=1).



Figuur 5.10: Geschaalde afbeeldingen van arterie A_4 met Ghosting-artefacten door de vaatwandbeweging in het geval van (a) sequentiële sampling en (b) centrische sampling. De periodeduur van de hartcyclus is binnen de grenzen lopende van -10 tot $+10\%$ gevarieerd door de periode tijdens de simulaties te laten toenemen met stappen van ongeveer 5% . Dit werd uitgevoerd door extra punten in figuur 4.2(c) aan het einde van de diastole toe te voegen.

Geen significante verschillen kunnen waargenomen worden ten opzichte van de Ghosting-artefacten in bijvoorbeeld figuur 5.2(a,c) en figuur 5.6(a). Dit volgt ook uit de Ghosting-indices van de afbeeldingen in figuur 5.10(a,b) die gelijk zijn aan respectievelijk 30 en 17% . Blijkbaar verandert de periodiciteit van de modulatie in de K-ruimte niet noemenswaardig.

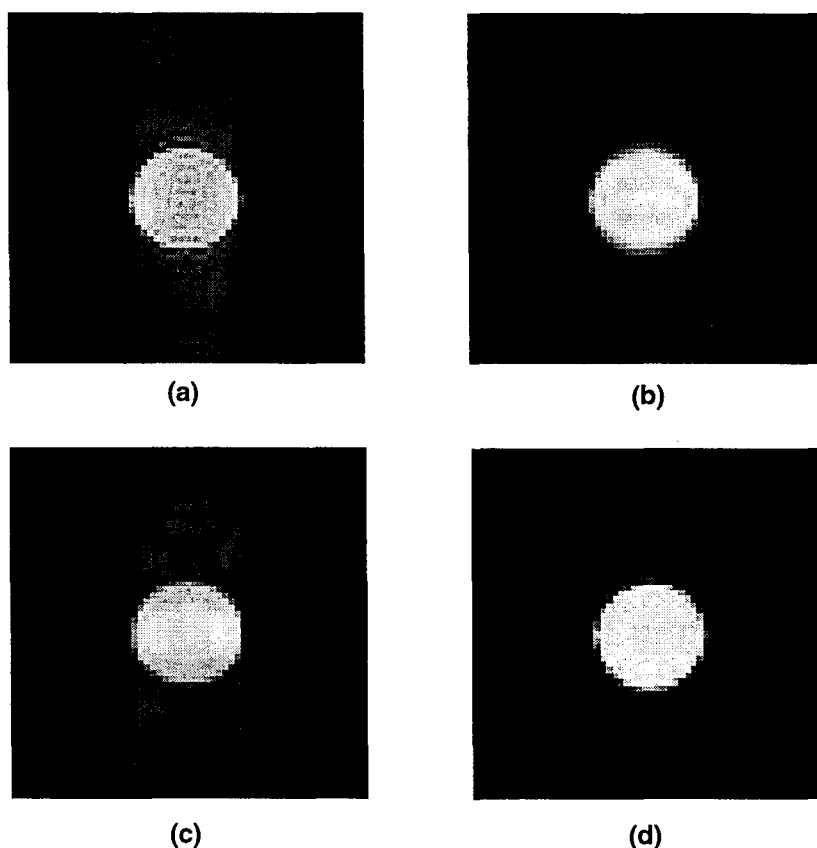
5.4 Random Gaussische sampling

In deze paragraaf worden de resultaten besproken van simulaties, waarbij de profielen van de K-ruimte gesampled werden volgens een Gaussisch frequentie histogram. Voor de simulaties zijn twee methoden gebruikt (zie ook paragraaf 4.4). Met behulp van de eerste methode worden een aantal lijnelementen van de K-ruimte gelijk aan het totale aantal lijnelementen van de K-ruimte gesampled, waardoor een aantal lijnen in het centrum of de buitenste gedeelten van de K-ruimte niet gemeten zullen worden. Naar verwachting zal daarom respectievelijk contrast of detail in een afbeelding ontbreken. Om een idee te krijgen van het effect van het ontbreken van informatie in een aantal profielen zijn eerst simulaties verricht, waarbij geen vaatwandbeweging verondersteld werd. Deze heeft namelijk niets te maken met het te bestuderen verschijnsel.

Een objectafbeelding van het transversale bloedvat A_4 werd hiertoe naar het spatiële frequentiedomein getransformeerd, waarna een aantal lijnelementen gemanipuleerd werden in de K-ruimte. De K-ruimte werd met behulp van één transformatie gegenereerd, omdat geen sprake was van bewegingen en de acquisitievogorde van de profielen er dan niet toe doet. De bewerkte K-ruimte werd teruggetransformeerd en onderzocht op effecten van de manipulaties. De veranderingen in de K-ruimte met de effecten in de beeldruimte worden hieronder opgesomd.

¹ Voor een menselijk lichaam in rust zijn deze grenzen zeker realistisch gekozen [Kaa-97].

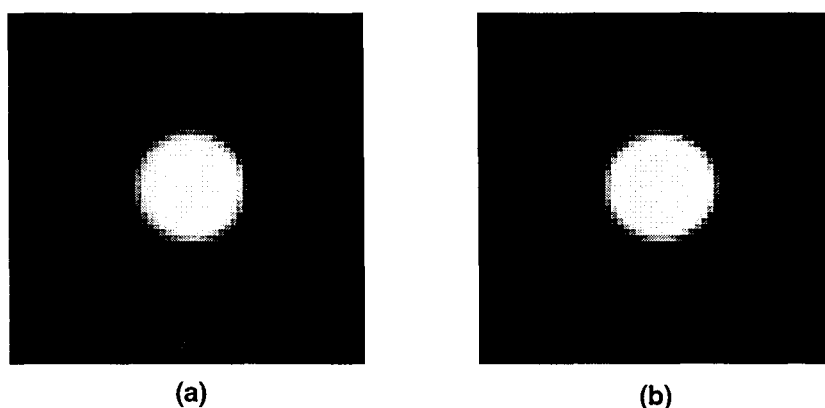
- Indien één of meerdere profielen in het centrum van de originele K-ruimte gelijk aan nul gesteld worden, zal in de beeldruimte in de phase-encoding richting (de y-richting) een witte wazige streep te zien zijn (zie figuur 5.11(a)). Deze streep heeft een breedte gelijk aan de diameter van het transversale bloedvat en is te zien over de gehele lengte van de afbeelding. De intensiteit van die streep is afhankelijk van de vorm en de grootte van het centrum van de K-ruimte in combinatie met het aantal niet-gemeten lijnelementen in de phase-encoding richting. De intensiteit van het transversale bloedvat zelf wordt ook aangetast en zal afnemen bij meer niet-gemeten profielen.
- Als meerdere profielen in de buitenste delen van de originele K-ruimte gewist worden, zullen in de corresponderende beeldruimte vooral afwijkingen te zien zijn aan de randen van het bloedvat (zie figuur 5.11(b)). Een bloedvat wordt onscherp afgebeeld, waarbij in de phase-encoding richting de contouren van de vaatwand te onderscheiden zijn. Dit komt door het ontbreken van hoge spatiële frequentiecomponenten in de K-ruimte en wordt ook wel Gibbs-ringings genoemd [Mez-95]. Het aantal lijnelementen zonder informatie in de phase-encoding richting van de K-ruimte bepaalt de grootte van de afwijkingen in de beeldruimte.



Figuur 5.11: Van een objectafbeelding (1024×1024 pixels) met het transversale bloedvat A_4 is de K-ruimte berekend. Deze K-ruimte is vervolgens gemanipuleerd door (a) de vijf meest centrale profielen gelijk aan nul te stellen, (b) de 161 buitenste lijnen van de K-ruimte te wissen en (c) een aantal lage én hoge spatiële frequentiecomponenten gelijk aan nul te nemen of meer dan één keer te meten naar de normale verdeling volgens de eerste methode. In (a,b,c) worden respectievelijk een deel van het contrast van het bloedvat, de contouren van het bloedvat en een combinatie van beide verschijnselen in de phase-encoding richting buiten het bloedvat gegenereerd. (d) Afbeelding van het transversale bloedvat, waarbij alle profielen minstens één keer gesampled zijn (naar de tweede methode). In vergelijking met (c) wordt de stationaire arterie A_4 nu zonder afwijkingen afgebeeld, omdat elk profiel van de K-ruimte gesampled wordt.

- Indien de K-ruimte gesampled wordt volgens een normale verdeling (de eerste methode), dan worden een aantal lage én hoge spatiële frequentiecomponenten in de phase-encoding richting niet of meer dan één keer gemeten. De niet-gemeten profielen in de K-ruimte hebben weer tot gevolg dat in de y-richting in de beeldruimte artefacten ontstaan (zie figuur 5.11(c)). Als het ware is de ideale K-ruimte (alle profielen gesampled) nu gemoduleerd met een patroon van blokfuncties in de phase-encoding richting. Dit betekent een convolutie in de y-richting van de beeldruimte van meerdere sinc-functies met de originele afbeelding van arterie A_4 , waardoor de vorm van het bloedvat terug te vinden is in de artefacten (analoog aan het ontstaan van Ghosting-artefacten zoals beschreven in paragraaf 2.3). Een discreet karakter bij de artefacten ontbreekt nu.

Uit het bovenstaande volgt dat bij het gebruik van de eerste methode van Gaussische sampling in het geval van vaatwandbeweging altijd artefacten aanwezig zullen zijn, doordat de profielen in de K-ruimte niet allemaal gesampled worden. In figuur 5.12(a) is dit ook duidelijk te zien bij een afbeelding van arterie A_4 , waarbij vaatwandbeweging gesimuleerd is en Gaussische sampling volgens de eerste methode toegepast werd.



Figuur 5.12: Geschaalde afbeeldingen van arterie A_4 in het geval van random Gaussische sampling van de K-ruimte met behulp van (a) de eerste methode en (b) de tweede methode. Bij (a) zijn duidelijk artefacten aanwezig, doordat de profielen in de K-ruimte niet allemaal gesampled worden. Eventuele Ghosting-artefacten kunnen nu niet onderscheiden worden. Bij de tweede methode worden alle profielen minstens één keer gemeten, waardoor de artefacten als in (a) niet meer voorkomen. De Ghosting-artefacten door vaatwandbeweging worden effectief onderdrukt.

De gaten in de K-ruimte kunnen voorkomen worden door de tweede methode toe te passen. Bij deze methode worden alle profielen minstens één keer gemeten (zie ook paragraaf 4.4). In het geval van een stationaire arterie A_4 betekent dit, na middeling over het aantal samples van een profiel, dat in een afbeelding geen artefacten zichtbaar zijn (zie figuur 5.11(d)), maar alleen partial volume effecten. Uit figuur 5.12(b) blijkt dat Ghosting-artefacten door vaatwandbeweging met behulp van de tweede methode effectief onderdrukt kunnen worden, waarbij de Ghosting-index nu gelijk is aan 6%. Deze waarde is ongeveer gelijk aan de Ghosting-index van 8% in het geval van random permutatieve sampling. In de rest van het onderzoek is alleen nog maar gebruik gemaakt van de tweede methode met betrekking tot random Gaussische sampling.

