

Fontys Paramedische Hogeschool

Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische Technieken

Optimalisatie MRI knie-protocol bij gebruik van diverse ontvangstspoelen



Onderzoeksverslag

Januari 2014

Sanne Hendriks-Wijnen

PCN: 2173973

Begeleider: Geert van Overbruggen

Voorwoord

Voor u ligt mijn scriptie die in het kader van mijn afstuderen aan de opleiding Medisch Beeldvormende en Radiotherapeutische technieken (MBRT) aan de Fontys Paramedische Hogeschool is uitgevoerd. Het onderzoek is uitgevoerd in opdracht van de afdeling Radiologie van het Catharina Ziekenhuis Eindhoven (CZE).

Ik wil de afdeling Radiologie van het CZE bedanken en in het bijzonder de opdrachtgever Cindy Maandag voor haar begeleiding en ondersteuning. Tevens wil ik Vera Lagerburg, Marleen Kohler en Janneke Hogenstein bedanken voor hun tijd en hulp. Geert van Overbruggen heeft mij als begeleider binnen Fontys Paramedische Hogeschool ondersteund en feedback gegeven wat heeft geleid tot dit onderzoeksverslag. Ook hem wil ik bedanken voor zijn rol. Ik heb de scans samen met Zohal Noorzada uitgevoerd, ik bedank haar voor de fijne samenwerking. Verder gaat mijn dank uit naar iedereen die mij geholpen heeft om tot dit eindverslag te komen.

Sanne Hendriks-Wijnen
Somerens, Januari 2014

Samenvatting

Achtergrond

In het Catharina Ziekenhuis wordt er bij een MRI van de knie gebruik gemaakt van de kniespoel. Wanneer obesitas patiënten onderzocht moeten worden, komt het voor dat de knie niet in deze kniespoel past. Er wordt dan gebruik gemaakt van de anterior en posterior spoel. De signaal-ruisverhouding (SNR) en de mate van indringdiepte van het signaal gaan hierdoor achteruit. Hierdoor is het voor de radioloog erg lastig om een goede diagnose te stellen. Het gebruik van spoelen heeft invloed op de SNR en indringdiepte. Tevens heeft de voxelgrootte een invloed op de SNR. De vraagstelling van dit onderzoek is: "Welke combinatie van voxelgrootte en de ontvangstspoelen 'anterior en posterior', 'SmallExtremity', 'Flex-L' en 'Flex-L en posterior' levert de meest geschikte combinatie van SNR en indringdiepte bij onderzoek met behulp van een fantoom?"

Methode

Dit onderzoek is uitgevoerd op een 1.5 Tesla MRI scanner in het Catharina Ziekenhuis. Er is gekozen om zes verschillende voxelgroottes te scannen. Elke combinatie van voxelgrootte en spoel is vijfmaal gescand. Van elke scan is de indringdiepte en SNR met behulp van ROI's bepaald. De verkregen data zijn door middel van beschrijvende statistiek geanalyseerd. Per combinatie is de gemiddelde SNR met standaarddeviatie en de gemiddelde indringdiepte met standaarddeviatie berekend.

Resultaten

De anterior en posterior spoel, en de Flex-L en posterior spoelen leveren de hoogste indringdiepte. De Flex-L en posterior spoelen en de SmallExtremity spoel leveren de hoogste SNR. De voxelgroottes hebben weinig tot geen invloed op de indringdiepte. De Flex-L met posterior spoel levert bij een voxelgrootte van 0,9 millimeter (mm) x 1,125 mm de hoogste SNR.

Conclusie

Van de verschillende combinaties die onderzocht zijn, komt in dit onderzoek de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel met een voxelgrootte van 0,9 mm x 1,125 mm als beste naar voren voor de meest geschikte combinatie SNR en indringdiepte.

Summary

Background

When a patient gets an MRI of the knee in the Catharina hospital, there is used the kneecoil. When a obesity patient should be investigated, it happens that the knee does not fit in this kneecoil. In that case the anterior coil in combination with the posterior coil is used. The signal-noise ratio (SNR) and the degree of penetration depth will decline. For the radiologist it is more difficult to diagnose correctly. The use of coils affects the SNR and penetration depth. The voxelsize also has an influence on the SNR. The question of this research is: "Which combination of voxelsize and receive coils 'anterior and posterior', 'SmallExtremity', 'Flex-L' and 'Flex-L and posterior' provides the most appropriate combination of SNR and penetration depth in research using a phantom.

Method

This research was performed on a 1.5 Tesla MRI scanner in the Catharina hospital. There has been chosen to scan six different voxelsizes. Each combination of voxelsize and coil is scanned five times. The penetration depth and SNR of each scan is determined with the aid of ROI's. The obtained data are analysed using descriptive statistics. Per combination the average SNR with standard deviation and the average penetration depth with standard deviation is calculated.

Results

The anterior and posterior coil, and the Flex-L and posterior coils delivered the highest penetration depth. The Flex-L and posterior coils and the SmallExtremity coil delivered the highest SNR. The voxelsizes do not or almost not influence the penetration dept. The Flex-L and posterior coils supplies at a voxelsize of 0,9 millimetre (mm) x 1,125 mm the highest SNR.

Conclusion

Of the different combinations that are examined in this study, the Flex-L coils in combination with the posterior coil with a voxelsize of 0,9 mm x 1,125 mm provides in this study the most appropriate combination of SNR and penetration depth.

Inhoudsopgave

Voorwoord	2
Samenvatting	3
Summary	4
Inhoudsopgave	5
1. Inleiding	6
2. Methode	9
2.1 Fantoom	9
2.2 Onderzoeksopzet	9
2.3 Scanprotocol	11
2.4 Indringdiepte	11
2.5 Signaal-ruisverhouding	12
2.6 Data-analyse	13
2.8 Ethische Aspecten	13
3. Resultaten	14
4. Discussie	16
4.1 Interpretatie onderzoeksresultaten	16
4.2 Verband met wetenschappelijke literatuur	17
4.3 Sterke punten en beperkingen	17
5. Conclusie en aanbevelingen	19
5.1 Aanbevelingen	19
Literatuurlijst	21
Bijlagen	I
Bijlage I: Gebruikte Spoelen	I
Bijlage II: Resultaten indringdiepte	III
Bijlage III: Resultaten SNR	IV

1. Inleiding

Het kniegewricht is het grootste en meest gecompliceerde gewricht in het lichaam. Het is ook een gewricht dat veel gewicht draagt en constant stress ondergaat wanneer de knie het gehele lichaamsgewicht absorbeert gedurende fysieke activiteit. De knie bestaat uit ligamenten en spieren voor kracht en stevigheid.¹ De incidentie van patiënten die zich in Nederland met niet-traumatische en traumatische knieklachten bij de huisarts meldt is 13,7 per 1000 per jaar.² Magnetic Resonance Imaging (MRI) speelt een belangrijke rol in het diagnosticeren van de oorzaak van deze knieklachten. Het is de beeldvormende techniek die de voorkeur heeft bij het diagnosticeren van ligament letsel, meniscus pathologieën, avasculaire necrose en gewrichtskraakbeen defecten.³

Het Catharina Ziekenhuis Eindhoven (CZE) beschikt over een Philips Ingenia MRI systeem van 1,5 Tesla (T, de eenheid van magnetische veldsterkte). Voor onderzoeken van de knie met behulp van MRI wordt er gebruik gemaakt van de 'dedicated 16-channel knee-coil'. Elf procent van de Nederlanders heeft obesitas en veertig procent heeft overgewicht.⁴ Wanneer deze patiënten onderzocht moeten worden, komt het voor dat de knie niet in deze kniespoel past, er wordt dan gebruik gemaakt van de anterior en posterior spoel. De signaal-ruisverhouding (SNR) en de mate van indringdiepte van het signaal gaan hierdoor achteruit. De diagnostische afbeelding is vervolgens moeilijk beoordeelbaar en daardoor is het voor de arts erg lastig om een goede diagnose te stellen.

