Het volgen van de voerdraad in een vaatfantoom onder geleiding van LF-MRI ten behoeve van femoro-distale endovasculaire revascularisatie bij PAV patiënten

AUTEURS:

K.M.L. van Duren M.S.M. Geessinck A.H. van Meijeren L.J. Rienks

GROEP 17

MEDISCH BEGELEIDER: Prof. Dr. R.H. Geelkerken

TECHNISCH BEGELEIDER: J. K. van Zandwijk MSc

TUTOR: K.F. Ma BSc

25-06-2018

UNIVERSITEIT TWENTE.

VOORWOORD

Deze scriptie 'Het volgen van de voerdraad in een vaatfantoom onder geleiding van LF-MRI ten behoeve van femoro-distale endovasculaire revascularisatie bij PAV patiënten' is het resultaat van onze multidisciplinaire opdracht (MDO) van de bachelor Technische Geneeskunde aan de Universiteit Twente. Deze opdracht is opgesteld door het Medisch Spectrum Twente (MST) en de Universiteit Twente. Middels dit voorwoord willen wij onze dank uitspreken naar onze technologische begeleider J.K. van Zandwijk MSc van de Universiteit Twente en onze medische begeleider Prof. Dr. R.H. Geelkerken van het MST. We willen hen bedanken voor hun enthousiaste begeleiding en inzet die zij voor ons MDO getoond hebben de afgelopen tien weken. Daarnaast willen wij van de afdelingen (Interventie) Radiologie en Vaatchirurgie aan het MST drs.T. Bulut, drs. D.G. Gerrits, drs. E.J.C. Sturm en dr. E.M. Willigendael bedanken voor hun tijd voor het beoordelen van onze scans. Tot slot willen wij Kirsten Ma BSc bedanken voor de prettige begeleiding bij onze persoonlijke ontwikkelingen en samenwerking tijdens dit proces.

LIJST VAN AFKORTINGEN

Tweedimensionaal
Driedimensionaal
a. iliaca communis
a. femoraliscommunis
a. femoralis profunda
a. femoralis superficialis
Balanced Steady-State Free Precession
Contrast enhanced Magnetische Resonantie Angiografie
Contrast-to-noise ratio
Computer Tomografie
Digitale subtractie angiografie
Enkel-arm index
Flip angle
Lamorfrequentie
Field of View
Frames per second
Gradiënt echo
High Density Lioproteïnen
High Field Magnetic Resonance Imaging
Hybrid Contrast Enhancement
Low Density Lipoproteïnen
Low Field Magnetic Resonance Imaging
Magnetic Resonance
Magnetische Resonantie Angiografie
Magnetic Resonance Imaging
Medisch Spectrum Twente
Noncontrast Magnetische Resonantie Angiografie
Perifeer arterieel vaatlijden
Phase-contrast
Percutane transluminale angioplastiek
Radiofrequent
Spin echo
Signal-to-noise ratio
Echotijd
Time-of-flight
Repetitietijd
Ultrasound

SAMENVATTING

Introductie: Perifeer arterieel vaatlijden (PAV) is een aandoening waarbij sprake is van verminderde bloeddoorstroming in de beenslagaders. Deze aandoening kan behandeld worden middels percutane transluminale angioplastiek (PTA). Tijdens deze behandeling worden de vaten en het instrumentarium realtime in beeld gebracht middels digitale subtractie angiografie (DSA). De röntgenstraling die hierbij gebruikt wordt brengt een aantal nadelen met zich mee, waaronder de schadelijkheid voor zowel de patiënt als het operatieteam en beperking van de optimale ergonomie door de loodschorten. Laag-veld MRI (LF-MRI) zou een mogelijk alternatief kunnen zijn voor DSA.

Methode: Om te analyseren of LF-MRI een mogelijk alternatief is voor DSA, worden de zichtbaarheid van de vaten en de zichtbaarheid en het volgen van de voerdraad bestudeerd. Hierbij wordt gebruik gemaakt van een MR-compatibele voerdraad en een realistisch vaatfantoom. Met behulp van een 0,25T MRI scanner worden zowel statische als dynamische beelden gemaakt. Voor de statische beelden worden de 3D HYCE en de 2D HYCE S sequenties gebruikt. Voor de dynamische beelden wordt enkel de 2D HYCE S sequentie gebruikt. De beelden zijn beoordeeld middels een subjectieve beoordeling waarbij een score van 1 tot 5 gegeven is door interventieradiologen en vaatchirurgen van het Medisch Spectrum Twente. Een objectieve beoordeling is gemaakt met behulp van Matlab door contrast-to-noise ratio (CNR) bepalingen en bewegingsdetecties.

Resultaten: Subjectieve beoordeling: De specialisten beoordeelden de zichtbaarheid van de vaten bij het beeld verkregen met de 3D HYCE sequentie met een gemiddelde score van 5,0 \pm 0. De statische beelden van het 5 en 10 mm vat verkregen met 3D HYCE sequentie werden beoordeeld met gemiddelde scores van resp. 3,25 \pm 1,5 en 4 \pm 1,9. De statische beelden van het 5 en 10 mm vat met 2D HYCE S sequentie werden beoordeeld met gemiddelde scores van resp. 2,25 \pm 0,957 en 2,75 \pm 0,5. Bij de dynamische beelden verkregen met de 2D HYCE S sequentie heeft het 5 mm vat een gemiddelde score van 3 \pm 0,816 en het 10 mm vat een gemiddelde score van 3,5 \pm 0,577. *Objectieve beoordeling:* De statische beelden van het 5 en 10 mm vat verkregen met de 3D HYCE sequentie hebben een CNR van resp. 5,4013 \pm 0,3751 en 6,0884 \pm 0,2818. De statische beelden van het 5 en 10 mm vat verkregen met 2D HYCE S sequentie hebben een CNR van resp. 3,0466 \pm 0,2403 en 2,8814 \pm 0,2153. Bij de dynamische beelden verkregen met de 2D HYCE S sequentie heeft het 5 mm vat een ratio van 5,9% en het 10 mm vat heeft een ratio van 45%.

Conclusie: De voerdraad is voldoende tot goed zichtbaar in een 5 mm vat (score 3,25) en goed zichtbaar in een 10 mm vat (score 4) met de 3D HYCE sequentie. Bij de statische beelden verkregen met de 2D HYCE S sequentie is een voerdraad in het 5 mm vat onvoldoende zichtbaar (score 2,25) en in het 10 mm vat voldoende (score 2,75). Het volgen van de voerdraad is volgens de specialisten voldoende tot goed mogelijk (score 3,5) in een vat met een diameter van 10 mm. Het volgen van de voerdraad in een 5 mm vat wordt slechter beoordeeld (score 3,0), vanwege het versmelten van de voerdraad met de vaatwand. De objectieve beoordelingen ondersteunen de beoordelingen van de specialisten.

Inhoudsopgave

1	INLE	IDING															•		•		•			7
2	THE	ORETIS	CH KADE	R																				8
	2.1	Anatom	ie														-		-					8
	2.2	(Patho)f	ysiologie																					8
	2.3	Diagnos	Se																					9
		2.3.1 E	Enkel-armi	ndex.																				9
		2.3.2	Arteriële di	iplex s	cann	ina										_	_		_			_		9
		233 F	Digitale Su	hstract	iρ Δr	naio	 nrafi	 0		• •	• •	• •	•	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	•••	10
		2.0.0 L	Magnatisch		on an	igio	yran Vnai	o . oara	···	• •	• •	• •	•	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	10
	04	Z.J.4 P	alina	10 1105	Jilai		ngi	Uyra	uie.	• •	• •	• •	•	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	•••	10
	2.4			 		• •	• •	•••		• •	• •	• •	·	•••	•••	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	10
		2.4.1	stoppen m	et roke	n	• •	• •	•••		• •	• •	• •	·	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	10
		2.4.2 L	ooptrainin	g		• •	• •	•••		• •	• •	• •	·	• •	• •	• •	•	• •	•	• •	·	•		10
		2.4.3 N	Medicamer	nteuze	beha	ande	eling	PA\	/						• •	• •	•		•		•			11
		2.4.4 1	Frombolyse)																				11
		2.4.5 F	Percutane	translu	mina	ıle a	ngio	plas	stiek	(P1	A)													11
		2.4.6 E	Endarterië	ctomie																				11
		2.4.7 E	Bvpassope	ratie.																				11
		2.4.8	Amputatie													_	_		_			_		12
	25	Technol	onie			•••	• •	• •		• •	• •	• •	•	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	•••	12
	2.0	251 \	Norking M	 DI		• •	• •	• •	•••	• •	• •	• •	•	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	10
		2.0.1 N		ni	• • •	• •	• •	•••	•••	• •	• •	• •	·	• •	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	10
		2.5.2	VIRI seque	nues.	• • •	• •	• •	• •		• •	• •	• •	·	• •	• •	• •	•	• •	•	• •	•	•	• •	13
		2.5.3 F	Resolutie		· · ·	• •	• •	• •		• •	• •	• •	·	• •	• •	• •	•	• •	•	• •	•	·	• •	13
		2.5.4	SNR en Cr	VR		• •	• •	•••		• •	• •	• •	·	•••	• •	• •	•	• •	•	• •	•	·	• •	13
		2.5.5 A	Artefacten			• •							•			• •	•	• •	•		•	•		14
		2.5.6 H	loog-veld	MRI er	ı laa	g-ve	ld M	RI									•		•					14
		2.5.7 I	nterventies	s ondei	gele	eidin	g va	an M	IRI i	n ar	nder	e va	akç	geb	iede	en								14
					•		•												-	• •				
		2.5.8 \	Verschillen	tusser	١ŇR	-cor	npat	tibel	en (conv	/ent	ion	eel	ins	stru	me	nta	ariu	ım					15
		2.5.8 \	/erschillen	tusser	١ĂR	-cor	npat	tibel	en (conv	/ent	ion	eel	ins	stru	me	nta	ariu	ım					15
3	METI	2.5.8 \ HODE	/erschillen	tusser	1 MR 	-cor	npat	tibel 	en (conv	vent	ion	eel	ins	strui	me	nta	ariu 	ım	•••	•	•	· ·	15 16
3	METI 3.1	2.5.8 \ HODE Material	Verschillen	tusser	1 MR	-cor	npat	tibel 	en (/ent 	ion 	eel	ins 	strui	me 	nta	ariu 	ım	· · ·	•		 	15 16 16
3	METI 3.1 3.2	2.5.8 \ HODE Material Opzet	/erschillen len	tusser	1 MR 	-cor	npat	tibel 	en (/ent	ion 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 	ım	· · ·	•		 	15 16 16 17
3	METI 3.1 3.2 3.3	2.5.8 \ HODE Material Opzet Werkwii	/erschillen len 	tusser	• MR • • • •	-cor	npat 	tibel 	en (/ent	ion	eel	ins	strui	me 	nta	ariu 	ım	· · ·	· · ·		· · · · · ·	15 16 16 17 17
3	METI 3.1 3.2 3.3 3 4	2.5.8 N HODE Material Opzet Werkwij Analyse	/erschillen	tusser	• MR • • • • • • • •	-cor	npat	tibel 	en (/ent	ion 	eel	ins 	strui 	me 	nta	ariu 	im	· · ·	· · ·	-	· ·	15 16 17 17 17
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4	2.5.8 HODE Material Opzet Werkwij Analyse	Verschillen	tusser	• MR • • • • • • • •	-cor	npat	tibel 	en (/ent	ion 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 		· · ·	· · · ·	-	· ·	15 16 16 17 17 19
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4	2.5.8 HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (Verschillen	tusser	• MR • • • • • • • •	-cor	npat	tibel	en (conv 	/ent	ion 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 		· · ·	· · · ·	•	· · · · · ·	15 16 16 17 17 19 19
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4	2.5.8 N HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel 	en (conv 	/ent	ion 	eel	ins	strui 	me	nta	ariu 	im	· · · · · · · · ·	· · · · · ·	•	· · · · · · · ·	15 16 17 17 19 19
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4	2.5.8 HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 §	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel 	en (conv 	vent	ion 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	• • • • • •	•	· · ·	15 16 17 17 19 19 19 22
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU	2.5.8 HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 § ULTATE	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (conv 	vent	ion 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	· · · · · · · ·	•	· · · · · · · · ·	15 16 16 17 17 19 19 19 22
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1	2.5.8 N HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra	Verschillen Ien ze methode Objectief Subjectief N ag 1 t/m 5	tusser	MR	-cor	npat	tibel 	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui 	me 	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	· · · · · · · · · · ·		· · · · · · · · · · · ·	15 16 16 17 19 19 19 22 22
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2	2.5.8 A Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvratisch	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel 	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui 	me	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	· · · · · · · · · · ·		· · · · · · · · · · · ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	· · · · · · · · · · · ·		· · · · · · · · · · · ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24
3	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr	Verschillen	tusser	й М́Я 	-cor	npat	tibel 	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·	· · · · · · · · · · · ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 4.1 4.2 4.3 DISC	2.5.8 HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 3.4.2 ULTATE Deelvra Statisch Open vr	Verschillen	tusser	· MR	-cor	npat	tibel	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 		· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·			· · · · · · · · · · · · · · ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 C 3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek	Verschillen	tusser	· MR	-cor	npat	tibel	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 					· ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 C 3.4.2 S ULTATE Deelvras Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	(ion) 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 					· ·	15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26 27
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3	2.5.8 N HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 C 3.4.2 S ULTATE Deelvras Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion 	eel	ins	strui	me	nta	ariu 						15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 26 27 27
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4	2.5.8 N HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvras Statisch Open vr Statisch Open vr USSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion 	eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 26 27 27 28
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 C 3.4.2 S ULTATE Deelvras Statisch Open vr USSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 			· · · · · · · · · · · · · · · · · · ·			 15 16 17 19 19 22 24 24 24 26 27 27 28
3 4 5	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE	Verschillen	tusser	• MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui	me	nta	ariu 						15 16 17 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26 27 27 28 30
3 4 5 6	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvras Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26 27 27 28 30
3 4 5 6 Re	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 19 19 19 22 24 24 24 24 26 27 28 30 34
3 4 5 6 Re	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 19 19 19 22 24 24 24 26 27 28 30 34
3 4 5 6 Re Ar	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON eferential	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE ties	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 19 19 19 22 24 24 26 27 28 30 34 35
3 4 5 Re Ap	METI 3.1 3.2 3.3 3.4 RESU 4.1 4.2 4.3 DISC 5.1 5.2 5.3 5.4 CON eferent opend	2.5.8 A HODE Material Opzet Werkwij Analyse 3.4.1 (3.4.2 S ULTATE Deelvra Statisch Open vr CUSSIE Besprek Vergelijk Limitatie Vervolgo CLUSIE ties ices .	Verschillen	tusser	MR	-cor	npat	tibel	en (vent	ion(eel	ins	strui 	me	nta	ariu 						15 16 17 19 19 19 22 24 24 26 27 28 30 34 35