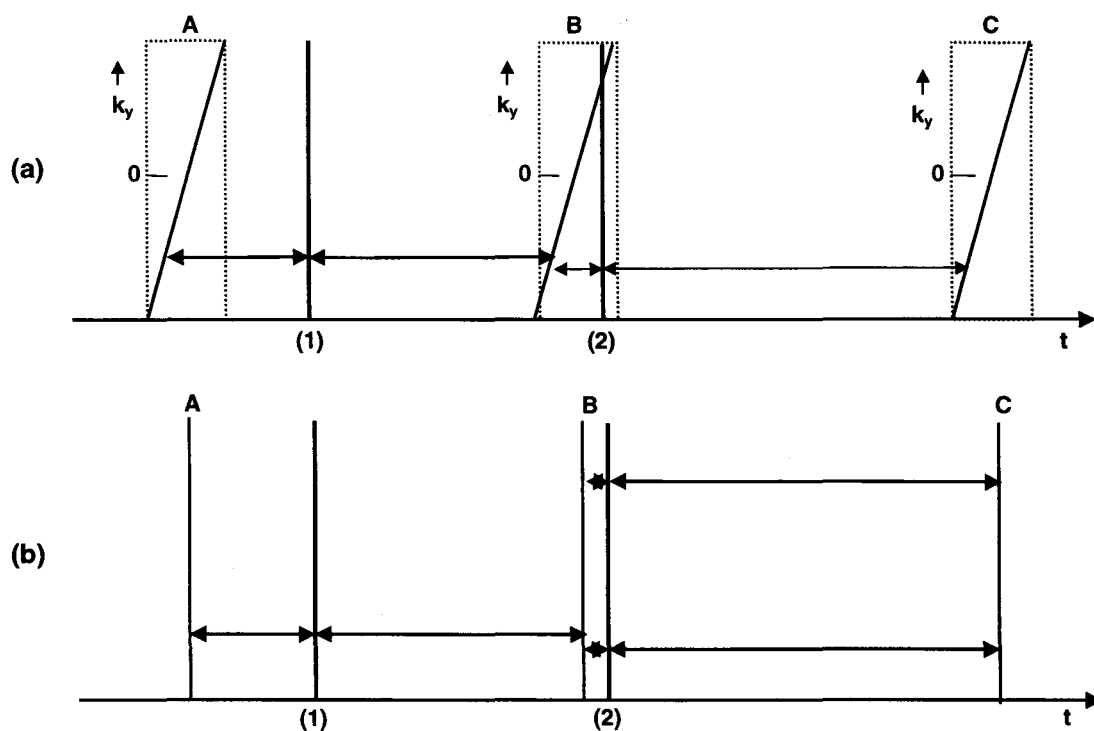
5.5 Lineaire interpolatietechnieken

In paragraaf 4.4 is een scantechniek beschreven, die de K-ruimte opsplijst in vier segmenten met gelijke grootten en het segment dat behoort tot het centrum vaker sampled dan de overige drie. Dit om de belangrijke lage spatiële frequenties in de K-ruimte nauwkeurig genoeg te kunnen bepalen in het geval van aankleuring.

Door gebruik te maken van lineaire interpolatie tussen gemeten segmenten van de K-ruimte kunnen dynamische scans gemaakt worden, waarbij de tijdsintervallen tussen de verschillende afbeeldingen klein zijn. Bij contraststudies is het van belang om afbeeldingen te verkrijgen, waarin alleen arteriën en geen venen zichtbaar zijn. Met behulp van deze scantechniek is dat mogelijk. In deze paragraaf worden naast de resultaten van de genoemde techniek ook de resultaten besproken van twee andere methoden om meerdere dynamische afbeeldingen te verkrijgen met behulp van lineaire interpolatie, namelijk:

- sequentiële sampling met lineaire interpolatie tussen K-ruimten
- sequentiële sampling met lineaire interpolatie tussen beeldruimten

De eerste methode maakt gebruik van lineaire interpolatie tussen de K-ruimten, die gegenereerd zijn met behulp van de standaard sequentiële sampling. In figuur 5.13(a) is het generatieproces van twee extra K-ruimten (1,2) schematisch weergegeven.



Figuur 5.13: (a) Schematisch overzicht van lineaire interpolatie tussen de K-ruimten, die gegenereerd zijn met behulp van de standaard sequentiële sampling. De beeldruimten van de twee extra K-ruimten (1,2) worden berekend door de 2D-IFFT toe te passen. (b) Extra dynamische afbeeldingen kunnen ook gemaakt worden door lineaire interpolatie in de beeldruimte toe te passen. De onder (a) oorspronkelijk gemeten K-ruimten worden hiertoe teruggetransformeerd naar de corresponderende beeldruimten (1,2) om als uitgangspunt voor het toepassen van de lineaire interpolatie te dienen.

In het geval van (1) wordt de nieuwe K-ruimte berekend door lineaire interpolatie toe te passen op de punten van de K-ruimten A en B. Voor de generatie van (2) worden de punten van A,B of van B,C gebruikt. Dit hangt af van het tijdstip, waarvoor een profiel van de nieuwe K-ruimte berekend dient te worden, ten opzichte van het tijdstip waarop hetzelfde profiel van B berekend is. Nadat de extra K-ruimten berekend zijn, worden de beeldruimten gecreëerd door de 2D-IFFT toe te passen.

De tweede methode maakt gebruik van de beeldruimten, die behoren tot de oorspronkelijk gemeten K-ruimten A,B,C (zie figuur 5.13(b)). De twee extra beeldruimten (1,2) worden nu gegenereerd door lineaire interpolatie toe te passen op de punten van respectievelijk A,B en B,C.

In deze paragraaf wordt onderzocht in welke mate Ghosting-artefacten door vaatwandbeweging zich zullen manifesteren in de extra gegenereerde dynamische afbeeldingen. Voor aankleuring van bloedvaten door een bolus contrastvloeistof zal hetzelfde in hoofdstuk 6 gebeuren.

In de uitgevoerde simulaties met betrekking tot vaatwandbeweging van de transversale arterie A₄ bedroeg de repetitietijd 15 ms, het aantal phase- en slice-encoding stappen respectievelijk 256 en 3, terwijl het aantal dynamische scans gelijk aan 3 was. In het geval van standaard sequentiële sampling (bij de eerste en tweede methode) zijn de dynamische afbeeldingen gemaakt over de intervallen 0-3.825, 11.52-15.345 en 23.04-26.865 s. De indices van de Ghosting-artefacten in de afbeeldingen bedroegen 31, 32 en 31%. De constante waarde van de Ghosting-index is verklaard in paragraaf 5.3.1 (het gedrag van de Ghosting-index bij een verandering in t_0). De tijdstippen, waarop de extra afbeeldingen gegenereerd werden, zijn gelijk genomen aan die waarop ook de afbeeldingen gemaakt werden in het geval van sampling van een gesegmenteerde K-ruimte (de derde methode). Deze kunnen met behulp van figuur 4.9(b) afgeleid worden en waren gelijk aan 9.12 s, 12 s, 14.88 s, 17.76 s en 20.64 s. In tabel 5.3 zijn de Ghosting-indices weergegeven, die berekend zijn voor de vijf afbeeldingen verkregen met de drie verschillende methoden.

Tabel 5.3: De Ghosting-indices van de vijf afbeeldingen verkregen met de drie interpolatietechnieken.

Dynamische afbeelding	Methode 1 Ghosting-index (%)	Methode 2 Ghosting-index (%)	Methode 3 Ghosting-index (%)
1	10	30	19
2	20	31	20
3	18	31	23
4	7	31	20
5	9	32	19

In het geval van methode 1 kunnen naar verwachting extra K-ruimten gegenereerd worden met een kleine modulatie van de spatiële frequentiecomponenten, indien de originele K-ruimten die voor lineaire interpolatie gebruikt worden verschillende modulaties bezitten. Met behulp van paragraaf 5.3.3 kan gesteld worden dat maximale onderdrukking van Ghosting-artefacten plaats vindt bij een repetitietijd van 14.9 ms, indien een extra K-ruimte zich ongeveer in het midden van het interpolatie-interval bevindt, zoals (1) in figuur 5.13(a). De juistheid van de voorgaande veronderstelling blijkt uit de variatie van de Ghosting-indices in de tweede kolom van tabel 5.3. De ligging van de K-ruimten behorende bij de tweede en derde afbeelding komen overeen met de ligging van de extra K-ruimte (2) in figuur 5.13(a) ten opzichte van de originele K-ruimten. Hetzelfde geldt voor de overige drie K-ruimten en de nieuwe K-ruimte (1) in de figuur. Opgemerkt dient te worden dat de Ghosting-artefacten in de vijf dynamische afbeeldingen geen duidelijke vorm en periodiciteit meer bezitten, maar zich manifesteren als ruis in de phase-encoding richting.

Bij lineaire interpolatie tussen beeldruimten blijven de Ghosting-indices gelijk aan die van de originele afbeeldingen (triviaal). De intensiteit op plaatsen waar een Ghost een bloedvat overlapt, zal echter wel door de lineaire interpolatie veranderd worden. De Ghosting-artefacten behouden hun oorspronkelijke vorm.

In het geval van de derde methode liggen de Ghosting-indices lager dan de originele waarden met als gemiddelde waarde 20% (zie de vierde kolom van tabel 5.3). De Ghosting-artefacten zijn net als bij de eerste methode nu niet meer duidelijk van vorm en het bloedvat zelf wordt ook hier meer natuurgetrouw weergegeven. Met behulp van methode 1 vindt de onderdrukking van de artefacten in de nieuwe dynamische afbeeldingen echter beter plaats.

RESULTATEN AANKLEURING EN FLOW VOIDS

6.1 Inleiding

In het geval van MR contraststudies wordt intraveneus contrastmiddel geïnjecteerd, dat zich met het bloed door het vaatstelsel verplaatst. De veranderde magnetische eigenschappen van het bloed worden gebruikt om een hoog contrast te verkrijgen tussen bloed en achtergrondweefsel. Op deze manier kunnen ook de carotis arteriën helder afgebeeld worden. De centrale profielen van de K-ruimte dienen hiertoe gesampled te worden op het moment van de hoogste concentratie contrastvloeistof in de arteriën. Volgens [Mak-96], waarin aankleuringseffecten beschreven worden die gevonden zijn in 1D simulaties en in vitro fantoommetingen, worden bloedvaten dan ook met zo min mogelijk artefacten afgebeeld. In paragraaf 6.2 worden de resultaten beschreven van simulaties, waarbij over een aantal intervallen in de aankleuringscurve van de carotis communis in figuur 4.2(b) gescand is. Met behulp van de K-ruimte worden de gevonden aankleuringseffecten verklaard. De gebruikte samplmethoden in deze paragraaf zijn sequentiële, centrische, random permutatieve en random Gaussische sampling. Door het ontstaan van een flow void alleen van de grootte van de bloedsnelheid te laten afhangen, is in een bepaald gebied van de carotis communis over een interval in de hartcyclus signaalverzwakking gesimuleerd. De resultaten hiervan worden beschreven in paragraaf 6.3.

6.2 Sampling K-ruimte bij aankleuring bloedvaten

In deze paragraaf worden simulaties besproken, waarbij pulsatiele aankleuring van bloedvaten gesimuleerd is in combinatie met sequentiële, centrische en random sampling. Om de aankleuring nauwkeurig genoeg te kunnen simuleren, volstonden objectafbeeldingen van 256x256 pixels. Alleen de arteriën A_1 t/m A_4 zijn nagebootst. In tabel 6.1 zijn de belangrijkste gegevens van deze simulaties afgebeeld.

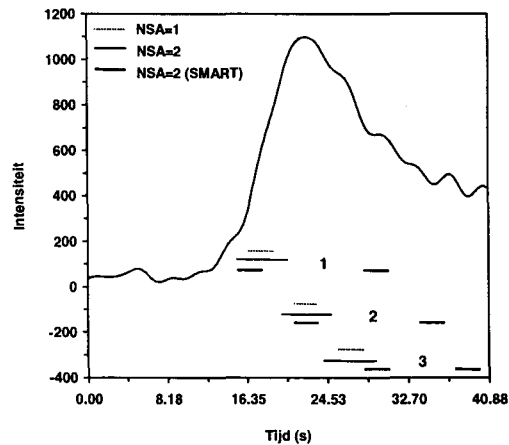
Tabel 6.1: De belangrijkste gegevens van de simulaties met betrekking tot het aankleuren van een bloedvat.