Om MRI beelden te maken, wordt gebruik gemaakt van het magnetische veld van een waterstofkern. Het magnetisch veld van de protonen kan gezien worden als een vector. In een MRI-scanner heerst een magnetisch veld. Wanneer de patiënt in een MRI-scanner wordt geplaatst, gaan deze vectoren ronddraaien om dit magnetisch veld, dit worden ook wel spins genoemd. Om de magnetisatie in het lichaam te kunnen meten, worden de magnetische velden van deze spins van richting veranderd. Dit gebeurt door het toedienen van een radiofrequentiepuls (RF-puls). De ronddraaiende vector kan een elektrische stroom induceren, dit wordt het Free Induction Decay (FID-signaal) genoemd. Het signaal neemt af in sterkte wanneer de RF-puls stopt omdat de spins dan weer terugvallen naar hun oorspronkelijke positie (relaxatie).⁵ De ontvangstspoelen bij MRI detecteren het signaal dat de spins tijdens relaxatie uitzenden.⁶

Behalve het MRI-signaal van de spins, detecteert de spoel ook niet-gewenste signalen, deze niet-gewenste signalen worden ruis genoemd. Er wordt ruis uit het weefsel ontvangen en ruis die in de spoel en de elektronica van de spoel gegenereerd wordt. Bij een sterker magnetisch veld in de MRI-scanner, is al snel de ruisbijdrage uit het weefsel dominant.⁶

De SNR is een waarde die de verhouding tussen het signaal en de ruis weergeeft. Als het signaal sterk genoeg is en de ruis laag genoeg, is de SNR hoog en dus goed. Bij een zwak signaal ontstaat een beeld met veel ruis en daardoor kunnen details verloren gaan, de SNR is dan slecht.⁵

Er bestaan spoelen in verschillende groottes. Een grotere spoel dan noodzakelijk genereert meer ruis uit het weefsel, waardoor de SNR bij grotere spoelen lager is. Helaas is de indringdiepte bij een kleinere spoel kleiner.⁶ Wanneer de indringdiepte klein is, betekent dit dat er minder signaal uit de diepte van het te meten lichaamsdeel wordt ontvangen.⁶

Het Philips Ingenia MRI systeem maakt het mogelijk gebruik te maken van verschillende ontvangstspoelen. dStream (dS) is de term voor alle beschikbare spoelen in het Philips Ingenia systeem. Er zijn vier spoelcombinaties die gebruikt kunnen worden voor MRI-onderzoek van knieën die niet in de kniespoel passen: de dS Flex-L spoelen, de dS Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel, de dS SmallExtremity spoel, en de dS Torso combinatie. De dS Torso combinatie is de anterior spoel in combinatie met de posterior spoel (bijlage I).

De dS Flex-L spoel van Philips is een flexibele spoel die bestaat uit twee elementen van 20 cm. De dS SmallExtremity spoel van Philips is een flexibele spoel die rondom het te scannen gebied geplaatst kan worden. De anterior spoel is een oppervlaktespoel die over het te scannen gebied geplaatst kan worden. De posterior spoel is geïntegreerd in het tafelblad van het Philips Ingenia MRI systeem.⁷ De eigenschappen van de spoelen zijn in tabel 1 schematisch weergegeven. Een spoel welke gevormd wordt door een combinatie van meerdere spoelen met evenveel onafhankelijke ontvangstkanalen wordt een phased-array spoel genoemd. De SNR wordt hierbij bepaald door de kleine spoelen en is daardoor groter dan bij het gebruik van één grote spoel. De indringdiepte is echter ook gelijk aan de indringdiepte van de kleine spoelen en is daardoor kleiner dan bij gebruik van één grote spoel.⁶ Bij een volumespoel ligt het te onderzoeken lichaamsdeel binnen het volume van de spoel. Dit in tegenstelling tot een oppervlaktespoel, deze wordt dicht bij het te onderzoeken gebied geplaatst.⁶

Tabel 1: onderzochte spoelen met bijbehorende eigenschappen

	<i>Maximaal aantal elementen</i>	<i>Oppervlakte of volumespoel</i>	<i>Phased-array</i>
Anterior en Posterior	32	Oppervlakte	Ja
SmallExtremity	8	Oppervlakte	Nee
Flex-L	2	Oppervlakte	Nee
Flex-L en posterior	8	Oppervlakte	Flex-L niet, posterior wel

De voxelgrootte heeft een grote invloed op de beeldkwaliteit. Een kleinere voxelgrootte zorgt namelijk voor een lagere SNR maar levert een betere spatiële resolutie.^{8,9} Voor een goede beeldkwaliteit moet

ook de spatiële resolutie voldoende zijn. Daarom wordt er tevens onderzocht voor welke voxelgroottes de SNR nog acceptabel is.

Het is nog niet bekend welke combinatie van spoel en voxelgrootte de meest geschikte combinatie van indringdiepte en SNR oplevert. Een betere combinatie van SNR en indringdiepte levert een betere beeldkwaliteit. Het is daarom wel van belang dit te weten want bij een betere beeldkwaliteit is de kans op een juiste diagnose groter.

Het doel is te onderzoeken welke combinatie van de bovenstaand genoemde spoelen en voxelgrootte de meeste geschikte combinatie levert van signaal-ruisverhouding en indringdiepte. De vraagstelling van dit onderzoek is: "Welke combinatie van voxelgrootte en de ontvangstspoelen 'anterior en posterior', 'SmallExtremity', 'Flex-L' en 'Flex-L en posterior' levert de meest geschikte combinatie van SNR en indringdiepte bij onderzoek met behulp van een fantoom?"

2. Methode

2.1 Fantoom

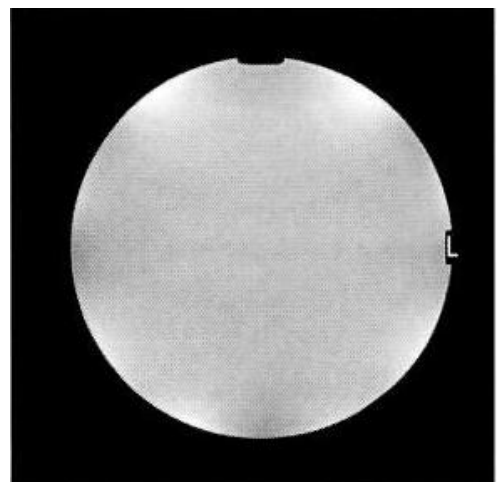
MRI onderzoek geeft geen stralenbelasting aan patiënten, maar kan wel belastend zijn voor patiënten. Voor een goede afbeelding is het namelijk belangrijk dat patiënten gedurende de MRI scan niet bewegen. Patiënten kunnen tevens angstig of claustrofobisch worden doordat ze voor het onderzoek in een kleine tunnel liggen.¹⁰

De verhouding van het weefsel in de knie en de omvang van de knie varieert per patiënt. Dit zorgt voor een verschil in de berekende indringdiepte en SNR. Om deze reden zouden voor een betrouwbaar onderzoek alle combinaties bij dezelfde patiënt uitgevoerd moeten worden.