В	Richtlijn voor het bepalen van de CNR met Matlab	38
С	Matlabscript CNR	39
D	Matlabscript detectie voerdraad	40
Е	Beoordelingsmatrices	41
F	Figuren subjectieve en objectieve beoordeling	42
G	Formules van de Fleiss' Kappa	44
Н	Tabel met resulaten per type scan	45

1 INLEIDING

Perifeer arterieel vaatlijden (PAV) is een aandoening van de beenslagaders, veroorzaakt door atherosclerose. De incidentie van perifeer arterieel vaatlijden is in de Nederlandse huisartsenpraktijk gemiddeld 9,9 per 1000 personen per jaar. De prevalentie van PAV is leeftijdsafhankelijk: gemiddeld is deze voor 55-plussers 7% en boven de 85 jaar 56%.¹ PAV wordt onderverdeeld in acute ischemie en chronisch obstructief arterieel vaatlijden. Bij acute ischemie is er sprake van een acute vermindering van de bloeddoorstroming van een extremiteit. Bij chronisch obstructief arterieel vaatlijden ontwikkelen de klachten zich doorgaans geleidelijk progressief. Chronisch obstructief arterieel vaatlijden wordt onderverdeeld in claudicatio intermittens en kritieke ischemie.²

De eerste niet-medicamenteuze behandeloptie die wordt overwogen voor patiënten met PAV is percutane transluminale angioplastiek (PTA), oftewel dotteren. Deze behandeling wordt realtime in beeld gebracht middels digitale substractie angiografie (DSA), waarbij gebruik wordt gemaakt van röntgendoorlichting. Aan het gebruik van DSA zitten echter enkele nadelen. Zowel de patiënt als het operatieteam worden blootgesteld aan ioniserende straling, het gebruikte jodiumhoudend contrastmiddel is nefrotoxisch, de loodafscherming brengt kosten met zich mee en loodkleding voor het operatieteam beperkt de optimale ergonomie. Laag-veld Magnetic Resonance Imaging (LF-MRI) is een potentieel alternatief voor de geleiding van endovasculaire interventies bij patiënten met PAV. Wanneer de röntgendoorlichting vervangen wordt door een LF-MRI scanner (<1 Tesla), kan er contrastmiddel gebruikt worden dat minder schadelijk is, namelijk gadolinium. Het kan evenzo zijn dat er geen contrastmiddel nodig is. Daarnaast is er de mogelijkheid om 3D beelden te maken, waardoor de ligging van stenoses in het vat in drie dimensies in beeld kan worden gebracht. Tot slot heeft een LF-MRI scanner een open configuratie, waardoor de werkruimte om de patiënt groter is dan bij conventionele Magnetic Resonance Imaging (MRI). Wegens deze voordelen is er een studie opgezet om onderstaande hoofdvraag te beantwoorden.

"In hoeverre is het volgen van de voerdraad in een realistisch vaatfantoom mogelijk, onder geleiding van LF-MRI ten behoeve van femoro-distale endovasculaire revascularisatie bij PAV patiënten?"

Hierbij moet in ogenschouw genomen worden dat het gebruik van een LF-MRI scanner resulteert in een verminderde beeldkwaliteit dan de beeldkwaliteit van DSA. Het is tot dusver onbekend in hoeverre, ondanks de verminderde beeldkwaliteit, alsnog MR-interventies mogelijk zijn.

Om te analyseren of LF-MRI een mogelijk alternatief is voor DSA, zullen naast de resolutie veel verschillende aspecten bestudeerd moeten worden. Één aspect hiervan is in hoeverre het instrumentarium realtime gevolgd kan worden tijdens de operatie, zodat de target op een snelle en veilige manier bereikt kan worden. Zo zal de beweging en de locatie van de voerdraadtip duidelijk in beeld gebracht moeten worden. Wanneer de voerdraad niet goed te volgen is kunnen dissecties of zelfs perforaties van de vaatwand ontstaan. Het is daarom erg belangrijk om goed zicht te hebben op de voerdraad.

Wanneer bekend is in welke mate het instrumentarium gevolgd kan worden onder geleiding van LF-MRI op een realistisch vaatfantoom, is er een kleine stap gemaakt in de kennis die nodig is om te beoordelen of MR-interventies mogelijk zijn voor PTA bij patiënten met PAV. Deze stap is belangrijk, omdat het een opstap is naar vervolgonderzoek. Bij veelbelovende resultaten zal een volgende stap naar de kliniek gemaakt kunnen worden, om zo te bepalen of LF-MRI een alternatief is voor de geleiding van endovasculaire interventies bij patiënten met PAV.

2 THEORETISCH KADER

2.1 Anatomie

In figuur 1 zijn de arteriën van het femoro-distale traject schematisch weergegeven. De aorta splitst in een rechter en linker vat, waarbij bilateraal de a. iliaca communis (ACI) gevormd wordt. Vervolgens splitst deze zich in de a. iliaca externa en a. iliaca interna. De a. iliaca externa loopt over in de a. femoralis communis (AFC), welke zich hierna splitst in de a. femoralis profunda (AFP) en a. femoralis superficialis (AFS). De AFC en haar aftakkingen voorzien het voornaamste deel van de onderste extremiteit van bloed. Het vat loopt vanuit het anteromediale deel van het bovenbeen naar het posterieure compartiment van het bovenbeen en vormt daar de a. poplitea. Vanuit daar splitst het vat zich in de terminale vertakkingen in het posterieure compartiment van het been: a. tibialis anterior, a. tibialis posterior en a. peronea.^{2;4;5}

De wand van de bloedvaten bestaat uit drie lagen, welke weergegeven worden in figuur 2. De binnenste en tevens dunste laag is de tunica intima. Deze laag is de scheidingslaag tussen het bloed en de rest van het weefsel. De middelste en dikste laag is de tunica media. Deze laag bestaat uit gladde spiercellen, bindweefsel en elastisch weefsel. De buitenste laag is de adventitia. Deze laag wordt in de grote vaten onderscheiden van de tunica media door de lamina elastica externa. De adventitia bestaat uit bindweefsel en collageen.^{6;7}

2.2 (Patho)fysiologie

Hypertensie, hypercholesterolemie en diabetes zijn cardiovasculaire risicofactoren die kunnen leiden tot PAV. Bij PAV is er sprake van gegeneraliseerde atherosclerose waarbij de arteriën minder elastisch, stugger en dikker worden.² Atherosclerose is een chronische ontsteking van de vaatwand. De ontstekingsreactie ontstaat doordat cholesterol en ontstekingseiwitten op de vaatwand komen na beschadiging van de vaatwand. Gedurende de ontste-



Figuur 1: Femora-distale vaattraject³



Figuur 2: De lagen van een arterie⁵

kingsreactie treden veranderingen op in de bloedsamenstelling, de bloedstroomsnelheid en rekbaarheid van de bloedvaten, waardoor het endotheel geactiveerd wordt. Deze activatie leidt tot de vorming van een atherosclerotische plaque.