Omschrijving	Waarde	Omschrijving	Waarde
repetitietijd (TR)	10 ms	matrixgrootte objecten	256x256
aantal stappen slice-encoding gradiënt	5	matrixgrootte afbeeldingen	256x256
aantal dynamische scans	1	aankleuring	pulsatief
Field of View (FOV)	150x150 mm	gemiddelde diameter arterie in objecten en afbeeldingen	18 pixels

6.2.1 Aankleuringseffecten

Met behulp van de simulaties zijn over drie intervallen in de aankleuringscurve van de carotis communis afbeeldingen gegenereerd van de arteriën A_1 t/m A_4 (met NSA=1). De scans werden gemaakt (1) over een interval op de helling voor de piek van maximale aankleuring, (2) over een interval op het maximum van de aankleuringscurve en (3) over een interval op de helling na het maximum.

In figuur 6.1 zijn de intervallen in de aankleuringscurve getekend en niet alleen voor simulaties met NSA=1, maar ook in het geval van de simulaties met NSA=2 met en zonder SMART, die in paragraaf 6.2.2 behandeld zullen worden. Voor NSA>1 en SMART toegepast, speelt het aantal slice-encoding stappen (N_s) bij aankleuring (in tegenstelling tot vaatwandbeweging) wel een rol van betekenis, omdat het aankleuren van een bloedvat geen periodiek verschijnsel is. Bij $N_s > 1$ wordt een extra tijdsverschil gegenereerd tussen twee excitaties van hetzelfde profiel in de 2D K-ruimte, waardoor het scaninterval in figuur 6.1 in tweeën gehakt kan worden en de tijd tussen de twee subintervallen gelijk is aan $TR \cdot N_p \cdot (N_s - 1)$. In de simulaties werd de beginpositie van de intervallen ten opzichte van het maximum van de curve (dat correspondeert met maximale aankleuring) ingesteld door middel van de parameter t_1 , die staat voor de tijd tussen het begin van de injectie en het begin van de scan. Om te beginnen worden de afbeeldingen behandeld die gemaakt zijn van de sagittale arterie A_3 en in een later stadium worden ook de effecten besproken die optreden bij de arteriën met een andere oriëntatie.



Figuur 6.1: De aankleuringscurve van de carotis communis met de scanintervallen 1 t/m 3 weergegeven, die behoren tot de simulaties verricht met NSA=1 en NSA=2 zonder en met SMART toegepast.

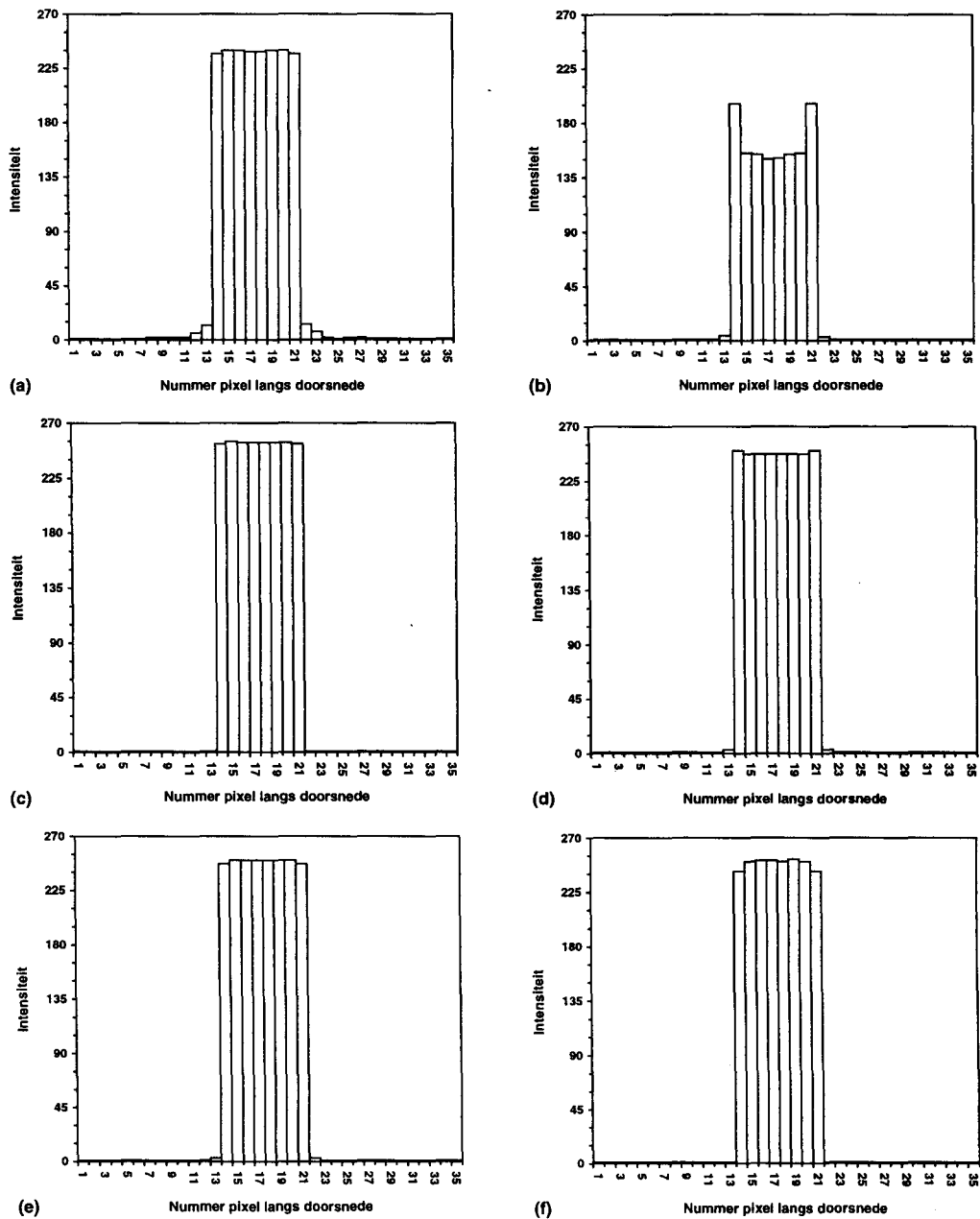
In figuur 6.2 zijn radiale doorsneden van de gesimuleerde arterie afgebeeld in het geval van sequentiële en centrische sampling over de drie beschreven intervallen. Het blijkt dat voor beide samplmethoden bij interval 1 en 3 afwijkingen aan de randen van het bloedvat te zien zijn (figuur 6.2(a,b,e,f)). Voor sequentiële sampling zijn de afwijkingen van de originele blokfunctievorm miniem, voor centrische sampling echter vrij groot. Bij interval 1 ligt de intensiteit van de pixels op de grens van bloedvat naar achtergrondweefsel hoger dan de pixelintensiteit over de rest van de doorsnede. In het geval van interval 3 is de pixelintensiteit van de vaatwand juist kleiner. Indien naar interval 2 gekeken wordt, valt op dat er geen afwijkingen zijn (figuur 6.2(c,d)).

Om de afwijkingen te kunnen kwantificeren, is in figuur 6.2 de gemiddelde intensiteit (I_{gem}) van alle pixels berekend die tot het bloedvat behoren. Bovendien is voor elk pixel afzonderlijk het verschil tussen de gesimuleerde (I_{sim}) en hierboven beschreven gemiddelde intensiteit bepaald. De procentuele relatieve fout die door pulsatiele aankleuring wordt veroorzaakt over een doorsnede van een bloedvat (RF_{pa}), kan dan berekend worden met:

$$RF_{pa} = \frac{|(I_{sim} - I_{gem})|}{I_{gem}} \cdot 100 \quad (6.1)$$

De relatieve fouten over de intervallen 1 t/m 3 bedragen nu respectievelijk voor sequentiële sampling 0.4, 0.2 en 0.5%, terwijl de waarden voor centrische sampling gelijk zijn aan 9.8, 0.5 en 1.3%. Het ontstaan van de afwijkingen in de beeldruimte kan kwalitatief beschreven worden met behulp van de K-ruimte. Alvorens dit te doen, wordt eerst een aanname gemaakt die de kwalitatieve beschrijving mogelijk maakt.

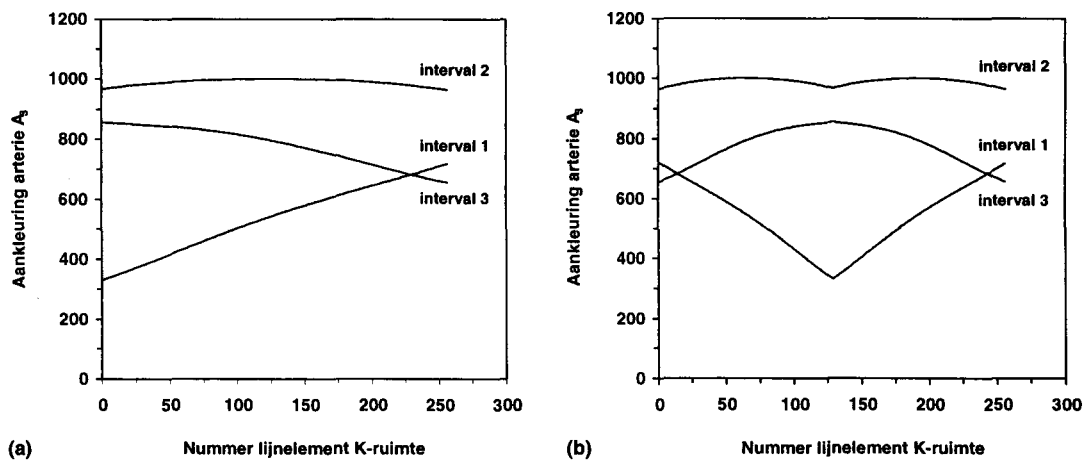
In het geval van een oneindig hoge bloedsnelheid (zie ook paragraaf 4.3) zal de aankleuring van de sagittale arterie A_3 over de gehele lengte dezelfde zijn. Een verschil in aankleuring betekent een verschil in intensiteit van alle pixels behorende tot het bloedvat in de objectafbeeldingen en daarmee een extra verschil in de amplituden van de profielen van de K-ruimte. Bij pulsatiele aankleuring zal het tijdstip t_p (zie ook paragraaf 4.3), dat bij een centropixel aan het begin van A_3 behoort, maximaal 620 ms later in de aankleuringscurve liggen dan het tijdstip behorende bij een pixelrij aan het einde van de arterie (proefondervindelijk vastgesteld). Het is nu toegestaan om de aankleuring van A_3 in een objectafbeelding als instantaan te beschouwen, omdat over die 620 ms de aankleuring in de lengterichting niet significant zal variëren. Bij benadering veroorzaakt een pulsatiele aankleuring dus alleen extra verschillen in de amplitude en niet in de fase van profielen.



Figuur 6.2: Radiale doorsneden van de sagittale arterie A_3 in het geval van sequentiële sampling (linker kolom) en centrische sampling (rechter kolom) van de K-ruimte. De figuren 6.2(a,c,e) zijn afkomstig van simulaties gemaakt over respectievelijk interval 1 t/m 3. Idem voor de figuren 6.2(b,d,f). Door schaling van de afbeeldingen kunnen absolute pixelintensiteiten in verschillende doorsneden niet met elkaar vergeleken worden.