Voor dit onderzoek werd daarom gebruik gemaakt van het '200mm performance phantom' van Philips (figuur 1). Dit fantoom is een cilinder van plexiglas met een lengte van 110 millimeter (mm) en een interne diameter van 200 mm.¹¹ De opening van de knie spoel is 150 mm¹², het fantoom representeert daarom een knie die niet in de knie spoel past. Het fantoom bestaat uit vier verschillende structuren voor het meten van belangrijke beeldkwaliteit kenmerken. Een van deze structuren is de 'Flood field uniformity' (figuur 2). Dit gedeelte is gevuld met een vloeistof die voornamelijk uit gedemineraliseerd water bestaat en wordt gebruikt om de homogeniteit te meten en de SNR.¹¹



Figuur 1: afbeelding van het '200mm performance phantom' van Philips in de bijbehorende houder



Figuur 2: MRI afbeelding van de 'Flood Field Uniformity' structuur¹¹

2.2 Onderzoeksopzet

Er is een kwantitatief onderzoek uitgevoerd. De onafhankelijke variabelen voor dit onderzoek zijn de spoelen en de voxelgrootte. De afhankelijke variabelen van dit onderzoek zijn de SNR en de indringdiepte.

De voxelgrootte die wereldwijd gebruikt wordt bij MRI van de knie is tussen de 0,3 mm en de 1,0 mm.¹³ Op dit moment wordt in het Catharina Ziekenhuis bij onderzoek van de knie met behulp van de kniespoel een voxelgrootte gebruikt van 0,55 mm x 0,70 mm. De SNR wordt lager wanneer de kniespoel niet gebruikt kan worden en zal nog lager worden bij een kleinere voxelgrootte.⁸ Daarom is gekozen voor een minimale voxelgrootte van 0,500 mm voor dit onderzoek.

Er is gescand met de volgende voxelgroottes:

0,500 mm x 0,625 mm

0,600 mm x 0,750 mm

0,700 mm x 0,875 mm

0,800 mm x 1,000 mm

0,900 mm x 1,125 mm

1,000 mm x 1,250 mm

Wanneer de voxel in de fase richting groter is, is de scantijd korter.⁹ Om de scantijd kort te houden, zijn de voxels in het CZE niet vierkant maar rechthoekig. De verhouding van deze rechthoek is voor het bepalen van de voxelgroottes hetzelfde gelaten als de verhouding die bij het huidige protocol gebruikt wordt.

Het fantoom dat gebruikt is voor dit onderzoek is cilindrisch, de structuur 'Flood Field Uniformity' bevindt zich als een plak in deze cylinder.¹¹ Het fantoom is in de bijbehorende steun, transversaal en 10 centimeter (cm) uit het midden van de MRI-scanner geplaatst. Het fantoom is niet in het midden van de MRI-scanner geplaatst omdat in een echte praktijksituatie de andere knie ook in de scanner moet passen. De afstand van het fantoom tot het midden van de MRI-scanner is steeds hetzelfde gehouden om zo de resultaten te kunnen vergelijken.

De anterior spoel is met het midden over het fantoom heen gelegd. De SmallExtremity is ook over het fantoom heen gelegd met aan beide zijden van het fantoom dezelfde hoeveelheid spoel. De Flex-L spoel bestaat uit twee delen. Deze werden aan de anterior en de posterior zijden van het fantoom geplaatst voor de scan met alleen de Flex-L spoelen. Bij de scan waarbij de Flex-L spoelen gecombineerd werden met de posterior spoel, werden de Flex-L spoelen aan de linker- en rechterzijde van het fantoom geplaatst, meer anterior omdat de posterior spoel gecombineerd werd. De afstand tussen de Flex-L spoelen was anterior 2 cm.

Na het plaatsen van de spoelen, werden meteen alle verschillende voxelgroottes eenmaal gescand. Hierdoor ontstond er geen variatie tussen de positionering van de spoelen in een serie. De scan werd transversaal uitgevoerd. Bij elke spoelcombinatie werden alle genoemde voxelgroottes gescand.

Er is voor dit onderzoek gekozen voor een fantoom. Bij elke scansessie is hetzelfde fantoom gebruikt. Er kan variatie zitten in de positionering van de ontvangstspoelen. Om deze variatie mee te nemen in

het onderzoek, is er voor gekozen elke combinatie vijfmaal te scannen waarbij de spoelen vijfmaal opnieuw gepositioneerd werden.

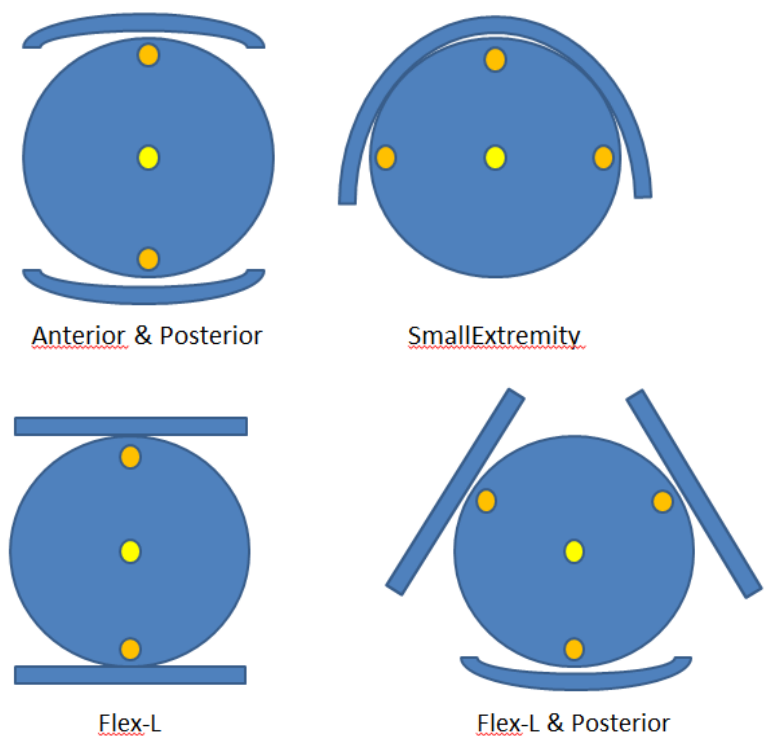
2.3 Scanprotocol

Voor dit onderzoek is de sequentie T2W_TurboSpinEcho (TSE) gebruikt. Bij een T₂-gewogen afbeelding heeft het vocht een hoge signaalintensiteit en wordt het helder afgebeeld.¹⁴ Omdat het fantoom voornamelijk uit water bestaat, is gekozen voor een T₂-gewogen afbeelding. Het effect van de spoel en de voxelgrootte op de SNR en indringdiepte is onafhankelijk van de sequentie.⁶ Er is daarom voor dit onderzoek de aanname gedaan dat wanneer er een betere SNR en indringdiepte bereikt wordt bij deze sequentie, dit ook bij de andere sequenties zal zijn die bij een MRI van de knie uitgevoerd worden. Het protocol 'T2W_TSE knie sagittaal' is voor dit onderzoek gebruikt. Hierin is het field of view (FOV) en het aantal plakken aangepast om het hele fantoom te kunnen scannen en werd de scanrichting aangepast naar transversaal. Het ontstane protocol is vervolgens steeds als uitgangprotocol gebruikt.

Voor de verschillende scans werden in het uitgangprotocol steeds de voxelgroottes zoals hierboven aangegeven aangepast. De plakdikte is in overleg met de opdrachtgever 3 mm gelaten.