Overmatige accumulatie van cholesterol en witte bloedcellen resulteert in oxidatieve stress en cellulaire stressreactie, wat voor de vorming van een necrotische kern in de plaque kan zorgen. De necrotische kern van de plaque wordt door een fibreuze kap afgeschermd en is dan nog stabiel. De chronische ontsteking leidt enerzijds tot afzetting van kalk in de vaatwand, waardoor aderverkalking optreedt. Dit gehele proces kan leiden tot vernauwing van het lumen van het bloedvat. Anderzijds vindt remodellering aan de niet-aangedane zijde van het bloedvat plaats, waardoor de diameter van het arteriële lumen toch grotendeels behouden wordt. Dit is dan ook de reden dat geleidelijke afsluiting van het bloedvat door de groeiende plaque niet verantwoordelijk is voor het ontstaan van acute cardiovasculaire complicaties. Wanneer de plaque echter instabiel wordt en de fibreuze kap scheurt, wordt er een trombus gevormd, doordat de inhoud van de plaque in contact komt met het bloed. Deze trombus kan het bloedvat acuut afsluiten.⁸

Door een vernauwing of afsluiting van het bloedvat ontstaat er een drukverschil. De druk achter de vernauwing is lager dan de druk voor de vernauwing. Door de lagere druk achter de vernauwing wordt de perfusiedruk evenzo lager. Verlaging van de perfusiedruk leidt tot minder aanbod van

zuurstof (en andere voedingsstoffen), en tot minder afvoer van afvalstoffen zoals lactaat. Naast een verminderde afvoer van afvalstoffen worden de afvalstoffen sneller geproduceerd, doordat er minder zuurstof aanwezig is. Bovenstaand proces kan leiden tot trofische stoornissen en necrose in het (onder)been. Dit zuurstoftekort en onvoldoende doorbloeding wordt ischemie genoemd en kan zich op verschillende manieren uiten.⁸

Patiënten met acute ischemie presenteren zich met klachten die bekend staan als de vijf P's: pijn in rust, afwezige pulsaties, pallor (bleekheid), paresthesieën en paralyse. Claudicatio intermittens uit zich in klachten als pijn, soms een moe en stijf gevoel, of als krampen in de beenspieren die optreden bij het lopen. Bij stilstaan verdwijnen de klachten, maar ze komen terug wanneer de patiënt verder loopt. Kritieke ischemie kenmerkt zich door pijn in rust met een verminderde huidcirculatie, wat resulteert in onder andere koude en dove voeten, nagelafwijkingen en slecht genezende huidwondjes. Bij ernstige vormen zijn ulcera of een dreigende necrose aanwezig. Deze necrose is een gevolg van gegeneraliseerde atherosclerose.²

2.3 Diagnose

De diagnose van PAV hangt af van de vorm waarin PAV zich uit. Bij acute ischemie zijn de voetpulsaties afwezig. Dit kan aangetoond worden met de afwezigheid van Doppler signalen vanuit de voetarteriën. Evenzeer kan een acute ischemie aangetoond worden door souffles bij auscultatie van de a. femoralis. Verder wordt er bij een lichamelijk onderzoek gekeken naar gevoelsstoornissen, spierzwakte en een lage huidtemperatuur van het onderbeen. Claudicatio intermittens en kritieke ischemie kunnen aangetoond worden door verzwakte pulsaties, souffles, lagere huidtemperatuur en trofische stoornissen.

Op basis van anamnese en lichamelijk onderzoek kan chronisch obstructief arterieel vaatlijden slechts bij een kleine groep patiënten met zekerheid worden aangetoond. Om deze reden is aanvullend onderzoek nodig.⁹ In appendix A is te zien welke van onderstaande diagnostische methoden toegepast worden bij claudicatio intermittens, kritieke ischemie en chronisch obstructief arterieel vaatlijden.¹⁰

2.3.1 Enkel-armindex

De enkel-armindex (EAI) is een simpele en niet-invasieve methode waarbij de bloeddruk ter hoogte van de armen vergeleken wordt met de bloeddruk in de linker of rechter enkel. Voor het onderzoek is een bloeddrukmeter en een dopplerapparaat nodig. De patiënt ligt in supine positie, de a. brachialis wordt gepalpeerd en de probe van het dopplerapparaat wordt op het vat geplaatst, zodat de arteriële pulsen goed hoorbaar zijn. De bloeddrukmeter wordt opgeblazen totdat de pulsen verdwijnen, waarmee de brachiale systolische druk bepaald wordt. Dit wordt bij beide armen gedaan en de hoogste waarde wordt gebruikt. Via hetzelfde principe worden de systolische drukken van de a. tibialis posterior en de a. dorsalis pedis bepaald in één been. De hoogste systolische druk wordt gebruikt om de enkel-arm index van die zijde te bepalen. De linker enkel-armindex wordt bepaald door de hoogste systolische bloeddruk (a. dorsalis pedis of a. tibialis posterior) van de linkerenkel te delen door de hoogste systolische bloeddruk (a. brachialis) van beide armen te delen. De rechter enkel-armindex wordt op gelijke manier bepaald, alleen wordt dan gebruik gemaakt van de hoogste systolische bloeddruk van de rechter enkel. De EAI waarden die bij verschillende klachten horen zijn weergegeven in tabel 1.

Waarde	EAI
Normaalwaarde	0,95 - 1,30
Vernauwing van één of meerdere vaten	<0,9
Pijnklachten in rust of claudicatio intermittens	<0,5
Ischemie of necrose van het been	<0,2

Tabel 1: EAI-waarden bij klachten¹¹

2.3.2 Arteriële duplex scanning

Duplex ultrasound scanning geeft hemodynamische en anatomische informatie over de toestand van de vaten van de patiënt. De vaten met de bijbehorende stroomrichting en stroomsnelheid worden in beeld gebracht met behulp van Doppler-echografie. Door de stroomsnelheden op een specifieke

locatie te meten kan een vernauwing zichtbaar gemaakt worden en kan bepaald worden wat de ernst van de vernauwing is. Gebaseerd op de locatie en de morfologie kan er bepaald worden of een patiënt in aanmerking komt voor een endovasculaire interventie.¹²

2.3.3 Digitale Substractie Angiografie

Met jodiumhoudend contrastmiddel maakt DSA het mogelijk om bloedvaten weer te geven zonder de omliggende structuren. Het contrastmiddel is echter nefrotoxisch en er wordt gebruik gemaakt van röntgen.¹³ Eerst wordt een pre-contrast image gemaakt, dit wordt ook wel een masker genoemd. Vervolgens wordt het masker afgetrokken van het plaatje met contrast, waardoor alleen het verschil overblijft, namelijk de desbetreffende vaten met contrast.¹⁴

Tijdens dotterprocedures in de a. femoralis wordt er een zogenoemde roadmap gebruikt, waarin het DSA plaatje en de telkens vernieuwende conventionele röntgen en over elkaar heen worden geplakt. Op deze manier wordt zichtbaar op welke locatie in het vat het instrumentarium zich bevindt.

2.3.4 Magnetische Resonantie Angiografie

Magnetische Resonantie Angiografie (MRA) is een methode om bloedvaten en stromingsverschijnselen zichtbaar te maken en te bestuderen. Het maakt het mogelijk om abnormaliteiten in de vaten te diagnosticeren zonder gebruik te maken van ioniserende straling of contrastmiddel en zonder schadelijke bijwerkingen voor de patiënt. De methode geeft een driedimensionaal beeld van de vaatstructuur en is polyklinisch. Er wordt onderscheid gemaakt tussen contrast enhanced MRA (CE-MRA) en noncontrast MRA (NC-MRA). Bij CE-MRA wordt gebruik gemaakt van het contrastmiddel gadolinium, wat niet nefrotoxisch is. Bij NC-MRA wordt geen contrastmiddel gebruikt. NC-MRA kan onderverdeeld worden in twee hoofdcategorieën: time-of-flight (TOF) en phase-contrast MR angiografie (PC). Het voordeel van CE-MRA op andere NC-MRA technieken als time-of-flight (TOF) en phase-contrast (PC) is dat de acquisitietijd korter is, de anatomie van omliggend weefsel beter in beeld te krijgen is en er minder artefacten zijn die veroorzaakt worden door de doorbloeding voorkomen.¹⁵

2.4 Behandeling

Voor de behandeling van perifeer arterieel vaatlijden wordt onderscheid gemaakt tussen een conservatieve behandeling en een invasieve behandeling. Dit hangt af van de ernst van de situatie en of het een chronische of acute ischemie is. Een medicamenteuze behandeling, looptraining en stoppen met roken vallen onder de conservatieve behandelingen. Invasieve behandelingen zijn chirurgische interventie behandelingen, bijvoorbeeld PTA, (trombo)endarteriëctomie, een bypass of een amputatie. De vervolgstappen bij een acute, kritieke of chronische (claudicatio intermittens) ischemie zijn te zien in de stroomdiagrammen in appendix A.¹⁰

2.4.1 Stoppen met roken

Roken heeft via drie mechanismen effect op het ontstaan van atherosclerose. Ten eerste verlagen de toxines in tabak het HDL-cholesterol gehalte en verhogen het LDL-cholesterol gehalte, welke het risico op cardiovasculaire ziekten verhoogt. Ten tweede beschadigen nicotine en koolstofmonoxide het endotheel. Dit kan de aanmaak van een plaque indiceren. Ten derde verhoogt sigarettenrook het aantal leukocyten in de perifere bloedbaan met 20 - 25 %. Hierdoor kan een atherosclerotische plaque ontstaan en zich sneller ontwikkelen. Stoppen met roken leidt tot vermindering van progressie van atherosclerose en is daarmee een essentieel onderdeel bij de behandeling van chronisch obstructief arterieel vaatlijden.¹⁶

2.4.2 Looptraining

Looptraining door een fysiotherapeut geeft een significante verbetering van de klachten en draagt positief bij aan de loopafstand en de pijnvermindering van de patiënt. De looptraining leidt tot verhoogde activatie van de beenspieren, die vasodilatatie en angiogenese initieert. Dit leidt tot verbetering van de vaatconditie en kracht in de benen. Het beste effect wordt bereikt met een minimale behandelingsduur van zes maanden. Looptraining is tevens effectief na een chirurgische interventie.¹⁷

2.4.3 Medicamenteuze behandeling PAV

Bij acute ischemie wordt ongefractioneerde heparine toegediend. Deze medicamenteuze behandeling gebeurt altijd in het geval van een chirurgische interventie. Na de interventie worden anticoagulantia (cumarinederivaten) toegediend. Bij chronisch obstructief arterieel vaatlijden worden de patiënten behandeld om de bloeddruk en het LDL-cholesterol te optimaliseren. De therapie is voornamelijk gericht op het verminderen van de risicofactoren voor hart- en vaatziekten. Daarnaast kunnen trombocytenaggregatieremmers als acetylsalicyzuur of clopiogrel worden toegediend. Anticoagulantia hebben geen rol bij de conservatieve behandeling van chronische ischemie van het been.⁹

2.4.4 Trombolyse

Trombolyse is een gebruikelijke methode voor de behandeling van de occlusie van de onderste ledematen. Bij een intraveneuze trombolyse wordt er via een ader in de arm een trombolytisch medicijn toegediend, die de blokkade oplost. Dit moet wel in de 4,5 gedaan worden, want vervolgens wordt de kans op herstel kleiner en is de kans op complicaties groter.^{18 19}