Door pulsatieve aankleuring kunnen dus amplitudeverschillen ontstaan tussen gelijke negatieve en positieve spatiële frequentiecomponenten in de phase-encoding richting van de K-ruimte. Amplituden van lage en hoge frequenties kunnen ten opzichte van elkaar verzwakt of versterkt worden, afhankelijk van het interval in de aankleuringscurve. Indien over een scaninterval de intensiteit van het bloedvat sterk verandert (voor interval 1 en 3), zullen de relatieve amplitudeverschillen in de K-ruimte groter zijn dan in het geval van bijna geen intensiteitsveranderingen (bij interval 2).

In figuur 6.3 is voor elk profiel van de K-ruimte de intensiteit van de pixelrij aan het begin van de sagittale arterie A_3 uitgezet, die een maat is voor de aankleuring van het bloedvat op het tijdstip dat het betreffende profiel gesampled werd. Sequentiële sampling over de drie intervallen is weergegeven in figuur 6.3(a) en centrische sampling in figuur 6.3(b).

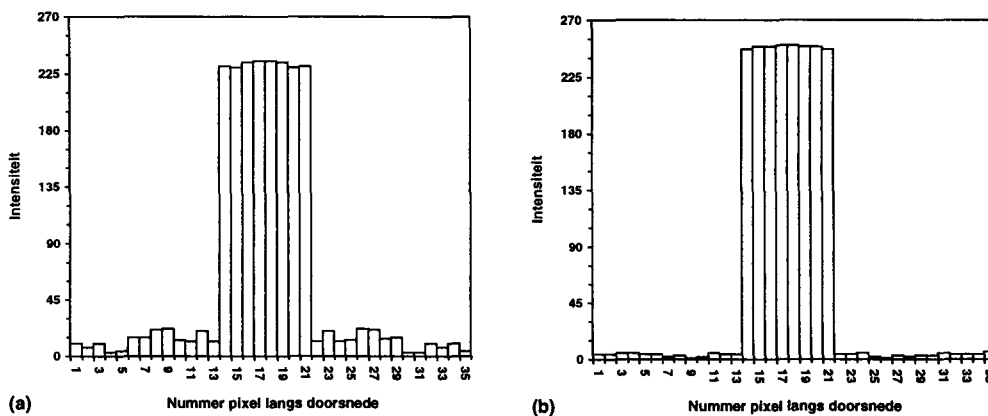


Figuur 6.3: De aankleuring van arterie A_3 (weergegeven met de intensiteit van het centropixel aan het begin van het bloedvat) als functie van het profiel dat bij een bepaalde aankleuring over het interval 1 t/m 3 (a) sequentieel en (b) centrisch gesampled werd.

Uit figuur 6.3(a) volgt dat in het geval van interval 1 en 3 gelijke negatieve en positieve spatiële frequentiecomponenten verschillende amplituden zullen hebben, maar dat het gemiddelde van de twee componenten ongeveer voor alle frequenties gelijk zal zijn. De amplitudeverschillen worden dus uitgemiddeld en de afwijkingen aan de randen van arterie A_3 in de beeldruimte zijn miniem. Doordat de aankleuring van het bloedvat over interval 2 bij benadering constant blijft, worden amplitudeverschillen in de K-ruimte en daarmee artefacten in de beeldruimte op voorhand al voorkomen.

In het geval van centrische sampling liggen de zaken anders. Bij deze samplemethode worden gelijke negatieve en positieve spatiële frequentiecomponenten meteen na elkaar gemeten, waardoor tussen die twee componenten bijna geen amplitudeverschil door aankleuring gegenereerd wordt. Hoge frequentiecomponenten zullen bij sampling over interval 1 een relatief grotere amplitude krijgen dan de lage spatiële frequenties, waardoor het detail in een afbeelding versterkt naar voren toe zal komen (zie figuur 6.3(b)). De intensiteit van de pixels op de overgang van arterie naar achtergrondweefsel is hoger dan de pixelintensiteit van het centrum van het bloedvat. In het geval van interval 3 is alles net omgedraaid. Hier bezitten de hoge spatiële frequenties een relatief kleinere amplitude in vergelijking met de lage frequentiecomponenten en ligt de intensiteit van de grenspixels lager ten opzichte van de intensiteit van de pixels in het centrum van het bloedvat. De relatieve fout RF_{pa} behorende bij interval 1 ligt hoger dan de fout gemaakt over interval 3, omdat de helling in de aankleuringscurve over het eerste interval steiler is dan over het derde interval. Voor interval 2 geldt hetzelfde verhaal als voor sequentiële sampling over interval 2.

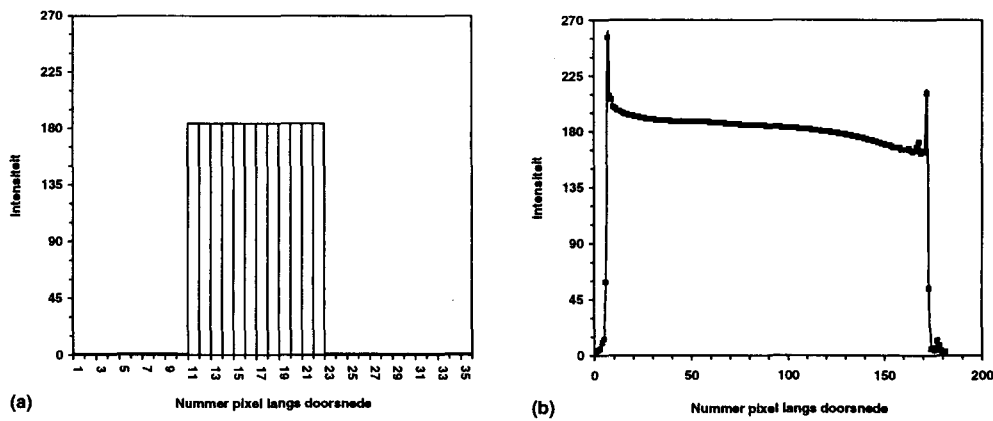
Random permutatieve sampling van de K-ruimte houdt in dat profielen in een willekeurige volgorde allemaal even vaak gemeten worden. De periodiciteit van de door vaatwandbeweging veroorzaakte afwijkingen in de K-ruimte kon met deze samplemethode verstoord worden, waardoor er geen discrete Ghosting-artefacten in de beeldruimte meer ontstonden, maar alleen nog wat ruis te zien was. In het geval van het pulsatieel aankleuren van een bloedvat liggen de zaken anders. Door het willekeurig samplen van de K-ruimte kunnen opeenvolgende profielen in de k_y -richting een significant amplitudeverschil verkrijgen ten opzichte van het stationaire geval, terwijl dit bij sequentiële en centrische sampling verwaarloosbaar is. In paragraaf 5.4 bleek dat artefacten ontstonden, indien sommige profielen niet gemeten werden en dus willekeurig amplitudeverschillen tussen de profielen onderling in de K-ruimte aanwezig waren. Naar verwachting treden bij random permutatieve sampling in het geval van aankleuring dan ook dezelfde artefacten op, maar alleen in mindere mate. De amplitudeverschillen tussen de profielen in de K-ruimte zijn nu namelijk kleiner.



Figuur 6.4: Radiale doorsneden van de sagittale arterie A_3 in het geval van random permutatieve sampling van de K-ruimte. De figuren 6.4(a,b) zijn afkomstig van simulaties gemaakt over respectievelijk interval 1 en 3. Doordat de aankleuringseffecten in de K-ruimte over de spatiële frequentiecomponenten verspreid zijn, ontstaan de artefacten als beschreven in paragraaf 5.4.

In figuur 6.4 zijn radiale doorsneden van arterie A_3 afgebeeld in het geval van random permutatieve sampling over de intervallen 1 en 3. Het blijkt inderdaad dat in de phase-encoding richting artefacten ontstaan, waardoor de intensiteit van pixels buiten het bloedvat niet meer verwaarloosbaar is. De artefacten zijn echter klein, waardoor het bloedvat zelf zonder al te grote afwijkingen afgebeeld wordt. Sampling over interval 2 levert geen afwijkingen in een afbeelding op, omdat de aankleuring nagenoeg constant blijft gedurende de scantijd. De relatieve fouten over de intervallen 1 t/m 3, die veroorzaakt worden door de pulsatiele aankleuring, bedragen 0,9, 0 en 0,4%. Deze fout zegt echter niets over afwijkingen buiten het bloedvat, die in het geval van random permutatieve sampling aanwezig kunnen zijn.

De in deze paragraaf beschreven aankleuringseffecten treden alleen in de phase-encoding richting van een afbeelding op. Een radiale doorsnede van het sagittale bloedvat A_1 staat loodrecht op de phase-encoding richting en vertoont geen afwijkingen van de originele blokfunctievorm (zie figuur 6.5(a)). In het geval van een doorsnede in de lengterichting (gelijk aan de phase-encoding richting) treden aan de randen van het bloedvat wel aankleuringsartefacten op (zie figuur 6.5(b)). Het verloop van de intensiteit over deze doorsnede van het bloedvat komt door de pulsatiele aankleuring die gesimuleerd is. Opgemerkt dient te worden dat een sagittaal bloedvat in werkelijkheid niet zo abrupt kan eindigen als in de objectafbeelding in figuur 4.3 voor de arteriën en venen 1 t/m 3 is weergegeven. De longitudinale doorsnede in figuur 6.5(b) wordt hier alleen ter illustratie gebruikt.



Figuur 6.5: Doorsneden van de sagittale arterie A_1 in het geval van sequentiële sampling van de K-ruimte gegenereerd in (a) radiale richting en (b) longitudinale richting. Alleen bij de longitudinale doorsnede gemaakt in de phase-encoding richting treden aankleuringsartefacten op aan de randen van het bloedvat.

6.2.2 Meerdere excitaties per lijnelement K-ruimte

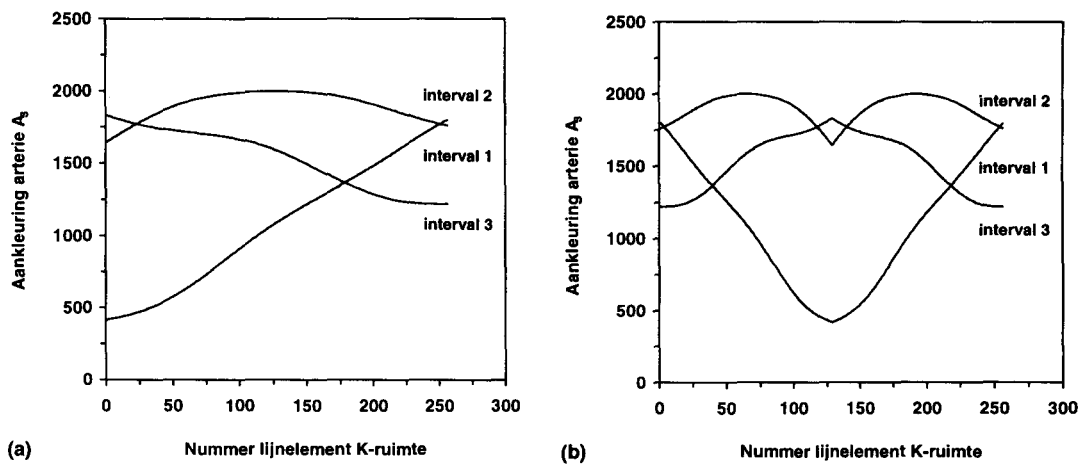
In deze subparagraaf worden de resultaten gepresenteerd van simulaties, waarbij NSA=2 en SMART wel of niet toegepast is. De repetitietijd bedroeg 10 ms en het aantal slice-encoding stappen was gelijk aan 5. In het geval dat SMART niet werd toegepast, lagen de drie scanintervallen weer voor, op en na de piek van maximale aankleuring in de aankleuringscurve (zie figuur 6.1). De intervallen zijn nu langer dan bij de simulaties met NSA=1. In de derde kolom van tabel 6.2 zijn de waarden van RF_{pa} afgedrukt, die gemaakt worden voor sequentiële, centrische en random permutatieve sampling over de drie scanintervallen bij deze simulaties. Wellicht ten overvloede wordt vermeld dat RF_{pa} alleen betrekking heeft op de pixels behorende tot de arterie A_3 in de radiale doorsneden.