2.4 Indringdiepte

Met behulp van een Region of Interest (ROI) kan de signaalintensiteit gemeten worden. De middelste gescande plak uit de 'Flood Field Uniformity' structuur is voor de berekeningen gebruikt. Om de indringdiepte te bepalen, werd eerst de signaalintensiteit gemeten aan het oppervlakte van het fantoom waar de spoelen zich bevonden. Bij de anterior en posterior spoel is de gemiddelde signaalintensiteit gebruikt van de anterior en de posterior spoel. De ROI's werden hiervoor op 0 graden en 180 graden geplaatst met een afstand van 3 mm tot de rand van het fantoom (figuur 3). Bij de SmallExtremity spoel



Figuur 3: Schematische weergave ROI's in fantoom voor het bepalen van de indringdiepte.

is anterior, links en rechts de signaalintensiteit bepaald en hieruit is het gemiddelde berekend. De ROI's werden hiervoor op 0 graden, 90 graden en 270 graden geplaatst met dezelfde afstand van 3 mm tot de rand van het fantoom als bij de anterior en posterior spoel. Bij de Flex-L is bij beide Flex-L spoelen de signaalintensiteit bepaald en hieruit het gemiddelde berekend. Hiervoor werden de ROI's op 0 graden en 180 graden geplaatst met weer dezelfde afstand tot de rand van het fantoom. Bij de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel werden er 3 ROI's geplaatst. De eerste werd op 180 graden geplaatst en de andere werden bij het midden van de Flex-L spoelen geplaatst op 60 graden en 300 graden. Ook deze ROI's hadden weer dezelfde afstand van 3 mm tot de rand van het fantoom. Van deze signaalintensiteiten werd per combinatie het gemiddelde bepaald. Vervolgens werd steeds de signaalintensiteit gemeten in het midden van het fantoom. Hiervoor werd een ROI in het midden van het fantoom geplaatst waarbij het midden van de ROI 10 cm afstand had tot de rand van het fantoom aan alle zijden. Alle ROI's hadden dezelfde grootte en bestonden uit hetzelfde aantal vierkante millimeters (mm^2).

Om de indringdiepte van het signaal te bepalen werd de signaalintensiteit in het midden van het fantoom gedeeld door de gemiddelde signaalintensiteit aan het oppervlak van het fantoom waar de spoelen zich bevonden. Vervolgens werd dit vermenigvuldigd met honderd procent om het percentage te berekenen. Dit is voor alle uitgevoerde onderzoeken gedaan.

2.5 Signaal-ruisverhouding

Om de SNR te bepalen, werd een ROI in het fantoom geplaatst en twee ROI's in de achtergrond. De ROI werd in het midden van het fantoom geplaatst en was iets kleiner dan de grootte van het fantoom zodat de randen van het fantoom buiten de ROI bleven. Er werden twee ROI's in de achtergrond geplaatst op 5 mm van de rand van het fantoom. De eerste ROI werd op 45 graden geplaatst en de tweede ROI op 135 graden. De standaarddeviatie van de signaalintensiteit in de achtergrond is een maat voor ruis.¹⁵ Van beide ROI's is de standaarddeviatie bepaald en vervolgens is het gemiddelde hiervan berekend. Hieruit werd vervolgens de SNR bepaald met de volgende formule: $\text{SNR(B)} = 0.655 * R / \text{sd (B)}$.¹⁶

Hierbij is R de gemiddelde pixelwaarde van de ROI in het fantoom. Sd(B) is de gemiddelde standaarddeviatie van de pixelwaardes van de ROI in de achtergrond en 0,655 is een correctie factor voor terugvrouwen van ruis in de achtergrond. Dit is voor alle uitgevoerde onderzoeken op dezelfde wijze gedaan waarbij de ROI's steeds bestonden uit hetzelfde aantal mm^2 .

Om te bepalen welke SNR nog acceptabel is, werd er een drempelwaarde berekend. Als een knie niet in de kniespoel past, wordt er op dit moment in het CZE vaak gebruik gemaakt van de anterior en posterior spoel. Daarom is de drempelwaarde bepaald bij gebruik van deze spoelen. Het doel van dit

onderzoek is het MRI knie-protocol te optimaliseren, daarom werd de huidige SNR als drempelwaarde gebruikt. Om deze SNR met behulp van ROI's te bepalen is het fantoom gescand met de voxelgrootte die op dit moment in het CZE gebruikt wordt.

2.6 Data-analyse

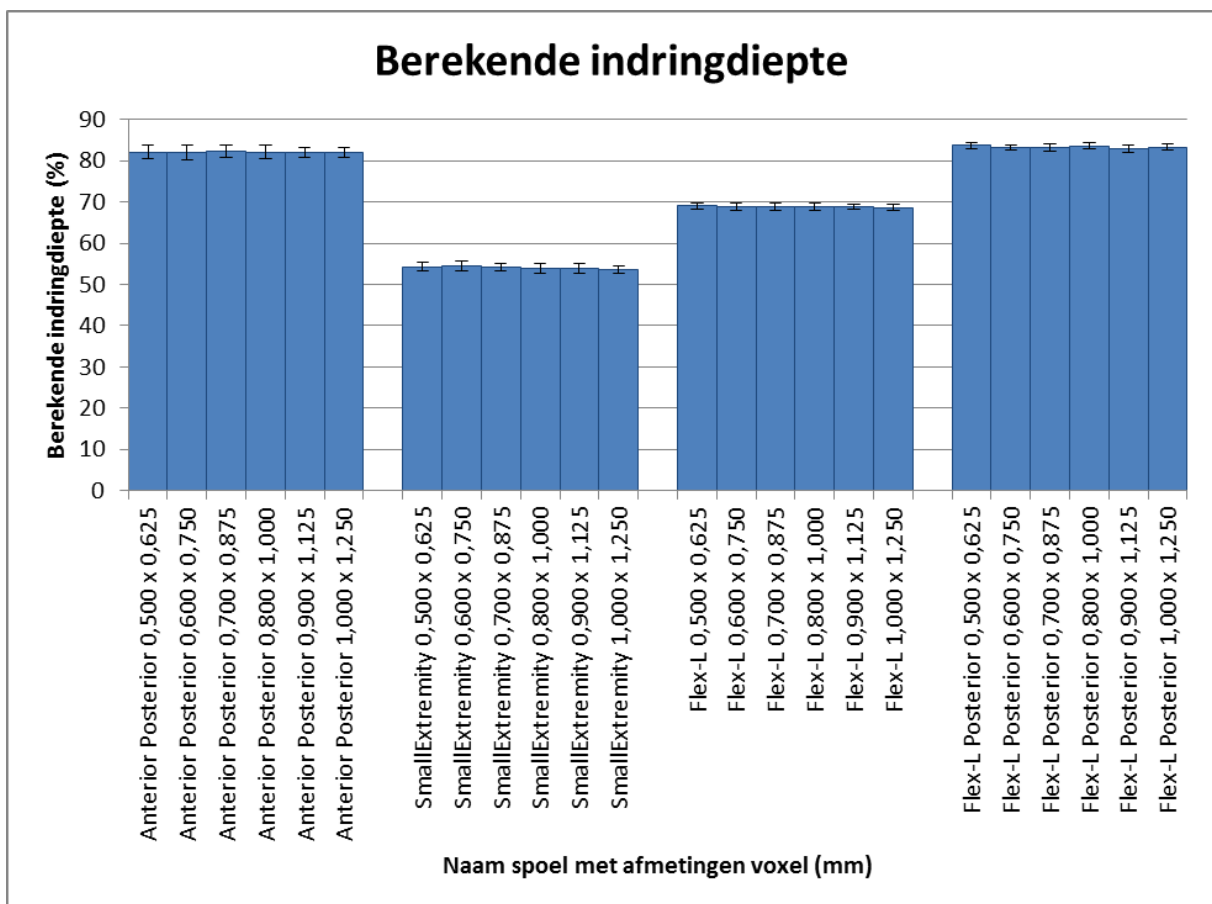
De resultaten zijn door middel van beschrijvende statistiek geanalyseerd. Elke combinatie van voxelgrootte en spoel is vijfmaal uitgevoerd. Van elke scan is afzonderlijk de SNR en de indringdiepte bepaald. Vervolgens is per combinatie het gemiddelde en de standaarddeviatie bepaald. De gemiddelde SNR en de bijbehorende standaarddeviatie zijn uitgezet in een staafdiagram waarbij de SNR op de y-as staat en de verschillende combinaties op de x-as. De standaarddeviatie is hierin als foutbalk weergegeven. Tevens is de gemiddelde indringdiepte uitgezet in een staafdiagram waarbij de indringdiepte op de y-as staat en de verschillende combinaties op de x-as. De standaarddeviatie is hierin als foutbalk weergegeven. De berekeningen en de grafieken zijn uitgevoerd met behulp van Microsoft Office Excel 2010.