2.4.5 Percutane transluminale angioplastiek (PTA)

In ernstige gevallen kan een verminderde bloedtoevoer zorgen voor rustpijn. Wanneer lichte verwondingen niet genezen en er zweren worden gevormd is een operatie vereist om de symptomen te verlichten en ervoor te zorgen dat het been niet verder verslechtert. Als eerste behandeloptie bij patiënten met PAV wordt een PTA overwogen. Het toepassen hiervan hangt af van de locatie van de blokkade. PTA in de beenvaten wordt over het algemeen uitgevoerd onder algehele narcose. Via de lies wordt de arterie aangeprikt onder echogeleiding en wordt er een sheath in de arterie geschoven. Vervolgens wordt als eerst de voerdraad naar binnen gebracht

en later wordt de katheter eroverheen geschoven.^{3;20}

Er wordt met de voerdraad genavigeerd met gemiddeld 2 cm/s.^{21;22} De voorkeur voor navigeren ligt bij de voerdraad, omdat er dan een kleinere kans op een dissectie of perforatie is dan wanneer er genavigeerd wordt met de katheter. Via de katheter wordt contrastvloeistof (ioxidine) ingespoten. Deze procedure wordt realtime in beeld gebracht middels DSA. Door het opblazen van een ballon op de locatie van de stenose, via dezelfde voerdraad en katheter, wordt het vat opgerekt (figuur 3). Indien de stenose hiermee niet verholpen is wordt een stent geplaatst. Op basis van kosteneffectiviteit wordt hier niet voor gekozen wanneer er sprake is van een ongecompliceerde PTA met een goed angiografisch resultaat.^{3;20}



2.4.6 Endarteriëctomie



Figuur 3: Dotterprocedure³

Bij een endarteriëctomie is het doel om de circulatie van het bloed te verbeteren en de stenose in de arterie te verwijderen. Er wordt een snede gemaakt in de lies om bij de a. femoralis te komen en deze af te klemmen. Vervolgens kan de endarteriëctomie open of halfgesloten worden uitgevoerd. Bij een open endarteriëctomie wordt er een snede in de slagader gemaakt in de lengterichting. Vervolgens wordt de intima met de atherosclerotische plaque verwijderd. Bij een half gesloten endarteriëctomie wordt het bloedvat vlak boven de vernauwing geopend en wordt met behulp van een ringstripper de intima en atherosclerotische plaque verwijderd. Tenslotte sluit de vaatchirurg het bloedvat door er een patch in te hechten. Dit is een lapje van kunststof of biologisch materiaal waardoor het vat wijd blijft en niet vernauwt tijdens het sluiten.^{10;23}

2.4.7 Bypassoperatie

Als er geen dotterbehandeling of endarteriëctomie uitgevoerd kan worden, wordt er een bypassoperatie uitgevoerd. Dit kan het geval zijn als er op meerdere plaatsen ernstige vernauwingen zijn. Bij een bypassoperatie wordt een nieuw bloedvat aangesloten die fungeert als omleiding voor de stenose. Dit vat kan een autologe vene, eigen ader of een vaatprothese zijn. Een autologe vene heeft hierbij de voorkeur.²⁴

2.4.8 Amputatie

Wanneer het weefsel zodanig beschadigd is door ischemie dat het weefsel afsterft en een operatie geen herstel geeft, zal een amputatie nodig zijn.²⁵

2.5 **Technologie**

2.5.1 Werking MRI

MRI is een beeldvormende techniek waarbij gebruik wordt gemaakt van waterstofkernen in het li-chaam om een gedetailleerd beeld te krijgen.²⁶ Wanneer een patiënt in een MRI scanner ligt, zullen de protonen in het lichaam parallel liggen met het magneetveld (B) van de MRI-scan. Dit heet de longitudinale magnetisatie, waarbij de protonen zich in hun laagste energietoestand bevinden. De protonen 'tollen' met een Larmorfrequentie (fL) die proportioneel is met de magnetische veldsterkte. De protonen worden geëxciteerd door het geven van een radiofreguente (RF) puls met dezelfde frequentie als die van de protonen. Hierbij wordt de oriëntatie van de protonen veranderd, namelijk van de longitudinale richting naar het XY-vlak. Dit is de transversale magnetisatie. De flip angle (FA) is de rotatie van de netto magnetisatie factor van longitudinale naar transversale richting door een RF puls, zoals in figuur 4 weergegeven is. Over het algemeen worden hoeken tussen 70 en 120 graden gebruikt.



Figuur 4: Werking van MRI: Flip angle (FA)²⁷

Figuur 5: Werking van MRI: T1-en T2-relaxatie²⁸

90

Uiteindelijk zullen de protonen teruggaan naar hun lagere energietoestand, de term hiervoor heet relaxatie. Relaxatie is onder te verdelen in T1- en T2-relaxatie. In figuur 5 is de werking van T1 -en T2-relaxatie schematisch weergegeven. De T1-relaxatietijd is gedefinieerd als de tijd die nodig is om 63% van de protonen weer terug te brengen in hun oorspronkelijke longitudinale magnetisatie (in Z-as). Op een T1-gewogen afbeelding heeft vet een hogere intensiteit, omdat deze een kortere relaxatietijd heeft dan water.

T2-relaxatie vindt plaats in het transversale vlak en is sneller dan T1-relaxatie. Na afloop van een RF-puls vindt defasering plaats. Dit betekent dat de protonen die eerst in-fase draaiden, uiteindelijk steeds meer uit fase gaan draaien als gevolg van een niet volledig homogeen magnetisch veld. Defasering is niet gewenst aangezien de protonen juist in-fase het meeste signaal afgeven, zodat de spoelen het signaal kunnen ontvangen. Daarom zal bij veel defasering de signaalintensiteit lager zijn. De T2-relaxatietijd is gedefinieerd als de tijd die nodig is om tot 37% van de originele waarde te defaseren. Vet defaseert sneller dan water en heeft een kortere T2-relaxatietijd, met als resultaat dat water een hogere intensiteit heeft dan vet op een T2-gewogen afbeelding.

De echotijd (TE) is de tijd tussen de RF-puls en de echo waarop de data verkregen wordt. Deze ligt in de praktijk tussen 5 en 250 ms. De repetitietijd (TR) is de tijd tussen de RF-pulsen. Bij veelgebruikte sequenties ligt de TR tussen de 100 en 3000 ms. De TR moet lang genoeg zijn om voldoende magnetisatie voor de volgende repetitie beschikbaar te maken. Door de juiste parameters

te kiezen kan een afbeelding T1- of T2-gewogen zijn. Voor een T1-gewogen afbeelding wordt een korte TR en TE bepaald voor maximaal T1-contrast. Voor een T2-gewogen afbeelding wordt een lange TR en TE geselecteerd voor maximaal T2-contrast. Bloed en spieren hebben verschillende T1- en T2-relaxatietijden. Een goed beeld wordt verkregen op een specifiek tijdstip na de RF-puls om het contrast tussen de weefsels te maximaliseren op basis van hun verschillende relaxatietijden.²⁹

2.5.2 MRI sequenties

Er zijn verschillende sequenties die gebruikt kunnen worden om een MRI-afbeelding te maken. De meest gebruikte sequenties zijn de gradiënt echo (GE) en spin echo (SE) sequenties. De principes van GE en SE verschillen in veel opzichten. GE gebruikt een gradiënt polariteitsomkering, SE daarentegen laat spins refaseren door een 180 graden refaseringspuls. Daarnaast heeft GE een veel kortere acquisitietijd dan SE, maar het is gevoeliger voor artefacten dan SE.³⁰ SE heeft over het algemeen een betere beeldkwaliteit dan GE en de TR en TE zijn de belangrijkste factoren voor het beeldcontrast. Een GE wordt voornamelijk bepaald door de FA en TE.³¹ De Balanced Steady-State Free Precession (bSSFP) sequentie is een GE type sequentie. Door 'high-speed' acquisitie van ongeveer 1 frame per seconde in dezelfde slice kunnen dynamische opnamen worden gemaakt. In dit onderzoek wordt de bSSFP sequentie de 2D HYCE S sequentie genoemd. De 3D HYCE sequentie is een 3D GE type sequentie, waarbij het contrast voornamelijk bepaald wordt door de FA. Het verschil tussen 2D en 3D MRI sequenties is dat de data bij een 3D MRI isotropisch ingesteld kan worden en daarmee 3D gereconstrueerd. Daarnaast wordt het signaal uit een volume gehaald en niet uit 'single layers'.³²

2.5.3 Resolutie

De spatiële resolutie is het vermogen om twee punten van elkaar te onderscheiden, oftewel de kleinste afstand tussen twee punten. Bij MRI varieert spatiële resolutie per sequentie. Zo is de spatiële resolutie bij de 3D HYCE sequentie 0,59 mm en bij de 2D HYCE S sequentie is deze 1,48 mm. Bij DSA is de spatiële resolutie 0,32 mm.^{33;34} De temporele resolutie is een maat van nauwkeurigheid in de tijd. Deze hangt af van de acquisitietijd, waarbij een korte acquisitietijd een hoge temporele resolutie geeft. De acquisitietijd van een MRI afbeelding kan variëren van 1 seconde tot 45 minuten, afhankelijk van het type sequentie en de ingestelde parameters.^{35;36} Dat is vrij lang in vergelijking met DSA, waarbij de acquisitietijd rond 0,03 s ligt.³⁷

2.5.4 SNR en CNR

De signal-to-noise-ratio (SNR) is de intensiteit van het signaal in verhouding tot de achtergrondruis. De achtergrondruis wordt veroorzaakt door de patiënt en de achtergrondruis in het elektrische systeem zelf. De formule voor het bepalen van de SNR is als volgt:

$$SNR = rac{P_{signal}}{P_{noise}}$$

De contrast-to-noise ratio (CNR) is een maat voor de beeldkwaliteit op basis van een contrast in plaats van het onbewerkte signaal.³⁸ Dit is de verhouding van het verschil van de signaalintensiteiten van twee van belang zijnde gebieden ten opzichte van de achtergrondruis. De CNR-waarde wordt gebruikt om de degradatie van het contrast te evalueren en is een schatting van ruis in het beeld. Om de CNR als een kwantitatieve en kwalitatieve maat voor beeldruis te gebruiken wordt de volgende formule gebruikt:

$$CNR = \frac{Contrast}{Noise} = \frac{\mu 1 - \mu 2}{\mu 3}$$

Hierbij is $\mu 1$ is de signaalintensiteit van regio a en $\mu 2$ is de signaalintensiteit van regio b. $\mu 3$ is de gemiddelde signaalintensiteit van de achtergrondruis.³⁹

De spatiële resolutie hangt af van de plakdikte die de voxelgrootte bepaalt. Bij een hoge plakdikte neemt de spatiële resolutie af en de SNR zal toenemen als gevolg van meer signaal per voxel. Er moet daarom een juiste balans worden gevonden tussen de SNR en de spatiële resolutie. Een hoge SNR wordt verkregen door meer excitatiepulsen, wat de acquisitietijd verlengt. De SNR is proportioneel met factor 4 met de acquisitietijd. Om de spatiële resolutie te verhogen kan de acquisitietijd

verlengd worden, met als gevolg dat de temporele resolutie verlaagd wordt. Er is daarom sprake van een trade-off tussen de spatiële en temporele resolutie.^{40;41}

2.5.5 Artefacten

Er zijn veel verschillende soorten artefacten bij MRI. Sommige artefacten beïnvloeden de kwaliteit van het MRI-onderzoek, terwijl andere de diagnostische kwaliteit niet beïnvloeden, maar mogelijk worden verward met een pathologie. Hieronder zal een aantal van deze artefacten besproken worden.^{42;43}

2.5.4.1 Paramagnetisch artefact

Een paramagnetisch artefact wordt veroorzaakt door metaal. Metaal zorgt er namelijk voor dat de protonen niet reageren op de excitatiepuls en worden daarom niet worden afgebeeld. De materialen voor het instrumentarium dat gebruikt wordt bij dit onderzoek zijn zo gekozen dat de instrumenten zichtbaar zijn op de MR afbeeldingen zonder daarbij grote artefacten te veroorzaken. Instrumentarium dat gebruikt wordt voor navigatie bij alternatieve technieken zoals fluoroscopie kan niet gebruikt worden in een MRI, omdat daar juist wel grote artefacten bij kunnen ontstaan.