Tabel 6.2: De waarden van RF_{pa} voor simulaties over de intervallen 1 t/m 3 bij NSA=1 en NSA=2.

Nummer interval	Methode sampling K-ruimte	NSA=1 RF_{pa} (%)	NSA=2 RF_{pa} (%)	NSA=2+SMART RF_{pa} (%)
1	sequentieel	0.4	0.7	0.6
2	sequentieel	0.2	1.2	0.2
3	sequentieel	0.5	1.0	0.5
1	centrisch	9.8	27.5	1.3
2	centrisch	0.5	3.2	0.3
3	centrisch	1.3	3.5	1.9
1	random permutatief	0.9	4.2	0.8
2	random permutatief	0.0	0.9	0.0
3	random permutatief	0.4	0.4	0.2

Indien de K-ruimte sequentieel gesampled wordt, blijven de afwijkingen voor de intervallen 1 en 3 ongeveer gelijk aan die gemaakt voor NSA=1 (tweede kolom). Dit komt, doordat de door aankleuring veroorzaakte amplitudeverschillen tussen de profielen in de K-ruimte nog steeds uitgemiddeld worden (zie ook figuur 6.6(a)). In het geval van sampling over interval 2 volgt uit de figuur, dat de hogere frequenties een significant andere aankleuring zullen ondervinden dan de lagere frequenties. Daarom worden de afwijkingen in vergelijking met NSA=1 nu groter.

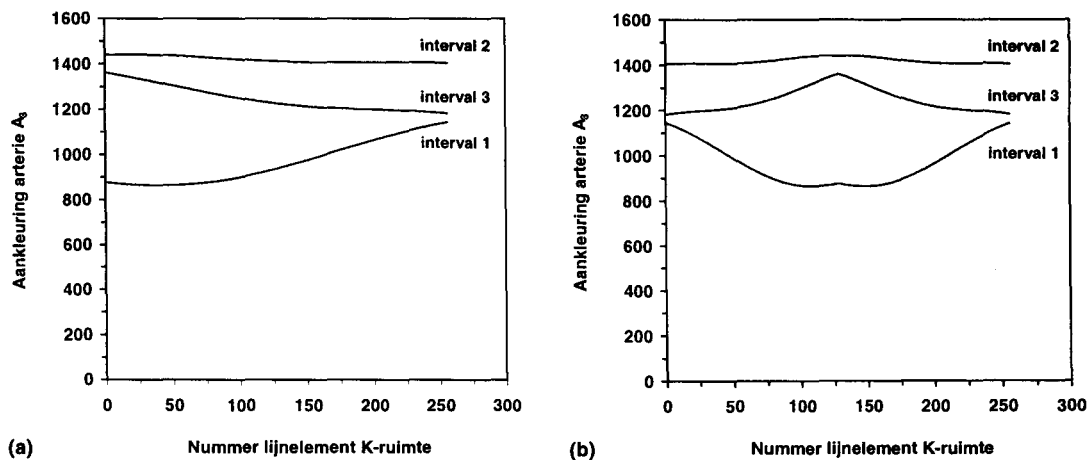
Bij centrische sampling worden de relatieve fouten over alle drie de intervallen groter, omdat de verschillen in aankleuring tussen het lage en hoge spatiele frequentiegebied groter zijn door de toegenomen lengte van de scanintervallen. Dit is in figuur 6.6(b) grafisch weergegeven.



Figuur 6.6: De aankleuring van arterie A_3 over twee excitaties (weergegeven met de gesommeerde intensiteit van het centropixel aan het begin van het bloedvat) als functie van het profiel dat bij een bepaalde aankleuring over het interval 1 t/m 3 (a) sequentieel en (b) centrisch gesampled werd. Er is geen gebruik gemaakt van SMART.

In het geval van random permutatieve sampling liggen de relatieve fouten RF_{pa} ook hoger door de toegenomen verschillen in aankleuring. De artefacten in de phase-encoding richting buiten het bloedvat bezitten een grotere intensiteit.

Indien $NSA=2$ met SMART wordt toegepast, is de tijd tussen twee excitaties van hetzelfde profiel groot. Een scaninterval kan als het ware opgesplitst worden in twee subintervallen (zie paragraaf 6.2.1), waarbij het eerste subinterval weer voor, op en na de piek van maximale aankleuring in de aankleuringscurve in figuur 6.1 lag. Het tweede subinterval viel voor alle drie de scanintervallen na het maximum.

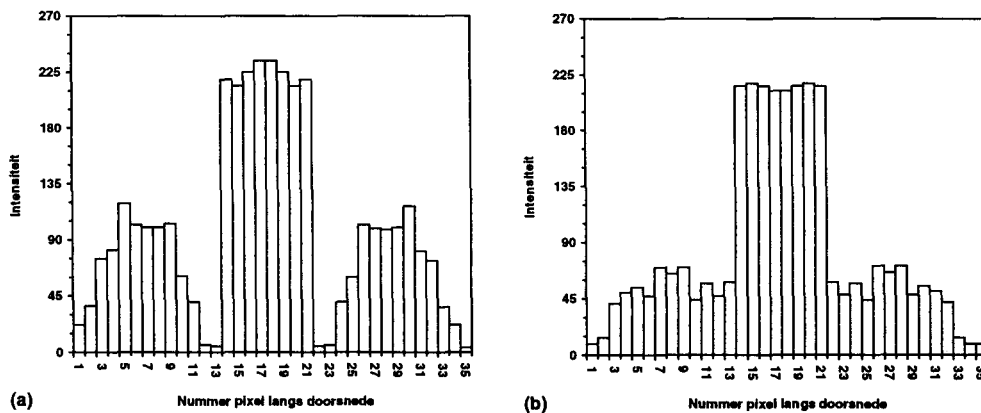


Figuur 6.7: De aankleuring van arterie A_3 over twee excitaties (weergegeven met de gesommeerde intensiteit van het centropixel aan het begin van het bloedvat) als functie van het profiel dat bij een bepaalde aankleuring over het scaninterval 1 t/m 3 weer (a) sequentieel en (b) centrisch gesampled werd. Er is nu wel gebruik gemaakt van SMART.

In de vierde kolom van tabel 6.2 zijn de waarden van RF_{pa} afgedrukt, die gemaakt worden voor sequentiële, centrische en random permutatieve sampling over de drie scanintervallen bij deze simulaties. Het blijkt dat de gemaakte relatieve fouten voor de verschillende samplemethoden nu vrij klein zijn (0-2%). In figuur 6.7 valt ook duidelijk op, dat de aankleuring van arterie A_3 over twee excitaties minder erg varieert voor de profielen van de K-ruimte dan bij $NSA=1$ en $NSA=2$ zonder SMART toegepast. Het beste kan de suppressie van de aankleuringseffecten gekarakteriseerd worden door de resultaten van het centrisch samplen van interval 1 bij de verschillende waarden van NSA (vierde rij in tabel 6.2). Ook in het geval van random permutatieve sampling worden de artefacten tot een minimum beperkt.

6.2.3 Random Gaussische sampling

In paragraaf 5.4 is duidelijk geworden dat random Gaussische sampling (volgens de tweede methode als beschreven in de theorie) zeer goed Ghosting in het geval van vaatwandbeweging kan voorkomen. In deze subparagraaf worden de resultaten van simulaties beschreven, waarin pulsatiele aankleuring van arterie A_3 gesimuleerd is in combinatie met de methode van Gaussische sampling. De drie scanintervallen waren dezelfde als in het geval van $NSA=2$ in figuur 6.1.



Figuur 6.8: Radiale doorsneden van de sagittale arterie A_3 in het geval van random Gaussische sampling van de K-ruimte. De figuren 6.8(a,b) zijn afkomstig van simulaties gemaakt over respectievelijk interval 1 en 3. De aankleeringsartefacten in de phase-encoding richting bezitten in dit geval een grote intensiteit.

In figuur 6.8 zijn de radiale doorsneden van arterie A_3 afgebeeld in het geval van sampling over de intervallen 1 en 3. Duidelijk blijkt dat aankleeringsartefacten in de phase-encoding richting aanwezig zijn en dat de intensiteit van de artefacten een stuk hoger ligt in vergelijking met random permutatieve sampling. In figuur 6.8(a) is ook zichtbaar dat het bloedvat zelf herhaald wordt in de phase-encoding richting, maar zeker niet zo discreet als in het geval van Ghosting-artefacten. Blijkbaar zijn de extra amplitudeverschillen tussen de profielen in de K-ruimte groter dan bij random permutatieve sampling, ondanks de middeling van de spatiële frequentiecomponenten van een profiel over meerdere excitaties. Een radiale doorsnede van de arterie gegenereerd over interval 2 levert ook significante afwijkingen. Het is dan ook niet zinvol om de relatieve fout RF_{pa} over de drie intervallen te berekenen. Random Gaussische sampling levert tevens voor $NSA>1$ teleurstellende resultaten.

6.2.4 Lineaire interpolatietechnieken

De drie interpolatiemethoden uit paragraaf 5.5 zijn ook gebruikt om extra dynamische afbeeldingen te maken van arterie A_3 in het geval van pulsatiele aankleuring.

De instellingen van de simulaties (waaronder de scanintervallen) en de tijdstippen waarop de afbeeldingen door middel van lineaire interpolatie gegenereerd werden, zijn gelijk genomen aan de waarden die ook gebruikt zijn in paragraaf 5.5. In het geval van normale sequentiële sampling (bij de eerste en tweede methode) bedroegen de relatieve fouten RF_{pa} ten gevolge van aankleuringsartefacten in de drie originele afbeeldingen 1.1, 1.4 en 0.6%. In tabel 6.3 zijn de fouten weergegeven, die berekend zijn voor de vijf afbeeldingen verkregen met de drie interpolatiemethoden.

Tabel 6.3: De relatieve fouten voor de vijf afbeeldingen verkregen met de drie interpolatiemethoden.

Dynamische afbeelding	Methode 1 RF_{pa} (%)	Methode 2 RF_{pa} (%)	Methode 3 RF_{pa} (%)
1	1.1	1.4	88.8
2	1.7	1.9	24.7
3	0.5	0.6	14.6
4	0.3	0.3	3.5
5	0.3	0.5	8.2

Voor de drie methoden geldt dat alleen aan de randen van het bloedvat in de vijf afbeeldingen aankleuringsartefacten optreden (zie ook de resultaten van sequentiële sampling in tabel 6.2). In het geval van methode 1 en 2 hebben de relatieve fouten dezelfde grootte als de fouten behorende bij de drie originele afbeeldingen. In tegenstelling tot de Ghosting-artefacten bij vaatwandbeweging kunnen aankleuringseffecten met methode 1 dus niet significant verminderd worden. Het blijkt verder dat met behulp van methode 3 afbeeldingen gegenereerd worden, waarin arterie A_3 ter plaatse van de vaatwand grote afwijkingen vertoont. Dit komt, doordat het tijdsinterval tussen de segmenten van de K-ruimte die gebruikt worden voor lineaire interpolatie, groot kan zijn (alleen voor de segmenten B, C en D). De extra amplitudeverschillen tussen de spatiële frequentiecomponenten worden onderling groter, waardoor de afwijkingen in de beeldruimte verergeren.

In het algemeen levert methode 1 scherpe extra dynamische afbeeldingen met een minimum aan aankleurings- en Ghosting-artefacten. De derde methode is echter net zo geschikt om goede diagnostiseerbare dynamische afbeeldingen met een grote temporele resolutie te verkrijgen. In het geval van de tweede methode worden Ghosting-artefacten totaal niet onderdrukt (zie ook paragraaf 5.5).