2.8 Ethische Aspecten

Patiënten kunnen, doordat ze in een kleine tunnel liggen, angstig worden of claustrofobisch.¹⁰ Om belasting voor patiënten te voorkomen, is er gekozen voor het gebruik van een fantoom voor dit onderzoek. Omdat een MRI veel lawaai maakt tijdens het scannen en dit kan zorgen voor tijdelijk gehoorverlies of potentieel permanente gehoorschade¹⁷, wordt ervoor gezorgd dat er geen personen in de MRI-ruimte aanwezig zijn tijdens het scannen. Doordat dit een fantoomstudie betreft, is het onderzoek niet WMO-plichtig en is aanvraag bij de Medisch Ethische Toetsingscommissie (METC) niet nodig.

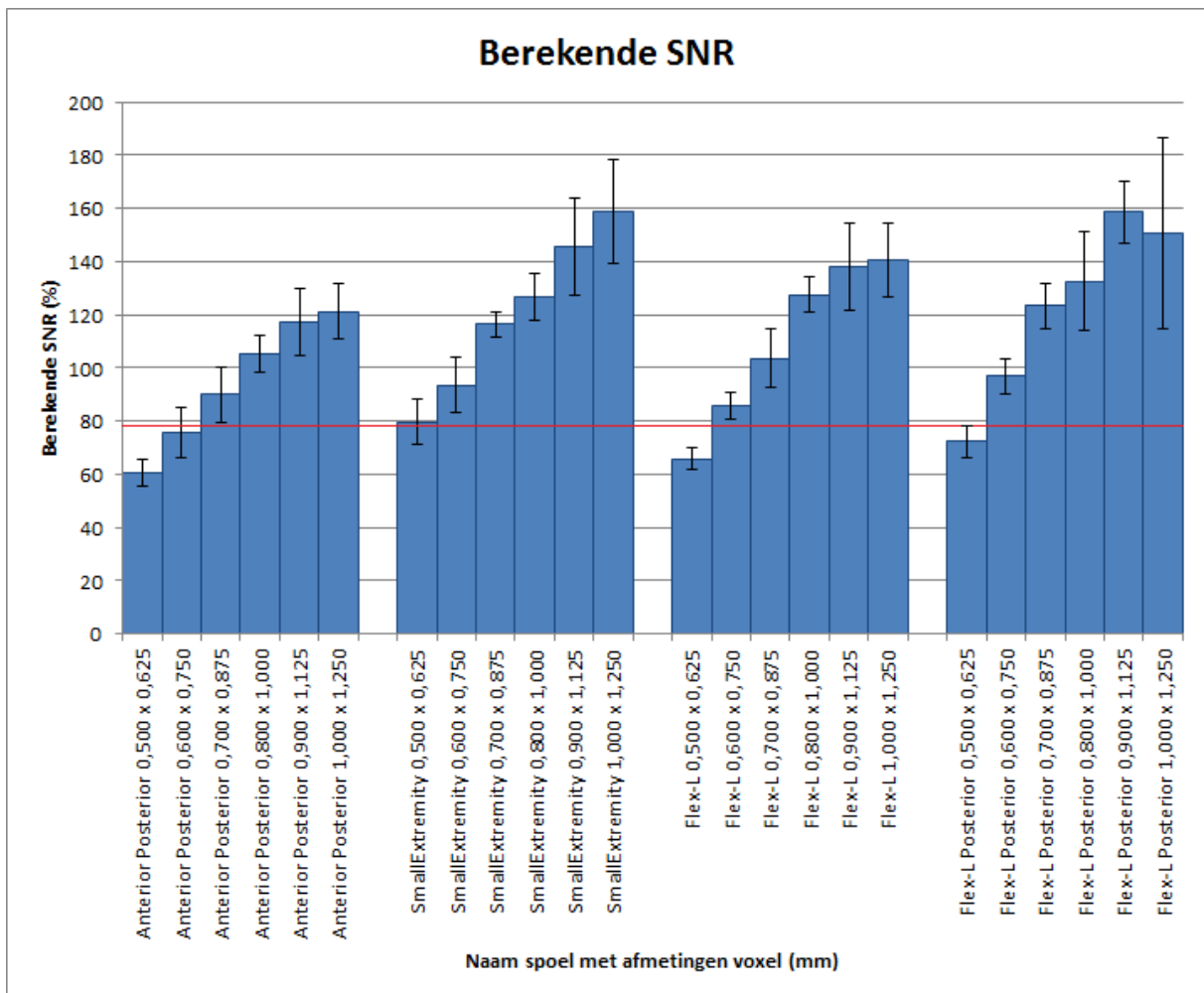
3. Resultaten

Voor dit onderzoek zijn alle combinaties vijfmaal gescand. Hieruit is de gemiddelde indringdiepte met standaarddeviatie bepaald en de gemiddelde SNR met standaarddeviatie. De standaarddeviatie is een maat voor de spreiding van de resultaten. In bijlage II staan de resultaten met betrekking tot de indringdiepte, deze zijn in figuur 4 weergegeven. De anterior en posterior spoel, en de Flex-L en posterior spoelen hebben de hoogste indringdiepte van respectievelijk 82 en 83 procent. De SmallExtremity spoel heeft de laagste indringdiepte van 54 procent. De voxelgrootte heeft weinig tot geen invloed op de indringdiepte. De standaarddeviatie is bij elke combinatie klein. Dit betekent dat de spreiding van de resultaten klein is. De hoogste standaarddeviatie is 1,8 procent en wordt gezien bij de anterior en posterior spoel met een voxelgrootte van 0,600 mm x 0,750 mm.



Figuur 4: Staafdiagram van gemiddelde indringdiepte per combinatie, de standaarddeviatie is als foutbalk weergegeven als maat voor de spreiding.

In bijlage III staan de resultaten van de berekende SNR, deze zijn weergegeven in figuur 5. Te zien is dat de Flex-L en posterior spoelen bij dezelfde voxelgrootte een hogere SNR opleveren dan de anterior en posterior spoel. Bij dezelfde voxelgroottes levert de SmallExtremity spoel of de Flex-L en posterior spoelen de hoogste SNR. Een grotere voxel zorgt voor toename van de SNR. Een uitzondering hierop is de Flex-L en posterior spoelen bij een voxelgrootte van 1.000 mm x 1,250 mm. Deze combinatie levert een lagere SNR op, de spreiding van de resultaten is hier het grootst met een standaarddeviatie van 36 procent. De drempelwaarde die is bepaald voor de SNR is 78 procent. De anterior en posterior spoel met voxelgroottes van 0,500 mm x 0,625 mm en 0,600 mm x 0,750 mm, de Flex-L spoelen met een voxelgrootte van 0,500 mm x 0,625 mm en de Flex-L spoelen met de posterior spoel met een voxelgrootte van 0,500 mm x 0,625 mm hebben een gemiddelde SNR die lager is dan de drempelwaarde en zijn daarom niet geschikt. De standaarddeviatie geeft de spreiding van de resultaten weer. De spreiding is vooral groot bij hogere SNR waardes.