2.5.4.2 Bewegingsartefacten

Een bewegingsartefact ontstaat wanneer er beweging plaatsvindt waardoor misregistratie van de protonen veroorzaakt wordt. Bij het tijdsverschil tussen de excitatie en het meten van het signaal kunnen de protonen zich verplaatsen door een gradiëntveld. Dit kan bijvoorbeeld bij pulsatie waardoor er nog een faseverschil ontstaat. In een menselijk bloedvat is er continue flow aanwezig waardoor dit gecompenseerd moet worden met technieken als flowcompensatie.

2.5.4.3 Omvouwingsartefact

Een fase omvouwingsartefact wordt veroorzaakt doordat de fase van de protonen niet goed geregistreerd wordt. Dit gebeurt wanneer het Field of View (FOV) kleiner is dan het object dat gescand wordt. Er zijn manieren waarop artefact voorkomen kan worden, zoals de 'No-Wrap' functie.

2.5.4.4 Frequentieartefacten

Wanneer er sprake is van zenders, een lek in de kooi of apparaten die niet afgeschermd zijn in de scanruimte, kunnen zogenaamde frequentieartefacten ontstaan. Deze zijn te zien in de richting van de frequentiecodering. Het is daarom van belang om hier rekening mee te houden wanneer MR-interventies geïmplementeerd worden op de operatiekamer.

2.5.6 Hoog-veld MRI en laag-veld MRI

De veldsterkte van een MRI scanner bepaalt of er sprake is van een laag-veld MRI (LF-MRI) (<1T) of hoog-veld MRI (HF-MRI) (>3T). Een LF-MRI heeft over het algemeen een open configuratie, wat positief bijdraagt aan het comfort van de patiënt en bij interventieprocedures genoeg werkruimte geeft rondom de patiënt. Wat betreft de kosten is een LF-MRI voordeliger, zowel in aankoop- als onderhoudskosten. Voor een LF-MRI wordt namelijk een permanente magneet gebruikt. In een HF-MRI zitten supergeleidende magneten, waarvoor vloeibaar helium nodig is. Andere verschillen tussen HF-MRI en LF-MRI zijn dat HF-MRI een betere spatiële- en contrastresolutie geeft dan LF-MRI. Daarnaast is de plakdikte dunner bij de HF-MRI en is de SNR juist hoger dan bij LF-MRI.⁴⁴ Daar tegenover staat dat een LF-MRI afbeelding minder artefacten geeft dan een HF-MRI afbeelding. Uit onderzoek blijkt dat LF-MRI sensitiever kan zijn voor gehyperpolariseerde contrastmedia dan HF-MRI.⁴⁴

2.5.7 Interventies onder geleiding van MRI in andere vakgebieden

Op dit moment worden MR-interventies al uitgevoerd in de kliniek en zijn de ontwikkelingen op dit gebied in volle gang. De meeste MR-interventies die onderzocht zijn, worden uitgevoerd met een 0,5T-3T MRI scanner. De 0,5T MRI scanner bevat een dubbele donut magneet, waarbij het conventionele hoog-veld systeem verwijderd is. Hierbij kan de patiënt beter bereikt worden in vergelijking met een 3T MRI scanner met gesloten tunnel. De interventie MRI techniek verschilt van een diagnostische MRI, omdat hierbij sneller images gemaakt moeten worden. In het meest ideale geval

zal deze uitgevoerd worden met een realtime imaging setting zodat de beweging overeenkomt met het beeld.³⁰ Naast het onderscheid tussen de verschillende MRI technieken, wordt er onderscheid gemaakt tussen de verschillende klinische toepassingen hiervan. Deze zullen hierop volgend besproken worden.

2.5.7.1. MR-geleide biopsieën

Het uitvoeren van een biopsie onder MR-geleiding is de meest gebruikte MR-interventie techniek in de kliniek, aangezien de chirurgische biopsieën bij de meeste indicaties worden vervangen door de minder invasieve biopsie technieken. MRI zorgt voor unieke visualisatie van zowel de pathologie als anatomie. Er zijn een aantal klinische toepassingen waarbij gebruik gemaakt wordt van LF-MRI om de naald te positioneren. Allereerst worden botbiopsieën en cytologische puncties uitgevoerd onder geleiding van LF-MRI, dit is onderzocht en gemarkeerd als nauwkeurig en veilig. Onderzoekers vonden geleiding van LF-MRI bij botbiopsieën vergelijkbaar met CT-geleide biopsie of open biopsie.^{45;46} Daarnaast wordt periradiculaire zenuwwortel infiltratie therapie uitgevoerd onder geleiding van LF-MRI.⁴⁵ Als vervanging voor transrectale US geleiding, wordt LF-MRI gebruikt voor een prostaatbiopsie.⁴⁷ Biopsieën in de borst worden reeds uitgevoerd onder geleiding van HF-MRI waarbij een laesie kan worden gemarkeerd.³⁰ De borstbiopsie kan operatief worden uitgevoerd of, vaker, door een radioloog met een beeldgeleide naaldbiopsie.⁴⁸

2.5.7.2 MR-geleide vasculaire interventies

Het is mogelijk om vasculaire procedures uit te voeren en hartfuncties te controleren onder MRIgeleiding.³⁰ Verder is onderzoek gedaan naar het vervangen van de aortaklep bij varkens onder geleiding van realtime-MRI (3T). Hierbij was de temporele resolutie hoog genoeg om bewegingsartefacten te voorkomen. Daarnaast zijn de materialen voor de klep, toedienings-instrumentarium en de stent getest op MR-compatibiliteit, zodat er geen verstoringen van het veld plaatsvonden.^{49 50} Tot slot blijkt dat een realtime transfemorale hartkatheterisatie onder geleiding van MRI mogelijk is. Hierbij zijn ballonnen gevuld met gadolinium gebruikt, die opvallender waren dan de met lucht gevulde ballonnen.⁵¹

2.5.7.3 Intraoperatieve MRI

Intraoperatieve MRI wordt op dit moment steeds meer gebruikt in de kliniek bij intracraniële toepassingen, omdat het de anatomische veranderingen goed in kaart brengt. In het Academisch Ziekenhuis Maastricht staat een intraoperatief systeem dat wordt gebruikt tijdens intracraniële ingrepen. De 0,15T MRI scanner is te verplaatsen en er wordt gebruik gemaakt van een uitklapbare kooi om radiofrequente storing te voorkomen.^{52;53;54}

2.5.8 Verschillen tussen MR-compatibel en conventioneel instrumentarium

Momenteel wordt veel onderzoek gedaan naar materialen voor voerdraden en katheters die MRcompatibel zijn. De conventionele voerdraden en katheters maken gebruik van metalen kernen of vlechtwerk om een goed drukvermogen en een hoge torsie te realiseren. Dit bevat ferromagnetische onderdelen, waardoor radiofrequente opwarming kan plaatsvinden, wat het instrumentarium onbruikbaar maakt in combinatie met MRI.^{55;56} MR-compatibel instrumentarium is gebaseerd op polymeren in plaats van metaal. Zowel voor de voerdraden als de katheters heerst hetzelfde probleem wanneer ze op polymeren gebaseerd zijn: ze hebben een lage buigstijfheid en zijn niet ondersteunend genoeg. Nylon is een materiaal dat al gebruikt wordt bij de 'MR cardiac electrophysiology catheter'. Er zijn al groepen die onderzoek doen naar katheters die voor verschillende interventies gebruikt kunnen worden, zoals cardiale elektrofysiologie katheter, biopsie katheters en cryoablatie katheters. 55;57 Er is tot dusver nog geen MR zichtbare katheter ontwikkeld met een CE-markering die geschikt is voor MRgeleide endvasculaire procedures. Dit maakt de ontwikkeling van endovasculaire MRI interventies uitdagend. Gelijkerwijs wordt naar voerdraden onderzoek gedaan. Er is al wel een MRI-compatibele en zichtbare voerdraad met CE markering.⁵⁵ Om het instrumentarium in beeld te krijgen wordt er onderzoek gedaan naar voerdraden met een actieve marker. Hierbij wordt gebruik gemaakt van kleine metalen deeltjes. Deze deeltjes creëren een artefact, waardoor de voerdraad zichtbaar wordt op het beeld. Een risico van metalen deeltjes in een MRI is het opnemen van energie in deze deeltjes wat leidt tot verhitting. Dit effect is groter bij langere draden. Dotter/ballonkatheters kunnen naast markers, zichtbaar worden door het vullen met lucht of contrastvloeistof. 55;58;59;60

3 METHODE

De werkwijze bij dit onderzoek zal per deelvraag uiteengezet worden. De deelvragen die opgesteld zijn om de hoofdvraag van dit onderzoek te beantwoorden zijn als volgt:

- 1. In hoeverre is het mogelijk om vaten met een diameter van 5, 10, 15 en 20 mm zichtbaar te maken met LF-MRI wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE sequentie?
- 2. In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad zichtbaar te maken wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE sequentie?
- 3. In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad zichtbaar te maken wanneer gebruik gemaakt wordt van de 2D HYCE S sequentie?
- 4. In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad te volgen wanneer gebruik gemaakt wordt van de 2D HYCE S sequentie?
- 5. Wat is de invloed van een gesimuleerde stenose op de zichtbaarheid en het volgen van de voerdraad in een 10 mm vat wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE en 2D HYCE S sequentie?

Met de klinisch relevante vaten worden de vaten van 5 en 10 mm bedoeld. De beelden worden geanalyseerd middels een objectieve en subjectieve analyse met daarbij een statistische analyse.

3.1 Materialen

De beelden in dit experiment worden gemaakt met een 0,25 Tesla MRI scanner G-scan Brio van Esaote. Hierbij wordt een spoel gebruikt van 280 x 405 x 270 mm, die bedoeld is om afbeeldingen van de romp te maken. Er is een realistisch vaatfantoom (figuur 6) beschikbaar met een afmeting van 297 x 420 mm, gemaakt van plexiglas. Met deze dimensies geeft het model een gecomprimeerde weergave van de perifere vasculaire anatomie. De vaten zijn op schaal, maar hun relatieve locaties zijn veranderd. Het vaatfantoom bevat vertakkingen onder verschillende hoeken, die de verschillende geometrieën in de vaten nabootsen. Het is mogelijk om het model te openen, door de twee platen van elkaar af te schroeven. Daarnaast is het fantoom transparant, zodat de voerdraad van buitenaf te volgen is met het blote oog. Het fantoom bevat

een groot centraal vat dat de abdominale aorta simuleert. Dit grote vat vertakt in kleinere vaten. Een aantal van deze kleinere vaten representeert de grootste arteriën in de benen. Het vaatfantoom wordt in een mangaanchloride oplossing (0,00932 g/L) gelegd, deze simuleert de eigenschappen van bloed onder de MRI. Om te zorgen dat het vaatfantoom vrij is van luchtbellen voordat het in de MRI geplaatst wordt, kan met een spuit met daaraan een dunne slang de lucht weggezogen worden. Om een stenose te simuleren wordt gebruik gemaakt van kneedgum. Als voerdraad wordt er gebruik gemaakt van een MaRVis standard MR Guidewire 260 cm 0,035" Minimal Bending



Figuur 6: Realistisch vaatfantoom⁶¹



Figuur 7: Schematische weergave van de voerdraad⁶²

Radius 9 mm. Deze voerdraad bestaat uit drie dunne staven, welke geometrisch gerangschikt zijn (figuur 7). Daarnaast bevat de voerdraad passieve negatieve markeerdeeltjes. De markers zorgen voor een scherp en precies artefact, in zowel de longitudinale als loodrechte richting van het magneetveld. Door deze artefacten wordt de voerdraad zichtbaar op het MRI beeld.