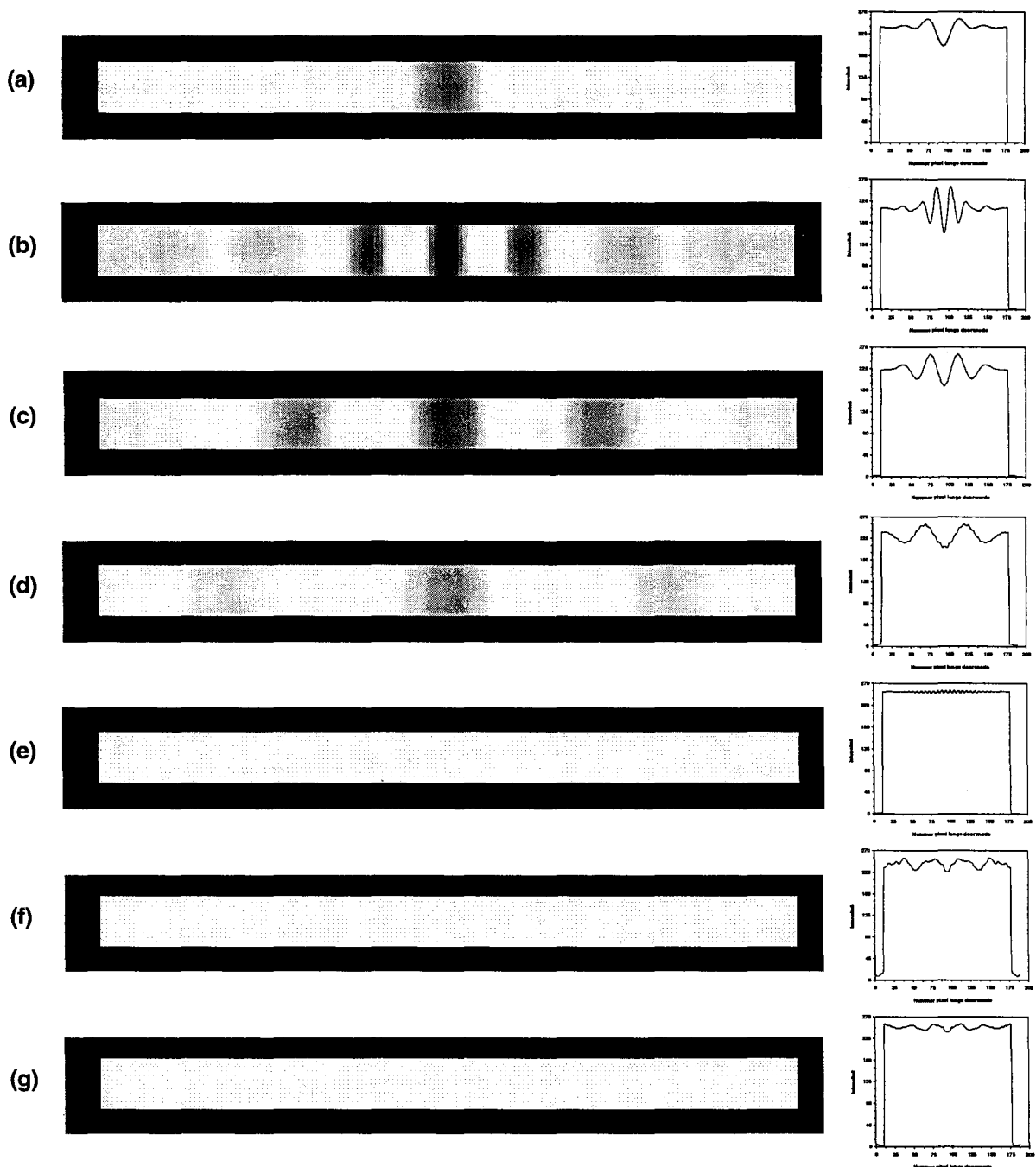
6.3 Flow voids

In deze paragraaf worden simulaties besproken, waarbij een flow void gesimuleerd is in het midden van de sagittale arterie A_1 (zie ook paragraaf 4.3). Om de invloed van een flow void op een afbeelding van een bloedvat optimaal te kunnen bestuderen, is alleen signaalverzwakking gesimuleerd (geen aankleuring, etc.). In tabel 6.4 zijn de belangrijkste gegevens van deze simulaties afgebeeld.

Tabel 6.4: De belangrijkste gegevens van de simulaties met betrekking tot flow voids.

Omschrijving	Waarde	Omschrijving	Waarde
aantal stappen slice-encoding gradiënt	5	gemiddelde diameter arterie in objecten en afbeeldingen	18 pixels
aantal dynamische scans	1	matrixgrootte objecten	256x256
Field of View (FOV)	150x150 mm	matrixgrootte afbeeldingen	256x256

In figuur 6.9 zijn gesimuleerde afbeeldingen van arterie A_1 weergegeven, die verkregen zijn met behulp van sequentiële, centrische, random permutatieve en Gaussische sampling van de K-ruimte. De afbeeldingen zijn geroteerd over een hoek van 90° , zodat de lengterichting van de bloedvaten nu in horizontale richting staat. Naast de afbeeldingen zijn de bijbehorende doorsneden in longitudinale richting afgebeeld.



Figuur 6.9: Afbeeldingen van de sagittale arterie A_1 , waarbij een flow void in het midden van het bloedvat gesimuleerd is voor (a) sequentiële sampling ($TR=10$ ms en $t_0=0$ s), (b,c,d) centrische sampling met TR van respectievelijk 5, 10 en 15 ms ($t_0=0$ s), (e) centrische sampling ($TR=10$ ms en $t_0=0.273$ s), (f) random permutatieve sampling ($TR=10$ ms en $t_0=0$ s) en (g) random Gaussische sampling ($TR=10$ ms en $t_0=0$ s). Naast de afbeeldingen zijn de bijbehorende longitudinale doorsneden van de arterie weergegeven.

Het blijkt dat in het geval van centrische sampling en in veel mindere mate bij sequentiële sampling Ghosting-artefacten in de afbeelding ontstaan van de flow void (NSA=1). De Ghosting-artefacten zijn in figuur 6.9(b t/m d) te zien als duidelijke donkere plekken in het bloedvat in de phase-encoding richting en bevinden zich buiten het gebied, waarin de flow void gedefinieerd is in de objectafbeeldingen. De originele flow void is duidelijk zichtbaar in het midden van het bloedvat. In het geval van random permutatieve en Gaussische sampling valt geen Ghosting te ontdekken en zelfs de originele flow void in het midden van de arterie A_1 ontbreekt (figuur 6.9(f) en (g)).

De Ghosting-artefacten zijn wederom het gevolg van periodieke afwijkingen in de K-ruimte. Gedurende een bepaald tijdsinterval (hier 99 ms) is in het midden van de arterie een gebied aanwezig met een variërende signaalintensiteit (kleiner dan de intensiteit van de rest van het bloedvat). De spatiële frequentiecomponenten die binnen het interval gesampled worden, zullen gemoduleerd worden door de signaalverzwakking veroorzaakt door de flow void. De overige componenten helemaal niet.

In het geval van sequentiële sampling worden Ghosting-artefacten in een afbeelding onderdrukt. Dit komt doordat gelijke negatieve en positieve spatiële frequentiecomponenten in de K-ruimte elkaar kunnen uitmiddelen, terwijl bij centrische sampling hier geen sprake van is (zie ook paragraaf 6.2.1).

Bij centrische sampling ontstaat daarom een periodiek patroon van wel en niet-gemoduleerde spatiële frequentiecomponenten in de K-ruimte. Uit figuur 6.9(b t/m d) blijkt dat de afstand tussen de gemoduleerde gebieden in de K-ruimte (bepaald door de waarde van de repetitietijd TR) ook de afstand tussen de Ghosting-artefacten in de beeldruimte bepaalt. De afstanden tussen de artefacten in figuur 6.9(b) en (c) bijvoorbeeld verschillen precies een factor twee van elkaar door de twee keer zo grote repetitietijd. Dit verschijnsel is in paragraaf 5.3.1 uitvoerig behandeld in het geval van de simulaties van vaatwandbeweging.

Bij vaatwandbeweging werden de afwijkingen in de K-ruimte veroorzaakt door veranderingen in de diameter van een gesimuleerd bloedvat. Er traden alleen veranderingen op in de geometrie van het bloedvat, maar niet in de intensiteit ervan. De intensiteit van pixels behorende tot het bloedvat bleef gedurende een simulatie constant. Bij de in deze paragraaf beschreven simulaties verandert de intensiteit van pixels in het gebied waar een flow void in de objectafbeeldingen gedefinieerd is. Hierdoor zullen de effecten in de beeldruimte kunnen verschillen al naar gelang de posities van de gemoduleerde gebieden in de K-ruimte. In figuur 6.9(b t/m d) was het begintijdstip van de simulaties gelijk aan $t_0=0$ s en werd het centrum van de K-ruimte beïnvloed door de signaalverzwakking in het midden van het bloedvat. Er treden duidelijke Ghosting-artefacten op. In het geval van figuur 6.9(e) was t_0 gelijk aan 0.273 s, waardoor de lage spatiële frequentiecomponenten niet aangetast worden door de signaalverzwakking. Het blijkt dat in de afbeelding van arterie A_1 zowel de originele flow void als de Ghosting-artefacten nu volledig ontbreken. Dit verschijnsel komt overeen met de waarnemingen in paragraaf 5.3.1, waar bleek dat de intensiteit van een Ghost die een bloedvat overlapt, afhankelijk is van het begintijdstip van een simulatie.

Bij random permutatieve en Gaussische sampling worden de profielen van de K-ruimte in een willekeurige volgorde gesampled, waardoor de periodiciteit van de afwijkingen verstoord wordt en effecten van signaalverzwakking in een afbeelding van arterie A_1 ontbreken (zie figuur 6.9(f) en (g)).

Het gedrag van Ghosting-artefacten is uitvoerig behandeld in hoofdstuk 5 (voor onder andere NSA>1 en bij toepassing van lineaire interpolatietechnieken) en daarom wordt naar de resultaten in dat hoofdstuk verwezen ter aanvulling van deze paragraaf over flow voids.

DISCUSSIE EN ALGEMENE CONCLUSIES

De aanleiding van dit onderzoek zijn afwijkingen die voorkomen in gemeten in vivo scans van de carotis bifurcatie die niet ECG-getriggerd waren en waarbij contrastvloeistof gebruikt is. Deze afwijkingen zijn anatomisch of fysiologisch niet te verklaren. Door middel van een simulatiestudie is onderzocht welke artefacten kunnen optreden in niet-getriggerde MRA-afbeeldingen door verschijnselen als vaatwandbeweging, aankleuring door contrastvloeistof en flow voids. Dit is gedaan aan de hand van gemeten aankleuring, diameter en gemiddelde bloedsnelheid als functie van de tijd met betrekking tot de carotis communis. Bovendien zijn een aantal standaard en experimentele samplmethoden van het MR-sigitaal onderzocht. Dit laatste hoofdstuk bevat een korte discussie die betrekking heeft op de resultaten, die gepresenteerd zijn in de hoofdstukken 5 en 6. Er wordt afgesloten met enige suggesties omtrent toekomstig onderzoek en de belangrijkste eindconclusies.