Figuur 5: Staafdiagram van gemiddelde SNR per combinatie, de standaarddeviatie is als foutbalk weergegeven als maat voor de spreiding. De drempelwaarde is weergegeven met een rode lijn.

4. Discussie

De vraagstelling van dit onderzoek is: “Welke combinatie van voxelgrootte en de ontvangstspoelen ‘anterior en posterior’, ‘SmallExtremity’, ‘Flex-L’ en ‘Flex-L en posterior’ levert de meest geschikte combinatie van SNR en indringdiepte bij onderzoek met behulp van een fantoom?”

4.1 Interpretatie onderzoeksresultaten

De indringdiepte is bij de SmallExtremity spoel en de Flex-L spoelen het minst. Om deze reden zijn deze twee spoelen minder geschikt voor MRI-onderzoek van de knie. De SNR is bij de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel bij dezelfde voxelgrootte steeds beter dan de SNR bij de anterior en posterior spoel. Met de resultaten van dit onderzoek lijkt de combinatie van de Flex-L spoelen met de posterior spoel het meest geschikt voor onderzoek van de knie.

Zoals in figuur 2 te zien is, heeft de voxelgrootte weinig tot geen invloed op de indringdiepte. De SNR neemt toe bij grotere voxelgroottes. De drempelwaarde is een SNR van ruim 78 procent. De anterior en posterior spoel met voxelgroottes van 0,500 mm x 0,625 mm en 0,600 mm x 0,750 mm, de Flex-L spoelen met een voxelgrootte van 0,500 mm x 0,625 mm en de Flex-L spoelen met de posterior spoel met een voxelgrootte van 0,500 mm x 0,625 mm hebben een gemiddelde SNR die lager is dan de drempelwaarde. Deze combinaties zijn daarom niet geschikt. De Flex-L met posterior spoel levert bij een voxelgrootte van 0,900 mm x 1,125 mm de hoogste SNR van 159 procent met een standaarddeviatie van 11,7 procent.

De standaarddeviatie geeft aan dat er enige spreiding voorkomt bij de resultaten van de berekende indringdiepte en SNR. Deze spreiding kan veroorzaakt worden door het verschil in positionering van de spoelen of variatie in de plaatsing van de ROI's voor de berekening.

Verwacht werd dat bij een grotere voxel de SNR zou toenemen.⁸ Echter is in figuur 5 te zien dat bij de Flex-L en posterior spoel met een voxelgrootte van 1,000 mm x 1,250 mm de SNR afneemt. Een mogelijke verklaring zou kunnen komen uit het gegeven dat bij minder ruis de uitgevoerde berekening minder betrouwbaar wordt.¹⁵ Dit zou tevens kunnen verklaren waarom de standaarddeviaties groter zijn bij hogere SNR waarden.

Van de verschillende combinaties die onderzocht zijn, komt in dit onderzoek de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel met een voxelgrootte van 0,900 mm x 1,125 mm als beste naar voren.

4.2 Verband met wetenschappelijke literatuur

Wanneer het aantal elementen toeneemt, is bewezen dat de SNR toeneemt.¹⁸ Onderzoek van de universiteit van San Francisco toont ook aan dat bij toename van het aantal array elementen de SNR toeneemt.¹⁹ In tabel 1 is te zien uit welk aantal elementen de onderzochte spoelcombinaties bestaan. De Flex-L spoelen zonder posterior spoel, bestaat uit het laagste aantal elementen. In dit onderzoek levert deze combinatie de laagste SNR, dit komt overeen met de literatuur. De anterior en posterior spoel hebben het meeste aantal elementen, er zou verwacht kunnen worden dat deze combinatie daarom de hoogste SNR oplevert. In dit onderzoek is dit niet geval.

Eerder onderzoek toont aan dat een phased array spoel een hogere SNR oplevert dan een Flex spoel.^{20,21} In dit onderzoek levert de array spoel echter de laagste SNR.

Een verklaring waarom in dit onderzoek de array spoel met de meeste elementen toch de laagste SNR oplevert zou kunnen zijn dat bij dit onderzoek de anterior spoel niet goed aansluit. Een goede aansluiting zorgt ook voor een betere SNR.^{22,23} De signaal intensiteit neemt snel af naarmate de afstand tot de spoel groter wordt.

In het geval van een circulaire oppervlaktespoel is de indringdiepte de helft van de diameter van het spoeelement.^{22,23} De exacte afmetingen van de elementen van de spoelen in dit onderzoek zijn niet bekend omdat de fabrikant deze niet vrijgeeft. Wel is bekend dat de SmallExtremity de kleinste elementen heeft. Deze spoel heeft ook de laagste indringdiepte, dit komt overeen met de literatuur.

4.3 Sterke punten en beperkingen

Er is onderzoek gedaan met behulp van een fantoom. Een fantoom maakt het mogelijk om op een objectieve manier de beeldkwaliteit te beoordelen. De beeldkwaliteit kenmerken kunnen door het gebruik van een fantoom gemeten en berekend worden en zijn daarom niet afhankelijk van een beoordelaar. Dit is een sterk punt van dit onderzoek.

Omdat er geen afbeeldingen van echte knieën zijn gemaakt, is er geen voorbeeld van hoe de afbeeldingen er in de praktijk uit gaan zien. Er is niet bepaald welke SNR en indringdiepte een goed diagnostisch beoordeelbare afbeelding opleveren.

Om de variatie in de positionering mee te nemen in dit onderzoek, zijn de spoelen vijfmaal opnieuw gepositioneerd waarna eenmaal elke combinatie gescand is. Een tekortkoming van dit onderzoek is

dat het aantal scansessies niet voldoende is om betrouwbare toetsende statistiek toe te passen. Hierdoor kan er voor dit onderzoek alleen beschrijvende statistiek worden toegepast.

De ROI's voor het berekenen van de indringdiepte en de SNR zijn handmatig geplaatst waardoor er een kleine variatie kan zitten in de plaatsing. Wel is de grootte van de ROI's steeds gelijk gehouden doordat deze steeds bestonden uit hetzelfde aantal mm².

Voor het berekenen van de indringdiepte is het percentage van de signaalintensiteit genomen. De indringdiepte zegt daarom niets over de hoeveelheid signaal. Hierdoor kan bij weinig signaal de indringdiepte toch goed zijn. Om deze reden is het belangrijk om ook de resultaten van de berekende SNR mee te nemen in dit onderzoek.

Alle scans zijn uitgevoerd op hetzelfde MRI systeem en met dezelfde spoelen. Om deze reden kan er geen variatie zitten tussen systemen of spoelen. Dit is een sterk punt van dit onderzoek.

De spatiële resolutie neemt af bij een grotere voxelgrootte.⁸ In dit onderzoek is de spatiële resolutie niet meegenomen waardoor niet beoordeeld kan worden of deze nog voldoende is bij een voxelgrootte van 0,900 mm x 1,125 mm.