De staven bevinden zich in de gehele lengte van de voerdraad, waardoor de voerdraad zichtbaar is als een continue lijn op het MRI beeld. Om het distale einde van de voerdraad goed in beeld te

krijgen is er nog een bolvormige tipmarker toegevoegd. Deze zorgt ervoor dat de kans groter is dat de tip in de gekozen MR-slice zichtbaar is. Bij het meten van de snelheid van de voerdraad wordt een goniometer gebruikt die naast het vat wordt geplaatst.^{32;61}

3.2 Opzet

Om de experimenten met het vaatfantoom klinisch relevant te maken, is het van belang om te kijken welke diameters van de buizen in het vaatfantoom overeenkomen met de arteriën van het femorodistale traject. In tabel 2 zijn de vergelijkingen gemaakt tussen de vaat- en fantoomdiameters. Vooral de diameters 5 en 10 mm uit het fantoom komen overeen met de perifere vaten en zijn daarom het meest klinisch relevant. Deze diameters worden daarom zo goed mogelijk in beeld gebracht en hierop worden de analyses uitgevoerd.

Arterie	Vaatdiameter mm	Fantoomdiameter mm
A. iliaca communis (ACI)	9 (vrouw), 10 (man)	10
A. iliaca externa	8	10
A. iliaca interna	7	5
A. femoralis communis (AFC)	8 (vrouw), 10 (man)	10
A. profunda femoris	6	5
A. femoralis superficialis proximaal	6 (vrouw), 7 (man)	5
A. femoralis superficialis distaan	6	5
A. poplitea proximaal	6 (vrouw), 7 (man)	5
A. poplitea distaal	4 (vrouw), 5 (man)	5
A. tibialis anterior	1	-
A. tibialis posterior	1	-
A. peronea	2	-

Tabel 2: Vaatdiameters van perifere arteriën en het fantoom^{61;63;64;65;66}

Voor de beelden die gemaakt worden met de MRI zijn verschillende sequenties gebruikt, deze zijn in tabel 3 weergegeven.⁶⁷ Voor dynamische beelden is slechts één sequentie beschikbaar bij de G-scan Brio MRI scanner van Esaote, namelijk de 2D HYCE S sequentie. Voor de eerste deelvraag, waarbij een overzichtsbeeld van de klinisch relevante vaten verkregen wordt, wordt de 3D HYCE sequentie gebruikt. Het verkregen beeld dient als een roadmap voor de dynamische 2D HYCE S beelden. Aangezien de dynamische beelden met een 'HYCE' sequentie gemaakt zijn, is er gekozen om de roadmap eveneens met een 'HYCE' sequentie te maken. Door de 3D HYCE map te combine-ren met de 2D HYCE S beelden, kan beter in beeld gebracht worden waar het instrumentarium zich bevindt. In de kliniek zal de 3D HYCE overzichtsafbeelding niet gemaakt hoeven worden, aangezien er vaak al een MRA/CTA aanwezig is van de patiënt.⁶⁸

MRI parameters	3D HYCE sequentie	2D HYCE S sequentie
TE (ms)	5	3.5
TR (ms)	10	7
FA (°)	60	60
FOV (mm)	300 x 300 x 76.63	380 x 380 x 5
Plaktdikte (mm)	0.5850	5
Aantal plakken	131	1
Rec. resolutie (mm)	0.59 x 0.59 x 0.58	1.48 x 1.48 x 5
Acq. resolutie (mm)	1.67 x 1.67 x 1.88	1.79 x 2.97
Scantijd (min)	5:52	0:01

Tabel 3: Overzicht MRI parameters

De gemaakte statische en dynamische beelden worden beoordeeld door verschillende interventieradiologen en vaatchirurgen uit het MST in Enschede aan de hand van een beoordelingsschaal. Deze beoordelaars zijn het meest representatief voor de personen die de beelden zullen gebruiken nadat de stap naar de kliniek is gemaakt.

3.3 Werkwijze

Om de hoofdvraag te kunnen beantwoorden zijn vijf deelvragen opgesteld. Per deelvraag zal beschreven worden welke werkwijze gehanteerd is om het experiment uit te voeren.

Deelvraag 1: In hoeverre is het mogelijk om vaten met een diameter van 5, 10, 15 en 20 mm zichtbaar te maken met LF-MRI wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE sequentie?

De eerste deelvraag is opgezet als opstap voor de volgende deelvragen. Er wordt gekeken of het mogelijk is om de vaten van het fantoom goed zichtbaar te maken. Hierbij wordt voornamelijk gekeken of het kleinste vat (met diameter 5 mm) nog goed in beeld gebracht kan worden. Het fantoom wordt in een waterdichte bak gelegd. Deze bak wordt gevuld met de mangaanchloride oplossing, zodanig dat de geselecteerde buizen volledig gevuld zijn. Wanneer de buizen gevuld zijn met de oplossing, wordt er een 3D HYCE scan gemaakt van het fantoom waarop de geselecteerde buizen in beeld worden gebracht zonder voerdraad. De vaten die beoordeeld worden bij deze deelvraag zijn weergegeven in figuur 8.



Deelvraag 2: In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad zichtbaar te maken wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE sequentie?

Figuur 8: Fantoom en de geselecteerde vaten en stenose in het 10 mm vat

In de tweede deelvraag wordt een voerdraad ingebracht in de buizen met diameter 5 en 10 mm om te onderzoeken wat het effect hiervan is op het verkregen beeld. De bak blijft op dezelfde positie in de MRI liggen als bij deelvraag 1. Vervolgens wordt er een voerdraad ingebracht in de gewenste buis. De scan wordt gemaakt met de 3D HYCE sequentie.

Deelvraag 3: In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad zichtbaar te maken wanneer gebruik gemaakt wordt van de 2D HYCE S sequentie?

Nadat er een 3D HYCE scan gemaakt van de voerdraad in het vat, wordt er een scan gemaakt met de 2D HYCE S sequentie. Aangezien de 3D HYCE sequentie een relatief lange acquisitietijd heeft, wordt bestudeerd of met de 2D HYCE sequentie de voerdraad in de klinisch relevante vaten eveneens goed zichtbaar gemaakt kan worden.

Deelvraag 4: In hoeverre is het mogelijk om in de klinisch relevante vaten de voerdraad te volgen wanneer gebruik gemaakt wordt van de 2D HYCE S sequentie?

Wanneer er statische beelden van de voerdraad in de klinisch relevante vaten verkregen zijn met behulp van de 3D HYCE en 2D HYCE S sequenties, worden er dynamische beelden gemaakt. Dit wordt wederom uitgevoerd met de 2D HYCE S sequentie. Bovendien komt deze snelheid tevens voor in de kliniek.^{22;47} Terwijl de scan gemaakt wordt, wordt de voerdraad met een snelheid van 1 cm/s teruggetrokken uit het vat. Er is een snelheid van 1 cm/s gekozen, omdat met deze snelheid de verplaatsing goed in beeld gebracht kan worden, aangezien het aantal fps tussen 1,63 en 1,69 ligt.

Deelvraag 5: Wat is de invloed van een gesimuleerde stenose op de zichtbaarheid en het volgen van de voerdraad in een 10 mm vat wanneer gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE en 2D HYCE S sequentie?

Tot slot wordt onderzocht wat de invloed van een gesimuleerde stenose op de zichtbaarheid en het volgen van de voerdraad is. Er wordt een stenose in een vat met diameter 10 mm gesimuleerd, welke eveneens in figuur 8 te zien is. Er worden wederom statische (3D HYCE en 2D HYCE S) en dynamische (2D HYCE S) scans gemaakt. De gesimuleerde stenose zal de helft van de diameter van het 10 mm vat vullen. Verwacht wordt het beeld met voerdraad en stenose in het 10 mm vat vergelijkbaar zal zijn met het beeld van de voerdraad in het 5 mm vat.

3.4 Analyse methode

Voor het analyseren van de beelden zullen zowel een objectieve als subjectieve analyse toegepast worden, waarna deze vergeleken kunnen worden. Bij de objectieve analyse zal de CNR bepaald worden met behulp van Matlab en de subjectieve analyse heeft betrekking op de beoordelingen van vijf specialisten.

3.4.1 Objectief

De beelden zullen objectief beoordeeld worden in Matlab. De statische beelden behorend bij deelvraag 2, 3 en 5 worden beoordeeld aan de hand van de CNR. De CNR wordt bepaald door 3 gebieden te selecteren, namelijk het gebied van de voerdraad, de vloeistof in het vat en de omgeving. Van deze drie gebieden wordt de gemiddelde pixelwaarde bepaald en deze worden ingevuld in vergelijking 1. In dit onderzoek is μ 1 de gemiddelde pixelwaarde van de voerdraad, μ 2 de gemiddelde pixelwaarde van de vloeistof in het vat en μ 3 de gemiddelde pixelwaarde van het gebied rondom het vat (het zwarte gebied). Door de pixelwaardes van het gebied rondom het vat te selecteren wordt de achtergrondruis meegenomen in de ratio. De gebieden zijn geselecteerd met de functie *impoly*, waarna met de functie *CreateMask* van dit gebied een 'masker' gemaakt wordt, waaruit de gemiddelde pixelwaarde bepaald zal worden.

In figuur 9 is te zien hoe de drie gebieden geselecteerd zijn. Bij de beelden waarin een stenose aanwezig is, zal de stenose beschouwd worden als vaatwand. Voor het selecteren van de vloeistof in het vat, worden de punten daarom langs de binnenkant van de stenose geselecteerd.

Om het selecteren van de gebieden zo nauwkeurig en betrouwbaar mogelijk uit te voeren, is er een richtlijn geschreven voor het selecteren van de gebieden, welke te vinden is in appendix B. Deze objectieve beoordeling is uitgevoerd alvorens de resultaten van de subjectieve analyse bekend waren. Op deze manier wordt voorkomen dat de beoordelingen van de specialisten invloed zouden hebben op de objectieve beoordeling. Dit is van belang omdat de gebieden handmatig geselecteerd worden door de studenten. De studenten beoordelen elk beeld vier keer per persoon, waarna er uit 16 scores een gemiddelde CNR waarde bepaald is voor het beeld.

Voor de dynamische beelden behorend bij deelvraag 4 en 5 is er een andere objectieve methode toegepast. Er is een script opgesteld waarbij de veranderingen in de verschillende frames ten opzichte van de voorgaande frame laat oplichten. Op deze manier wordt de beweging van de voerdraad geregistreerd. Het aantal opgelichte frames ten opzichte van het totaal aantal frames wordt genoteerd. Er zal bestudeerd worden in hoeverre een minder hoge score door de specialisten voor het volgen



Figuur 9: Het selecteren van de voerdraad, het vat en de omgeving voor de CNR bepaling

van de voerdraadbeweging overeenkomt met een lagere ratio van frames dat oplicht.