Discussie

Uit simulaties van vaatwandbeweging en flow voids is gebleken dat bij sequentiële en centrisc sampling van de K-ruimte discrete Ghosting-artefacten in afbeeldingen kunnen optreden. De vorm van respectievelijk de vaatwand en het gebied met signaalverzwakking worden dan in de phase-encoding richting herhaald weergegeven. Een Ghosting-artefact dat bijvoorbeeld een transversaal bloedvat overlapt, kan voor fouten zorgen in de oppervlaktebepaling hiervan. De afstand tussen Ghosting-artefacten kan vergroot worden door een toename van de repetitietijd of het aantal excitaties zonder SMART. Een bloedvat kan dan afhankelijk van de oriëntatie vrij van Ghosts afgebeeld worden, maar onderdrukking vindt niet plaats. Bovendien neemt de scantijd toe, waardoor de effecten door aankleuring van een bloedvat vergroot kunnen worden. Een mogelijkheid om Ghosting-artefacten te onderdrukken, is het toepassen van NSA>1 met SMART. Aankleuringsartefacten worden dan ook geminimaliseerd. In het geval van sequentiële sampling worden artefacten over het algemeen beter onderdrukt dan bij centrisc sampling.

Met behulp van de resultaten kan nu een mogelijke verklaring gegeven worden voor de afwijkingen in de in vivo gemeten afbeeldingen in figuur 3.2(c t/m f). Het regelmatige patroon van lichte en donkere parallelle strepen buiten de carotis bifurcatie in (c) kan veroorzaakt zijn door beweging van de vaatwand van de carotis communis. De afwijkingen die te zien zijn, kunnen dan door Ghosting verklaard worden. In (d) wordt de intensiteit van de vaatwand van de carotis communis versterkt weergegeven ten opzichte van de intensiteit van het centrum van de arterie. Deze afwijkingen zouden aankleuringsartefacten kunnen zijn die ontstaan door sampling van de K-ruimte vóór maximale aankleuring van het bloedvat. Onder de aanname dat de afwijking bij het rechter pijltje in (e,f) een flow void is, kan de afwijking bij het linker pijltje in (e) een Ghosting-artefact afkomstig van die flow void zijn.

Er treden bij gebruik van de twee random samplmethoden in het geval van vaatwandbeweging en flow voids geen Ghosting-artefacten op. Door aankleuring van een bloedvat kunnen artefacten in de phase-encoding richting ontstaan die qua vorm op Ghosting-artefacten lijken. Deze treden echter niet discreet op door het random karakter van de data-acquisitie. Voor random permutatieve sampling zijn de artefacten miniem en lijkt deze scantechniek veelbelovend in het onderdrukken van artefacten. In het geval van random Gaussische sampling kan een afbeelding door aankleuringsartefacten niet diagnostiseerbaar worden.

Om het aankleuringsproces van een bloedvat te bestuderen, worden in de praktijk vaak extra afbeeldingen na een scan geconstrueerd. Door een aantal interpolatietechnieken te onderzoeken, is gebleken dat hiervoor het beste lineaire interpolatie in de spatiële frequentieruimte toegepast kan worden op data van een standaard dynamische scan. De artefacten in een afbeelding zijn dan klein en er hoeft geen speciale scantechniek gebruikt te worden.

Suggesties

Uit dit onderzoek is gebleken dat random permutatieve sampling een goede scantechniek kan zijn om artefacten in niet-getriggerde MRA-scans te onderdrukken. Om dit te valideren is het echter van belang dat er in de toekomst in vitro fantoommetingen uitgevoerd worden met de samplemethode geïmplementeerd op een MRI-scanner.

Algemene conclusies

- Vaatwandbeweging en flow voids kunnen Ghosting-artefacten in niet-getriggerde MRA-afbeeldingen veroorzaken bij sequentiële en centrische sampling van de K-ruimte. Bij het toepassen van $NSA > 1$ met SMART zijn deze verwaarloosbaar.
- Het aankleuren van een bloedvat door contrastvloeistof kan aankleuringsartefacten veroorzaken, indien een scan niet goed getimed wordt. Dit geldt voornamelijk voor centrische sampling van de K-ruimte. Door $NSA > 1$ met SMART te gebruiken, worden ook deze artefacten verminderd.
- Random permutatieve sampling lijkt een veelbelovende scantechniek om artefacten te onderdrukken. Een verdere validatiestudie is echter gewenst.
- Met de resultaten van deze simulatiestudie zijn mogelijke verklaringen gevonden voor afwijkingen in gemeten in vivo scans van de carotis bifurcatie.

REFERENTIES

Hieronder volgt een lijst met de geraadpleegde publicaties, boeken en personen op alfabetische volgorde geordend.

- [Bar-97] L.W. Bartels, *Een spectraalanalytische methode voor de bepaling van correlaties tussen hartritme- en bloeddrukvariabiliteit bij neonaten*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 97-02, 1997.
- [Boo-97] M. Boos, K. Scheffler, J. Seelig, G. Bongartz, *First Pass Contrast-Enhanced MR Angiography Timing and Contrast Agent Concentration in Carotid Imaging*, Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Fifth Scientific Meeting and exhibition, Vol. 1, pag. 251, 1997.
- [Cor-95] R. Cortenraad, *In vitro validation of quantitative MR flow measurements*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 95-05, 1995.
- [Ges-96] M. van Gestel, *A Comparison Between Trilinear and Fourier Interpolation Used in MR Imaging*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 96-07, 1996.
- [Her-94] G. D'hert, *In vitro validatie van 2D MR Phase Contrast flow metingen*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 94-04, 1994.
- [Hoe-97] A. Hoeks, AZM, persoonlijke communicatie.
- [Jon-97] H. de Jong, *In vivo analyse van arteriële hemodynamica met magnetische resonantie*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 97-03, 1997.
- [Kaa-97] D.W. Kaandorp, SJZ, persoonlijke communicatie.
- [Kor-96] F.R. Korosec, R. Frayne, T.M. Grist, C.A. Mistretta, *Time-Resolved Contrast-Enhanced 3D MR Angiography*, MRM, Vol. 36, pag. 345-351, 1996.
- [Mak-96] J.H. Maki, M.R. Prince, F.J. Londy, T.L. Chenevert, *The Effects of Time Varying Intravascular Signal Intensity and k-Space Acquisition Order on Three-Dimensional MR Angiography Image Quality*, JMRI, Vol. 6, Nr. 4, pag. 642-651, 1996.
- [Mez-95] R. Mezrich, *A Perspective on K-space*, Radiology, Nr. 195, pag. 297-315, 1995.
- [Mil-89] W.R. Milnor, *Hemodynamics*, Williams & Wilkins, 1989.
- [Osh-95] J.N. Oshinski, D.N. Ku, R.I. Pettigrew, *Turbulent Fluctuation Velocity: The Most Significant Determinant of Signal Loss in Stenotic Vessels*, MRM, Vol. 33, pag. 193-199, 1995.
- [Phi-95] Philips, *Basic Principles of MR Imaging*, 1995.

- [Pip-95] J.G. Pipe, J.L. Duerk, *Analytical Resolution and Noise Characteristics of Linearly Reconstructed Magnetic Resonance Data with Arbitrary k-Space Sampling*, MRM, Vol. 34, pag. 170-178, 1995.
- [Pot-93] E.J. Potchen, E.M. Haacke, J.E. Siebert, A. Gottschalk, *Magnetic Resonance Angiography*, Mosby Missouri, 1993.
- [Reu-91] P.J. Reuderink, *Analysis of the flow in a 3D distensible model of the carotid artery bifurcation*, proefschrift, Technische Universiteit Eindhoven, Faculteit Technische Natuurkunde, 1991.
- [Sch-96] K. Scheffler, J. Hennig, *Frequency Resolved Single-Shot MR Imaging Using Stochastic k-Space Trajectories*, MRM, Vol. 35, pag. 569-576, 1996.
- [Ser-97] I. Serša, S. Macura, *Excitation of Arbitrary Shapes by Gradient Optimized Random Walk in Discrete k-Space*, MRM, Vol. 37, pag. 920-931, 1997.
- [Sie-97] J.M. Siegel Jr., J.N. Oshinski, R.I. Pettigrew, D.N. Ku, *Computational Simulation of Turbulent Signal Loss in 2D Time-of-Flight Magnetic Resonance Angiograms*, MRM, Vol. 37, pag. 609-614, 1997.
- [Sla-97] E. Slagter, *In vitro validation of MR flow quantification by means of the phase difference technique*, Technische Universiteit Eindhoven, NF/KFM 97-01, 1997.
- [Sch-94] P.P.J.M. Schram, G.J.F. van Heijst, M.E.H. van Dongen, *Fysische transportverschijnselen, Deel 1*, collegedictaat, Technische Universiteit Eindhoven, Faculteit Technische Natuurkunde, 1994.
- [Vla-96] M.T. Vlaardingerbroek, J.A. den Boer, *Magnetic Resonance Imaging*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1996.
- [Wes-93] C. Westbrook, C. Kaut, *MRI in Practice*, Blackwell Scientific Publications, 1993.
- [Wil-97] A.H. Wilman, S.J. Riederer, *Performance of an Elliptical Centric View Order for Signal Enhancement and Motion Artifact Suppression in Breath-hold Three-Dimensional Gradient Echo Imaging*, MRM, Vol. 38, pag. 793-802, 1997.

BIJLAGEN

BIJLAGE A

SCANSEQUENTIES

In deze bijlage worden de instellingen van de scansequenties gepresenteerd, die als richtlijn voor het implementeren en uitvoeren van de simulaties in ons onderzoek gebruikt zijn. Deze protocollen zijn afkomstig van de Philips T10-NT MRI-scanner in het St. Joseph Ziekenhuis te Veldhoven. De parameters die schuin gedrukt staan, konden in het simulatieprogramma gevarieerd worden.

2D/Gd/Dy-protocol

GEOMETRY

<i>FOV (mm)</i>	350	<i>40,00-450,00</i>
RFOV (%)	35,00	25,00-100,00
Foldover suppression	yes	no,yes
<i>Matrix scan</i>	256	<i>64,128,256,512</i>
<i>Matrix reconstruction</i>	512	<i>256,512,1024</i>
Scan percentage (%)	100,00	25,00-100,00
REST slabs	0	0,1
Slice thickness (mm)	40,00	1,00-320,00
<i>Slice orientation</i>	<i>sagittal</i>	<i>transverse,sagittal,coronal</i>
Foldover direction	AP	AP,FH
Offc. AP (P=+mm)	4,16	-160,00-160,00
RL (L=+mm)	2,69	-220,00-220,00
FH (H=+mm)	-31,94	-2000,00-2000,00
Ang. AP (deg)	0,00	-180,00-180,00
RL (deg)	0,00	-180,00-180,00
FH (deg)	0,00	-180,00-180,00
Coil selection	Neck-quad	Q-body,Head...Syn-Spine
Coil connection	d	SC1,SC2,d
Patient position	head first	head first,feet first
Patient orientation	supine	supine,prone,L decub,R decub

CONTRAST

Scan mode	2D	2D,3D,MS,M2D
Scan technique	FFE	SE,IR,MIX,FFE
Fast Imaging mode	none	none,TFE,EPI
Echoes	1	1,2
Partial echo	yes	no,yes
TE (ms)	shortest	shortest,user defined
Flip angle (deg)	60,00	1,00-150,00
<i>TR (ms)</i>	<i>shortest</i>	<i>shortest,user defined</i>
Half scan	no	no,yes
Water fat shift (pixels)	maximum	minimum,user defined,maximum

CONTRAST

Contrast enhancement	T1	no,T1,T2
Auto shim	no	no,yes
SPIR	no	no,yes
MTC	no	no,on resonance,off resonance

MOTION

Cardiac synchronisation	no	no,trigger,gate,retrospective
Respiratory compensation	no	no,trigger,breath hold,PEAR
Flow compensation	yes	no,yes
NSA	2	1-4,6,8,10,12,14...32
SMART	yes	no,yes