Een scanserie bestond uit eenmaal alle combinaties scannen. Voor dit onderzoek is gekozen steeds een gehele scanserie op een dag te scannen. Op deze manier kon er geen variatie binnen het systeem plaatsvinden in een scanserie. Tevens werd er gewerkt met een geijkt MRI systeem.

De berekeningen zijn uitgevoerd met behulp van ROI's. Meten en berekenen levert een betrouwbaarder resultaat op dan visuele beoordeling. Bij visuele beoordeling kan er variatie plaatsvinden tussen beoordelaars (interobserver variatie) of tussen meerdere observaties van één beoordelaar (intra-observer variatie). Bij metingen en berekeningen kunnen deze variaties niet plaatsvinden. De SNR is berekend met behulp van een goede formule die tevens gebruikt wordt bij kwaliteitscontroles door Philips.¹⁶

Na het plaatsen van de spoelen zijn eenmaal alle voxelgroottes gescand waarbij het fantoom met de spoelen in het MRI-systeem bleef liggen. Hierdoor kan er geen variatie zitten in de plaatsing van de spoelen tussen de verschillende voxelgroottes in één scanserie.

5. Conclusie en aanbevelingen

De Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel levert de beste indringdiepte van 83 procent, de voxelgrootte heeft weinig tot geen invloed op de indringdiepte. De Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel levert met een voxelgrootte van 0,900 mm x 1,125 mm de beste SNR van 159 procent. Van de verschillende combinaties die onderzocht zijn, levert in dit onderzoek de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel met een voxelgrootte van 0,900 mm x 1,125 mm de meest geschikte combinatie van SNR en indringdiepte op.

5.1 Aanbevelingen

Het aantal scansessies per combinatie is vijf. Dit is te weinig voor toetsende statistiek en hierdoor kan er geen p-waarde berekend worden. Om wel een significantie te bepalen zou er een groter aantal scansessies uitgevoerd moeten worden.

Het CZE maakt op dit moment gebruik van de anterior spoel in combinatie met de posterior spoel. De resultaten van dit fantoomonderzoek tonen aan dat de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel wellicht een betere beeldkwaliteit oplevert. Het zou eventueel raadzaam zijn beide spoelen gedurende een aantal maanden te gebruiken bij patiënten uit de praktijk. Op deze manier kan er op een groter aantal testpatiënten gescand worden en kan er visueel beoordeeld worden of de afbeeldingen beter diagnostisch beoordeelbaar zijn. De beelden kunnen vervolgens met elkaar vergeleken worden voordat er definitief overgestapt wordt op het gebruik van de Flex-L spoelen in combinatie met de posterior spoel.

Voor dit onderzoek is er de aanname gedaan dat wanneer er een betere SNR en indringdiepte bereikt wordt bij de T2W_TSE sequentie, dit ook bij de andere sequenties zal zijn die bij een MRI van de knie uitgevoerd worden. Hiervoor is echter geen wetenschappelijk bewijs geleverd. Daarom wordt aanbevolen deze aanname te controleren bij toepassing van de onderzoeksresultaten in de praktijk.

In dit onderzoek is de spatiële resolutie niet meegenomen. Een goede spatiële resolutie is ook van belang voor een goed diagnostisch beoordeelbare afbeelding. Daarom wordt aanbevolen de spatiële resolutie mee te nemen bij vervolgonderzoek.

Het gebruik van andere spoelen levert geen toename van scantijd op. Voor de laborant maakt het geen verschil of hij de anterior spoel moet positioneren of de Flex-L spoelen. De radioloog die de beelden moet beoordelen om vervolgens tot een diagnose te komen is gebaat bij een betere

beeldkwaliteit. Wanneer de SNR en indringdiepte toenemen, is de kans dat de juiste diagnose gesteld wordt, naar verwachting groter. Daarom wordt aanbevolen de resultaten van dit onderzoek mee te nemen bij optimalisering van het MRI knie-protocol in het CZE bij patiënten die niet in de kniespoel passen.

Literatuurlijst

1. Adams N. *Knee injuries* Emergency nurse 2004 Mar; 19-27.
2. Belo JN, Berg HF, Klein Ikkink AJ, Wildervanck-Dekker CMJ, Smorenburg HAAJ, Draijer LW. *NHG-Standaard Traumatische knieproblemen (Eerste herziening)* Huisarts Wet 2010;54 (3):147-58
3. Kanishka M. Ghosh, David J. Deehan *Soft tissue knee injuries* Volume 28, Issue 10, October 2010, Pages 494–501
4. Van Eijkeren M. *Anita Jansen: 'Obesitas is een gedragsprobleem'* Psychopraktijk 2011; 3(5):3-7
5. Zuurbier R, Nahuis J, Geerst- van Gemeren S, Dol- Jansen J, Dam T. *Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam : Reed Business, 2010. Hoofdstuk 3 Het MRI-sigitaal
6. Zuurbier R, Nahuis J, Geerst- van Gemeren S, Dol- Jansen J, Dam T. *Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam : Reed Business, 2010. Hoofdstuk 10 MRI-spoelen
7. MRI User Documentation CD-rom (4.1.1 SP2 ed.) Best: Philips Medical Systems Nederland BV. (2012 April 16).
8. Zuurbier R, Nahuis J, Geerst- van Gemeren S, Dol- Jansen J, Dam T. *Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam : Reed Business, 2010. Hoofdstuk 6 K-vlak en scantijd
9. Zuurbier R, Nahuis J, Geerst- van Gemeren S, Dol- Jansen J, Dam T. *Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam : Reed Business, 2010. Hoofdstuk 5 Ruimtelijke codering en resolutie
10. J. Marshall, M. Hadskis, *Canadian Research Ethics Boards, MRI Research Risks, and MRI Risk Classification* IRB: Ethics & Human Research 31, no. 4 (2009) 9-15
11. Ingenia System Manual Installation MRI SMI R4 459800015162
12. *16-channel knee coil fits more patients en provides better images* Clinical Netforum Philips, augustus 2010
13. Ming-Ching Chang, Nhon H. Trihn, Braden C. Fleming, Benjamin B. Kimia *Reliable fusion on knee bone laser scans to establish ground truth for cartilage thickness measurement* Medical Imaging 2010: Image Processing
14. Zuurbier R, Nahuis J, Geerst- van Gemeren S, Dol- Jansen J, Dam T. *Magnetic Resonance Imaging*. Amsterdam : Reed Business, 2010. Hoofdstuk 4 Contrast
15. Olaf Dietrich, José G. Raya, Scott B. Reeder, Maximilian F. Reiser, Stefan O. Schoenberg *Measurement of Signal-to-Noise Ratios in MR Images: influence of multichannel coils, parallel imaging, and reconstruction filters* Journal of magnetic resonance imaging 26: 375-385 (2007)
16. Software Performance Tool Philips (software om beeldkwaliteitstesten uit te voeren)
17. Mark McJury, Frank G. Shellock *Auditory noise associates with MR procedures: a review* Journal of magnetic resonance imaging 12: 37-45 (2000)

18. C. Passanzini, P.R. Harvey, K. Ham, R. Hoogeveen, M. Stoesz *dStream architecture, the digital revolution in MRI*. Koninklijke Philips Electronics N.V. DEC 2010
19. Ye Li, Yong Pang, Daniel Vigneron, Orit Glenn, Duan Xu, Xiaoliang Zhang *Investigation of multichannel phased array performance for fetal MR imaging on 1.5T clinical MR system* Quant Imaging Med Surg 2011; 1: 24-30
20. Anna E Finnemore, Anthony N Price, Giuliana Durighel, Jo V Hajnal, Alan M Groves, *Impact of neonatal cardiac receive-array coil on SNR and CNR in newborn infants*. From 2011 SCMR/Euro CMR Joint scientific sessions Nice, France. 3-6 february 2011
21. Daniel Gareis, Tobias, Wichmann, Titus Lanz, Gerd Melkus, Michael Horn, Peter M. Jakob *Mouse MRI using phased-array coils* NMR biomed. 2007; 20: 326-334
22. Evert J Bink *MRI: Physics* augustus 2010
23. Catherine Westbrook, Carolyn Kaut Roth, John Talbot *MRI in practice third edition* Black well publishing 2005