De scripts die gebruikt zijn voor de objectieve analyse van de statische en dynamische beelden, zijn toegevoegd in appendices C en D.

3.4.2 Subjectief

Bij de subjectieve beoordelingsmethode zullen de MRI-beelden gepresenteerd worden aan vijf vaatchirurgen en interventieradiologen uit het MST die dagelijks werken met de beeldvorming van endovasculaire interventies. De gemaakte scans kunnen zij beoordelen aan de hand van een schaal. Hierbij krijgen zij een definiëring van de schaal en de toekenning van de punten. Er wordt beoordeeld op drie verschillende onderdelen. Allereerst wordt de zichtbaarheid van de vaten beoordeeld, vervolgens de zichtbaarheid van het instrumentarium en tot slot het volgen van het instrumentarium in het vat. De beoordelingsmatrices zijn te vinden in appendix E met bijbehorende definiëring van de punten.

De vaatchirurgen en interventieradiologen krijgen een korte uitleg over het onderzoek en hun deelname. Dit wordt gedaan met behulp van een Powerpoint presentatie met informatie, welke gelijk is bij elke specialist. Deze presentatie wordt telkens gepresenteerd door dezelfde persoon, zodat de verwachtingen van de specialisten zoveel mogelijk op één lijn liggen. Op deze manier wordt er getracht om het verwachtingspatroon bij de specialisten gelijk te hebben. Na de uitleg zullen de specialisten de beelden beoordelen en hun scores invullen in een online formulier, waarbij er ruimte is voor opmerkingen. De afbeeldingen die getoond worden aan de specialisten zijn te vinden in appendix F.

Bij het opstellen van de vragen is er gekozen om de beelden aan te bieden in een gerandomiseerde volgorde om bias te voorkomen. Hierbij zijn de afbeeldingen die gemaakt zijn met dezelfde sequentie bij elkaar gehouden. Het is van dat de beelden met dezelfde sequentie bij elkaar worden gehouden, omdat de afbeeldingen van de statische 3D HYCE een betere kwaliteit hebben dan de frames van de dynamische beelden. Als een beoordelaar de afbeeldingen met de hoogste kwaliteit als eerste te zien krijgt, kan dit ervoor zorgen dat vervolgens de afbeeldingen met de lagere kwaliteit vergeleken worden en daardoor slechter beoordeeld worden. Daarom werden eerst de 2D HYCE afbeeldingen getoond in het formulier, welke onderling gerandomiseerd waren. Vervolgens werden de 3D HYCE beelden getoond, welke wederom onderling gerandomiseerd waren.

De scores van de gesloten vragen worden geanalyseerd met behulp van een interobserver overeenkomst. Deze overeenkomst geeft aan in hoeverre verschillende beoordelaars tot dezelfde beoordeling komen bij het observeren van de beelden. Om meerdere beoordelaars of beoordelingen te kunnen analyseren wordt er een Fleiss' Kappa gebruikt. Hierbij wordt de mate van overeenkomst in classificatie ten opzichte van hetgeen dat bij toeval verwacht zou worden berekend. De Fleiss' Kappa wordt berekend met onderstaande vergelijking:

$$k = \frac{\overline{P} - \overline{P}_e}{1 - \overline{P}_e}$$

Verdere uitwerking van deze vergelijking is te vinden in appendix G. In tabel 4 is te zien hoe de berekende Fleiss Kappa geïnterpreteerd kan worden.

Fleiss' Kappa score	Interpretatie
<0	Slechte overeenkomst
0,01 - 0,20	Geringe overeenkomst
0,21 - 0,40	Matige overeenkomst
0,41 - 0,60	Redelijke overeenkomst
0,61 - 0,80	Voldoende tot goede overeenkomst
0,81 - 1,00	Bijna perfecte overeenkomst

Tabel 4: Interpretatietabel Fleiss' Kappa score⁶⁹

Aan het einde van het formulier wordt een aantal open vragen gesteld met als doel het in kaart brengen van welke aspecten het meest van belang zijn voor de specialist, wanneer DSA vervangen zou worden door MRI. De zeven gestelde vragen zijn:

- 1. Ondervindt u beperkingen bij de huidige beeldvormende techniek (DSA)? Zo ja, welke?
- 2. Bij welke snelheden van de voerdraad is het van belang dat de bewegingen goed te volgen zijn? Maak een schatting in cm/s
- 3. In hoeverre vindt u het belangrijk dat de voerdraad te onderscheiden is van de vaatwand in een 5 mm vat?
- 4. In hoeverre is het zien van de gehele katheter een toevoeging op het zien van alleen de kathetertip?
- 5. Wat zijn voor u essentiële aspecten die nodig zijn voordat MRinterventies een vervanging kunnen zijn voor DSA?
- 6. Hieronder zijn twee MRI-afbeeldingen weergegeven die beiden op een andere manier verkregen zijn. Welke afbeelding krijgt uw voorkeur?
- 7. Afbeelding 1 duurt langer om gemaakt te worden dan afbeelding 2. Hoe veel tijd zou het voor u meer mogen kosten om afbeelding 1 te verkrijgen tijdens een operatie dan afbeelding 2?

Afbeelding 1 en 2 zijn respectievelijk figuur 31 en 34 in appendix F. De antwoorden van de specialisten op de open vragen zullen gecategoriseerd worden. Per categorie wordt in een cirkeldiagram aangegeven hoe vaak de specialisten een antwoord hebben gegeven dat in die categorie valt.

4 RESULTATEN

Allereerst zullen de resultaten van de gesloten vragen van de subjectieve beoordeling getoond worden samen met de resultaten van de objectieve beoordeling. Na de resultaten van de gesloten vragen en de objectieve beoordeling zal er een Fleiss' kappa bepaald worden, waarna de resultaten van de open vragen weergegeven worden. De resultaten van de gesloten vragen zijn in tabel 6 in appendix H per beoordelaar weergegeven. In tabel 7 in appendix H zijn de resultaten van de gesloten vragen samen met de resultaten van de objectieve beoordelingen weergegeven.

4.1 Deelvraag 1 t/m 5

Bij de eerste deelvraag gaven de specialisten voor de vaten met diameters 5, 10, 15 en 20 mm allemaal een score 5: uitmuntend. Voor de tweede en derde deelvraag zijn In figuur 10 per vat en MRI-sequentie de gemiddelde beoordeling van de specialisten en de CNR weergegeven, met daarbij de standaarddeviatie.



Figuur 10: Scores van specialisten en objectieve beoordeling statische scans

Voor de vierde deelvraag is in figuur 11 is per vat en MRI-sequentie de gemiddelde beoordeling van de specialisten met daarbij de standaarddeviatie en de ratio weergegeven. Daarnaast is de ratio van het aantal opgelichte beelden waarin beweging gedetecteerd is weergegeven.



Figuur 11: Scores van specialisten en objectieve beoordeling dynamische scans

Voor de vijfde deelvraag is in figuur 12 van de statische scans per vat en sequentie de gemiddelde beoordeling van de specialisten en de CNR weergegeven. In figuur 13 is van de dynamische scans per vat de gemiddelde beoordeling van de specialisten en de ratio weergegeven. In beide figuren wordt het 10 mm vat met stenose vergeleken met het 5 mm vat.



Figuur 12: Scores van specialisten en CNR bij een statische scan met stenose in een 10 mm vat vergeleken met een 5 mm vat zonder stenose



Figuur 13: Scores van specialisten en CNR bij een dynamische scan met stenose in een 10 mm vat vergeleken met een 5 mm vat zonder stenose

4.2 Statische analyse

Ter validatie van de resulaten is er een statistische analyse uitgevoerd. Hierbij is Fleiss' Kappa methode gebruikt als interobserver overeenkomst. De uitkomsten zijn weergeven in de onderstaande tabel en bijbehorende tekst.



Tabel 5: Overeenkomst scores subjectieve beoordeling

De Fleiss' Kappa van de vijf beoordelaars is berekend en komt neer op 0,221. Aan de hand van tabel 4 kan dit als een matige overeenkomst benoemd worden. Naast deze uitkomst is de onderlinge overeenkomst te bestuderen in tabel 5. Hierbij is een kleurenvariatie gebruikt waarbij een donkere kleur veel overeenkomst per scan betekent en een lichte kleur weinig overeenkomst. Scan 10 werd bijvoorbeeld door alle beoordelaars met score 5 beoordeeld en waardoor er 100% overeenkomst was. Daar tegenover staat dat bij scan 4 en 9 de meningen meer verdeeld zijn. Dit is te zien aan het feit dat maximaal 2 beoordelaars hetzelfde cijfer gegeven hebben bij een van de vijf scores. Evenzeer is het opvallend dat bij scan 4, 80% van de beoordelaars een score van 4 gegeven heeft, en 1 beoordelaar een score 1. Dit ligt ver uit elkaar en zorgt indirect voor een verkleining van de overeenkomst tussen de beoordelaars.

4.3 Open vragen

In onderstaande cirkeldiagrammen zijn de resultaten van de open vragen die aan de specialisten zijn voorgelegd weergeven.



Figuur 14: Beperkingen DSA volgens de specialisten





Figuur 18: Essentiële aspecten voor vervanging van DSA door MR-interventies





Figuur 20: Extra tijd voor een 3D HYCE afbeelding in plaats van een 2D HYCE S afbeelding

5 DISCUSSIE

De discussie bestaat uit vier onderdelen. Allereerst worden de verkregen resultaten besproken, vervolgens wordt er een vergelijking met de literatuur gemaakt, waarna de limitaties van het onderzoek worden besproken en tot slot de aanbevelingen voor vervolgonderzoeken.

5.1 Bespreking resultaten

Uit de resultaten van de statische scans blijkt dat het mogelijk is om vaten met een diameter van 5, 10, 15 en 20 mm goed zichtbaar te maken wanneer er gebruik gemaakt wordt van de 3D HYCE sequentie. Wanneer er gebruik wordt gemaakt van een 2D HYCE S sequentie, dalen de scores van zowel de subjectieve beoordeling van de specialisten als van de CNR. Wat opvalt, is dat bij de scans van de 5 mm vaten de gemiddelde score van de specialisten lager is dan bij de 10 mm scans. Uit de open vragen bleek dat de lage score van 2D HYCE 5 mm vat voornamelijk voortkwam uit het feit dat op het beeld de voerdraad en de vaatwand niet te onderscheiden zijn. De specialisten gaven aan dat ze goed geïnformeerd willen zijn over het resterende lumen en of de voerdraad zich intraluminaal of subintimaal bevindt. Zoals eerder besproken is de spatiële resolutie bij LF-MRI beperkt. De magneten zijn minder sterk en de signaal-ruisverhouding van het MRI-echo signaal is lager dan bij een HF-MRI. Dit geeft een verklaring voor de lagere scores bij de 2D HYCE 5 mm scan. Om dit te verbeteren zal er meer onderzoek gedaan moeten worden naar de juiste sequentie en goed de afweging gemaakt moeten worden hoe men een eventuele roadmap wil gebruiken.