DYN/ANG

Angio	no	no,inflow,phase contrast
Quantitative flow	no	no,yes
Dynamic study	yes	no,yes
Dynamic scans	30	1-1024
Dynamic scan times	user defined	shortest>manual,user defined
Keyhole	no	no,yes

POSTPROC

MIP/MPR	no	
Images	M	
Autoview image	M	
Reference tissue	Adipose	
Homogeneity correction	none	
Preset window contrast	soft	
Reconstruction mode	immediate	
Save raw data	no	
Push to workstation	no	
Hardcopy protocol	no	
Ringing filtering	yes	
Silent mode	no	

3D/Gd/Dy-protocol

GEOMETRY

FOV (mm)	150	40,00-450,00
RFOV (%)	50,00	25,00-100,00
Foldover suppression	yes	no,yes
Matrix scan	128	64,128,256,512
Matrix reconstruction	256	256,512,1024
Scan percentage (%)	95,00	25,00-100,00
REST slabs	0	0,1
Slice thickness (mm)	2,00	1,00-320,00
Slice orientation	sagittal	transverse,sagittal,coronal
Foldover direction	AP	AP,FH

GEOMETRY

Offc.	AP (P=+mm)	4,16	-160,00-160,00
	RL (L=+mm)	2,69	-220,00-220,00
	FH (H=+mm)	-31,94	-2000,00-2000,00
Ang.	AP (deg)	0,00	-180,00-180,00
	RL (deg)	0,00	-180,00-180,00
	FH (deg)	0,00	-180,00-180,00
Coil selection		Neck-quad	Q-body,Head...Syn-Spine
Coil connection		d	SC1,SC2,d
Patient position		head first	head first,feet first
Patient orientation		supine	supine,prone,L decub,R decub

CONTRAST

Scan mode		3D	2D,3D,MS,M2D
Scan technique		FFE	SE,IR,MIX,FFE
Fast Imaging mode		none	none,TFE,EPI
Echoes		1	1,2
Partial echo		yes	no,yes
TE (ms)		shortest	shortest,user defined
Flip angle (deg)		60,00	1,00-150,00
TR (ms)		shortest	shortest,user defined
Half scan		no	no,yes
Water fat shift (pixels)		maximum	minimum,user defined,maximum
Contrast enhancement		T1	no,T1,T2
Auto shim		no	no,yes
SPIR		no	no,yes
MTC		no	no,on resonance,off resonance

MOTION

Cardiac synchronisation		no	no,trigger,gate,retrospective
Respiratory compensation		no	no,trigger,breath hold,PEAR
Flow compensation		yes	no,yes
NSA		2	1-4,6,8,10,12,14...32
SMART		yes	no,yes

DYN/ANG

Angio		no	no,inflow,phase contrast
Quantitative flow		no	no,yes
Dynamic study		yes	no,yes
Dynamic scans		5	1-1024
Dynamic scan times		shortest	shortest>manual,user defined
Keyhole		no	no,yes

POSTPROC

MIP/MPR		no	
Images		M	
Autoview image		M	
Reference tissue		Muscle	
Homogeneity correction		none	
Preset window contrast		soft	
Reconstruction mode		immediate	
Save raw data		no	

POSTPROC

Push to workstation	no
Hardcopy protocol	no
Ringing filtering	yes
Silent mode	no

BIJLAGE B

ROUTINES SIMULATIEPROGRAMMA

Het simulatieprogramma dat in het softwarepakket MATLAB geïmplementeerd is, bestaat uit een aantal routines. Deze routines staan ieder apart in een zogenaamde M-file opgeslagen. In deze bijlage worden de functies van alle M-files nader toegelicht in de volgorde van uitvoer.

PROG

Deze M-file wordt gebruikt om het simulatieprogramma op te starten en genereert een hoofdmenu, waarmee bijvoorbeeld de parameters voor een simulatie ingesteld kunnen worden of een simulatie gestart. Bovendien worden data ingelezen (DATA) en parameters hun default waarde toegekend (ORIGINAL).

DATA

Hiermee worden de data met betrekking tot de aankleuring, diameter, snelheid en gedrag flow void als functie van de tijd binnengehaald uit respectievelijk *aankl1.dat*, *aankl2.dat*, *vaatw1.dat*, *vaatw2.dat* en *voids.dat*. De cijfers 1 en 2 in de filenames corresponderen met arteriën en venen.

ORIGINAL

De default waarden die deze M-file toekend aan de diverse parameters staan in tabel 4.1 in hoofdstuk 4 opgesomd.

LAYOUT1, LAYOUT2

Met deze routine worden toetsen in het hoofdmenu en opties om simulatieparameters in te stellen zichtbaar of onzichtbaar gemaakt.

START

De simulaties worden opgestart en de parameters die eerder een waarde zijn gegeven, worden hierbij gebruikt. Deze M-file roept verschillende routines aan, afhankelijk van het type simulatie dat verricht wordt (vaatwandbeweging, aankleuring, flow voids, combinatie).

SAMPL_OR

Met behulp van deze routine wordt de volgorde van het samplen van de profielen van de K-ruimte vastgelegd in een matrix. De samplemethoden die gesimuleerd kunnen worden, zijn sequentiële, centrische, random permutatieve en random Gaussische sampling. Ook kan het aangepaste scanschema gedefinieerd worden dat gebruikt is voor het scannen van een gesegmenteerde K-ruimte (zie paragraaf 2.4).

RADIAAL

Deze M-file wordt aangeroepen om op een bepaald tijdstip in een simulatie de diameter te berekenen met behulp van de data verkregen uit een QF scan.

INTENSIT

Als er geen aankleuring gesimuleerd wordt (bijvoorbeeld voor vaatwandbeweging of flow voids) hebben de pixels van een sagittaal of transversaal bloedvat een constante waarde gedurende de gehele simulatie. Deze routine definieert daartoe een matrix met de intensiteiten van de centrumpixels van een bloedvat.

INSTANT

Hiermee wordt de intensiteit van de centrapixels van een bloedvat berekend uit de aankleuringscurves om instantane aankleuring te simuleren en de waarden worden in een matrix opgeslagen (zie ook paragraaf 4.3).

CONSTANT

Als bij *INSTANT*, maar nu met het doel om een bolus contrastvloeistof met een constante snelheid te simuleren (zie ook paragraaf 4.3).

PULSAT

Als bij *INSTANT*, maar nu om pulsatiele aankleuring van een sagittaal of transversaal bloedvat te kunnen nabootsen (zie ook paragraaf 4.3).

AFMETING

Met deze routine wordt de matrix van een objectafbeelding berekend aan de hand van de berekende diameter en de matrix afkomstig uit *INTENSIT*, *INSTANT*, *CONSTANT* of *PULSAT*. Ook kunnen hiermee flow voids in bloedvaten gesimuleerd worden.

FFT_PROF, SAMPL_K

Een profiel van de K-ruimte wordt gesampled met behulp van de aangepaste 2D-FFT, zoals beschreven in paragraaf 4.4. De M-file *SAMPL_K* wordt gebruikt in het geval van sequentiële, centrische, random permutatieve en random Gaussische sampling.

FFT_PROF, SAMPL_KL

Als bij *SAMPL_K* ..., maar alleen in het geval van sequentiële sampling van gesegmenteerde K-ruimte met interpolatie.

LIN_INTP

In het geval van de speciale scantechniek (zie vorige routinebeschrijving) wordt er op de segmenten van de berekende K-ruimtes lineaire interpolatie toegepast om dynamische afbeeldingen te verkrijgen.

OPSLAAN

De resultaten van een simulatie (inclusief referentie-afbeeldingen) worden automatisch opgeslagen in het RAW-formaat.

PARAMETS

De gebruikte instellingen en andere informatie van belang voor een simulatie worden in een TXT-file automatisch bewaard.

ANALYSE

Met deze routine kunnen afbeeldingen (afkomstig uit simulaties) bewerkt worden. De bewerkingen zijn: het uitvergroten van een gedeelte van een afbeelding, een afbeelding anders schalen en doorsneden van een bloedvat in willekeurige richtingen genereren.

FILEIO, MATRICES

Hiermee kunnen afbeeldingen of doorsneden van bloedvaten bewaard, opgevraagd en bekeken worden. Het simulatieprogramma onthoudt maximaal negen afbeeldingen die ingelezen worden.

WISSEN

Een afbeelding of figuur op het scherm kan met behulp van deze routine verwijderd worden.

BIJLAGE C

PARAMETERS SIMULATIEPROGRAMMA

In deze bijlage wordt een opsomming gemaakt van de parameters die in ons simulatieprogramma gevarieerd konden worden. Bovendien worden de belangrijkste gegevens met betrekking tot de output oftewel de resultaten gepresenteerd. Als het programma opgestart wordt, verschijnt er een hoofdmenu. Met behulp van druktoetsen in dit menu kunnen diverse parameters voor een simulatie ingesteld worden. Op de preciese uitvoer van de druktoetsen wordt verder niet ingegaan. In tabel C.1 zijn alle in het simulatieprogramma in te stellen parameters met de mogelijke waarden en default waarden opgesomd.

Tabel C.1: In te stellen parameters in het simulatieprogramma met de mogelijke waarden en default waarden.

Omschrijving parameter	Mogelijke waarden	Default waarde
type simulatie	vaatwandbeweging, aankleuring, flow voids, combinatie (van eerste twee verschijnselen)	vaatwandbeweging
nummer simulatie	onbeperkt	1
configuratie bloedvaten	1,2,3,...,13	1
aantal dynamische scans	onbeperkt	1
Field of View in mm	onbeperkt	100
matrixgrootte objecten	256,512,1024	1024
matrixgrootte afbeelding(en)	256,512,1024	256
methode sampling K-ruimte	sequentieel, centrisc, random permutatief, random Gaussisch, sampling in combinatie met lineaire interpolatie	sequentieel
Number of Signals Averaged	onbeperkt	1
Serial Motion Artifact Reduction Technique	ja, nee	nee
aankleuring bloedvaten door contrastvloeistof	instantaan, met constante snelheid, pulsatief	instantaan
tijd tussen begin injectie en begin scan in s	onbeperkt	0
tijd tussen maximale aankleuring arteriën en venen in s	onbeperkt	9
repetitietijd in ms	onbeperkt	15
aantal stappen slice-encoding gradiënt	onbeperkt	10

Als een simulatie afgerond is, worden de resultaten automatisch naar de harde schijf van de computer geschreven. Deze resultaten zijn:

- afbeeldingen van één of meer bloedvaten, die vergelijkbaar zijn met niet-getriggerde MRI-afbeeldingen. Met deze afbeeldingen is het mogelijk om de effecten van vaatwandbeweging, aankleuring en flow voids te onderzoeken.
- afbeeldingen van de bijbehorende K-ruimtes. De data in de afbeeldingsmatrices bevatten niet de complexe spatiële frequentiecomponenten, maar de absolute waarden ervan.

Buiten deze afbeeldingen bestaan de resultaten van een simulatie ook nog uit zogenaamde referentie-afbeeldingen. Dit zijn afbeeldingen van zowel beeldruimte als K-ruimte die behoren bij één objectafbeelding, die geconstrueerd is op het tijdstip dat het centrumprofiel van de K-ruimte gesampled wordt. Alle afbeeldingen worden bewaard in het RAW-formaat, waardoor de intensiteit van een pixel een integer wordt en minimaal 1 is en maximaal 256. Het is daarom van belang om afbeeldingen te schalen alvorens ze op te slaan. Een dynamische serie wordt geschaald op de afbeelding met de grootste maximale pixelintensiteit. Een afbeelding in het RAW-formaat neemt weinig plaats in beslag (± 64 kB voor een matrix van 256×256). De gebruikte instellingen en andere informatie van belang worden in een TXT-file opgeslagen.