Bijlagen

Bijlage I: Gebruikte Spoelen

dS Torso



Figuur B1: Een afbeelding van de dS anterior spoel (1) en de posterior spoel (2).⁶

dS SmallExtremity 8ch



Figuur B2: Een afbeelding van de dS SmallExtremity spoel gesloten (1) en geopend (2).⁶



Figuur B3: Een afbeelding van de Flex-L spoelen.⁶

Bijlage II: Resultaten indringdiepte

	Ronde 1	Ronde 2	Ronde 3	Ronde 4	Ronde 5	Gemiddelde	STDEV
Anterior Posterior 0,5 x 0,625	84,372	80,29997	82,9932	82,22491	80,58768	82,09555	1,695768
Anterior Posterior 0,6 x 0,75	84,02404	80,02303	83,32344	82,10843	80,26071	81,94793	1,787457
Anterior Posterior 0,7 x 0,875	83,93422	80,58587	83,31361	82,62454	80,62634	82,21692	1,541773
Anterior Posterior 0,8 x 1,00	84,1068	80,88321	82,892	82,57829	80,08836	82,10973	1,613234
Anterior Posterior 0,9 x 1,125	83,6456	81,07483	82,49629	82,38897	80,4932	82,01978	1,248
Anterior Posterior 1,0 x 1,25	83,40807	81,32059	82,43002	82,68054	80,17733	82,00331	1,266332
SmallExtremity 0,5 x 0,625	53,30444	55,30388	54,64286	52,95302	55,13368	54,26758	1,074776
SmallExtremity 0,6 x 0,75	52,2673	55,21348	54,41767	54,63108	55,30726	54,36736	1,233051
SmallExtremity 0,7 x 0,875	52,89871	55,28639	53,52144	54,01082	54,99105	54,14168	0,997321
SmallExtremity 0,8 x 1,00	52,34899	54,81481	53,33036	53,83755	55,25962	53,91827	1,163809
SmallExtremity 0,9 x 1,125	52,75369	55,54054	53,27228	53,59315	54,44145	53,92022	1,093701
SmallExtremity 1,0 x 1,25	52,65467	54,66245	53,11037	53,42188	54,15917	53,60171	0,807244
Flex-L 0,5 x 0,625	69,59762	68,83684	69,74724	69,47201	67,91104	69,11295	0,756136
Flex-L 0,6 x 0,75	69,2422	67,93199	69,82997	69,27949	67,98889	68,85451	0,848937
Flex-L 0,7 x 0,875	68,96811	68,1458	70,15458	68,99804	67,90514	68,83433	0,883915
Flex-L 0,8 x 1,00	68,92655	68,41687	69,97617	68,91624	67,83161	68,81349	0,790026
Flex-L 0,9 x 1,125	68,73346	68,03797	69,45107	69,03353	68,15287	68,68178	0,594232
Flex-L 1,0 x 1,25	68,40514	67,99681	69,68613	68,96825	68,13804	68,63888	0,693354
Flex-L Posterior 0,5 x 0,625	82,48893	83,30381	84,07689	84,4667	84,05014	83,67729	0,786374
Flex-L Posterior 0,6 x 0,75	82,08589	83,1572	83,90313	83,71931	83,19081	83,21127	0,708274
Flex-L Posterior 0,7 x 0,875	81,778	84,09438	83,2158	83,84189	82,93217	83,17245	0,908601
Flex-L Posterior 0,8 x 1,00	82,55528	84,88449	83,26646	83,6886	83,62963	83,60489	0,845754
Flex-L Posterior 0,9 x 1,125	81,63766	83,48234	83,86023	83,2556	82,59912	82,96699	0,873101
Flex-L Posterior 1,0 x 1,25	82,67193	84,32935	83,63809	82,97575	82,87334	83,29769	0,681083

Bijlage III: Resultaten SNR

	Ronde 1	Ronde 2	Ronde 3	Ronde 4	Ronde 5	Gemiddelde	STDEV
Anterior Posterior 0,5 x 0,625	58,36058	60,70043	65,93754	64,90354	53,30854	60,64213	5,128145
Anterior Posterior 0,6 x 0,75	77,69883	77,91975	75,7179	86,37684	60,49531	75,64173	9,408554
Anterior Posterior 0,7 x 0,875	90,87154	86,85495	95,7454	102,1592	74,05499	89,93721	10,55615
Anterior Posterior 0,8 x 1,00	102,8919	97,04181	115,2002	107,2018	103,9707	105,2613	6,65935
Anterior Posterior 0,9 x 1,125	122,2608	125,6869	124,2099	120,0145	95,35565	117,5056	12,56392
Anterior Posterior 1,0 x 1,25	122,1082	130,1393	131,8822	107,8562	114,466	121,2904	10,22506
SmallExtremity 0,5 x 0,625	92,62438	78,78872	79,90356	77,22604	69,11355	79,53125	8,455211
SmallExtremity 0,6 x 0,75	95,82047	100,582	105,0762	80,77373	84,51337	93,35317	10,39422
SmallExtremity 0,7 x 0,875	122,7657	115,8353	119,3985	110,7074	113,5026	116,4419	4,759832
SmallExtremity 0,8 x 1,00	132,6057	123,6809	137,6823	115,36	122,9616	126,4581	8,759019
SmallExtremity 0,9 x 1,125	160,0037	151,7888	158,2312	142,4607	115,5463	145,6061	18,15487
SmallExtremity 1,0 x 1,25	151,6761	138,9861	168,8712	187,8563	146,208	158,7196	19,66955
Flex-L 0,5 x 0,625	67,61096	68,64426	69,72477	63,988	59,47832	65,88926	4,182714
Flex-L 0,6 x 0,75	91,74906	90,47733	81,78996	81,0553	84,56554	85,92744	4,932143
Flex-L 0,7 x 0,875	108,2725	116,0222	93,41021	109,2862	91,03243	103,6047	10,84264
Flex-L 0,8 x 1,00	116,7977	132,1548	129,5525	133,529	125,8226	127,5713	6,699896
Flex-L 0,9 x 1,125	119,4572	139,0533	123,1791	150,8485	156,9599	137,8996	16,50087
Flex-L 1,0 x 1,25	124,6264	144,156	142,6917	160,9733	130,4981	140,5891	14,04719
Flex-L Posterior 0,5 x 0,625	79,67977	74,4366	71,98515	63,32213	72,3903	72,36279	5,910072
Flex-L Posterior 0,6 x 0,75	102,164	97,66456	99,48514	85,443	100,3321	97,01778	6,669905
Flex-L Posterior 0,7 x 0,875	128,8855	131,0914	127,663	110,4097	118,3226	123,2744	8,687234
Flex-L Posterior 0,8 x 1,00	154,3585	136,0495	142,2011	104,5369	126,2615	132,6815	18,74294
Flex-L Posterior 0,9 x 1,125	170,3534	166,9002	146,7951	145,5315	164,1986	158,7557	11,70897
Flex-L Posterior 1,0 x 1,25	124,372	184,2837	164,9952	102,1769	178,3561	150,8368	35,86307
drempelwaarde	78,22749						