Bij de 2D HYCE S scans is te zien dat, ondanks een daling in de beoordeling van de specialisten, de CNR bij het 5 mm vat hoger is dan bij het 10 mm vat. Dit komt doordat bij het (handmatig) geselecteerde gebied van de vloeistof in het vat, enkel de vloeistof aan één kant van de voerdraad geselecteerd is. Het was niet mogelijk om aan beide kanten van de voerdraad de vloeistof in het vat te selecteren, aangezien de voerdraad en de vaatwand lijken te versmelten met elkaar. De CNR valt hoog uit omdat het contrast tussen de vloeistof aan één kant van het vat hoog is ten opzichte van de voerdraad, maar subjectief is het beeld slecht beoordeeld vanwege het slechte onderscheid tussen voerdraad en vaatwand. Wat verder naar voren komt, is dat de standaarddeviaties bij de scores van de specialisten veel groter is dan bij de CNR. Hier is een logische verklaring voor, namelijk dat bij de scores van de specialisten discreet zijn en de CNR waardes continu.

Bij de resultaten van de dynamische scans is wederom te zien dat de specialisten de voerdraad beter kunnen volgen in het 10 mm vat vergeleken met het 5 mm vat. Evengoed is met de objectieve beoordeling te zien dat de voerdraad beter te volgen is in het 10 mm vat. Het is opvallend dat met de objectieve beoordeling het verschil veel groter is dan met de subjectieve beoordeling. Dit komt doordat wanneer de voerdraad en de vaatwand in elkaar overliepen, de beweging van de voerdraad niet meer werd geregistreerd. De specialisten zagen nog wel een beweging van de voerdraadtip, waardoor hun scores hoger zijn.

Bij de resultaten van de scans met gesimuleerde stenose is in de statische beelden te zien dat de specialisten bij de 2D HYCE S sequentie het beeld van het 10 mm vat met stenose verkozen boven het 5 mm vat. Zoals eerder genoemd versmelten voerdraad en vaatwand met elkaar in het 5 mm vat, waardoor dit beeld de slechtste beoordeling heeft. De CNR is gelijk tussen het 5 en 10 mm vat. Verwacht werd dat bij een daling in de beoordeling gegeven door specialisten de CNR ook zou dalen. Echter viel de CNR bij het 5 mm vat hoog uit, waar eveneens eerder een verklaring voor gegeven is, namelijk dat de vloeistof in het vat maar aan één kant van het vat zichtbaar was wegens de versmelting. Bij de 3D HYCE sequentie is te zien dat de specialisten een voorkeur hebben voor het 5 mm vat boven het 10 mm vat met stenose. De CNR ondersteunt deze voorkeur van de specialisten. De vervaging van de voerdraad langs de stenose kan komen doordat de voerdraad net boven of onder de geselecteerde slice zit. De vervaging van de voerdraad kan evengoed een verklaring zijn voor het feit dat bij het vat met stenose de specialisten de 2D HYCE S scan prefereren boven de 3D HYCE scan.

In de dynamische beelden met gesimuleerde stenose is te zien dat volgens de objectieve beoordeling de voerdraad beter te volgen is in het 10 mm vat met stenose dan in het 5 mm vat. Het is daarom opmerkelijk dat de resultaten van de specialisten dit niet ondersteunen. Een mogelijke verklaring zou kunnen zijn dat de beweging in het 5 mm vat niet meer gedetecteerd werd vanwege de versmelting van de voerdraad met de vaatwand, terwijl de specialisten dit wel zien. Naast dat de objectieve en subjectieve beoordeling niet overeenkomen, is de voorkeur voor het 5 mm vat ook tegenstrijdig met de statische 2D HYCE S beelden uit figuur 12. Op basis van die beelden werd namelijk verwacht dat de voerdraad in het 10 mm vat met stenose beter te volgen zou zijn.

Uit de open vragen bleek dat vooral bij lage snelheden waar kleine manipulaties gemaakt worden, een nauwkeurige realtime beeldvorming van belang is. Daarnaast is volgens de specialisten LF-MRI een vervanging voor DSA wanneer LF-MRI zowel een goede spatiële als temporele resolutie heeft, LF-MRI minstens even goed of beter is dan DSA en alle materialen MR-compatibel zijn. Verder bleek dat de specialisten de statische 3D HYCE kwalitatief de beste afbeelding vonden. Aangezien dit deze afbeelding langer duurt dan de 2D HYCE werd er voorgelegd hoeveel tijd deze sequentie mag kosten. Uit hun klinische ervaring bleek dat het maximaal een paar seconden tot drie minuten mag duren, waarbij de meningen verdeeld waren. Naast de zichtbaarheid van de voerdraadtip bleek dat de specialisten het belangrijk vinden dat de gehele katheter in beeld is. Als belangrijkste reden werd gegeven dat ze het verloop en eventuele opkrulling van de voerdraad moeten kunnen zien.

5.2 Vergelijking met andere literatuur

In dit onderzoek is er een vergelijking gemaakt tussen objectieve beoordelingen en beoordelingen door de specialisten, wat het onderzoek onderscheid van andere onderzoeken. Daarnaast werd gekeken naar de invloed van de aanwezigheid van een gesimuleerde stenose op de zichtbaarheid en het volgen. Hiermee wordt een vernieuwend en klinisch aspect aangegrepen bij de pathologie van de vaten.

Al eerder liet Zhang (2004) zien dat het uitvoeren van een hartkatheterisatie bij varkens mogelijk is onder realtime geleiding van een 3T MRI scanner.²¹ Daarnaast werd bij Zhang's onderzoek duidelijk dat het belangrijkste obstakel voor MRI-katheterisatie de MR-compatibele materialen zijn. In ons onderzoek is echter aangetoond dat de gebruikte voerdraad goed zichtbaar was.

Clogenson (2014) heeft onderzoek gedaan naar het ontwikkelen en de beweegbaarheid van MR-compatibel endovasculair instrumentarium op hetzelfde vaatfantoom die in dit onderzoek is gebruikt.⁶¹ In het onderzoek van Clogenson zijn de MR-compatibele katheters getest onder realtime geleiding van een 1,5T en 3T MRI-scanner. Het onderzoek naar de zichtbaarheid en het volgen onder geleiding van LF-MRI is een vervolgstap op het onderzoek van Clogenson.

Uit eerder onderzoek naar MR-geleiding tijdens hartkatheterisaties werd geconcludeerd dat de voerdraadtip lastig te volgen is onder realtime MR-geleiding doordat de tip zich niet altijd in de geselecteerde slice bevond. Dit was vooral het geval bij de grote vaten en de atria en ventrikels.²¹ Dit is ook terug te zien in onze resultaten bij het 10 mm vat met stenose, waarbij de voerdraad slechts vaag zichtbaar was. Bij grotere vaten dan 10 mm wordt dan ook verwacht dat de zichtbaarheid afneemt.

Verder komen de antwoorden op de open vragen overeen met resultaten uit eerder onderzoek, waaruit blijkt dat vooral de spatiële resolutie het uitvoeren van endovasculaire interventies onder geleiding van LF-MRI bemoeilijkt.^{21;30;70}

5.3 Limitaties onderzoek

Er kan in twijfel worden getrokken of de groep beoordelaars representatief is voor de specialisten in Nederland. De omvang van de specialisten geeft een beeld van de meningen van de specialisten in MST, maar wellicht is dit geen goede landelijke weergave. Daarnaast zijn vaatchirurgie en interventieradiologie twee aparte vakgebieden. Dit kan erin resulteren dat een interventieradioloog andere verwachtingen en eisen voor een bruikbare scan heeft dan een vaatchirurg. In dit onderzoek worden de interventieradiologen en vaatchirurgen als één gelijke groep beschouwd, maar deze aanname hoeft niet correct zijn. In de kliniek maakt men gebruik van andere schermen, met hogere beeld-kwaliteit en resolutie, dan de laptop die gebruikt is bij dit onderzoek. Als de bewerkingen en filmpjes direct vanuit de viewer op het scherm vertoond worden zou dit de beeldkwaliteit kunnen beïnvloeden.

Bij de beoordeling door de specialisten kan het voorkomen dat een beeld voor een bepaald beoordelingscriterium 3 punten toegekend zou krijgen, maar voor andere criteria een 2. Dit kan ertoe leiden dat twee beelden dezelfde score krijgen, terwijl de specialist wel duidelijke voorkeur heeft voor één van de twee. Daarnaast kan het opstellen van de beoordelingscriteria ertoe leiden dat er minder ruimte is voor de chirurg om er zelf een bepaald cijfer aan te hangen.

Bij de dynamische scans die in AVI vorm getoond zijn, zijn de pixels samengevloeid. Dit is in tegenstelling tot de daadwerkelijke scan, waarbij de pixels afzonderlijk begrensd zijn. Dit kan invloed hebben gehad op de kwaliteit van de scan en dan met name de mogelijkheid tot het onderscheiden

van de voerdraad en het vat.

Bij de beelden was eveneens te zien dat de intensiteit varieerde tussen de afzonderlijke statische en dynamische beelden. Dit komt doordat bij elke scan de LF-MRI opnieuw kalibreert en daarbij de kracht van RF-puls bepaald wordt. Het kan daarom zijn dat de scans bij een bepaalde vaatdiameter een hogere of lagere intensiteit heeft, wat mogelijk invloed heeft gehad op de beoordeling van de specialisten of de objectieve beoordeling.⁷¹

De wijze van het selecteren van beelden in dit onderzoek komt niet overeen met de wijze waarop de beelden worden bepaald in de kliniek. In de kliniek worden de frames afgespeeld en vervolgens wordt een beeld uitgekozen door de specialist. Dit kan ervoor zorgen dat het door de studenten gekozen beeld afwijkt van het beeld dat de specialist zou kiezen. Door meerdere beelden met dezelfde sequentie te maken en te tonen aan de specialisten had dit effect gereduceerd kunnen worden. Daarnaast zijn de gebruikte statische sequenties en parameters (tabel 3) door de studenten zelf gekozen. Het is mogelijk dat deze niet de optimale instellingen waren, wat de kwaliteit van de scans beïnvloed kan hebben.

Het kan zijn dat, door het handmatig bepalen, de snelheid tussen de verschillende dynamische opnames varieert. Er zal daarnaast beter onderzocht moeten worden wat een klinisch relevante snelheid van de voerdraad is. Uit het interview bleek dat cm/s een niet veelgebruikte eenheid is voor de snelheid en niet direct toepasbaar in de kliniek. Dit komt doordat deze snelheid erg varieert tijdens de operatie. In de arteriën met grote diameters kan volgens de specialisten de voerdraad sneller opgevoerd worden dan bij het naderen van een arterie met een kleine diameter. In dit onderzoek is een maximale fps van 1.69 behaald. In combinatie met krachtige multiprocessor-computers is real-time MR-geleiding op dit moment mogelijk tot 10 fps. Dit is vergelijkbaar met de temporele resolutie van DSA voor de meest klinische endovasculaire interventies (15-30 fps).⁷²

Tijdens het maken van de 3D HYCE scans was de benodigde acquisitietijd voor het verkrijgen van een beeld circa 6 minuten. Tijdens een operatie is er niet de tijd om 6 minuten op één afbeelding te wachten. Er zal daarom een afweging gemaakt moeten worden tussen een kortere acquisitietijd, maar een verminderde beeldkwaliteit. Wat een mogelijke oplossing zou zijn, is om pre-operatief een MRA roadmap scan te maken die een hoge kwaliteit heeft. Tijdens de operatie kan dit beeld gecombineerd worden met de 2D HYCE beelden die in een kortere tijd gemaakt kunnen worden, maar een verminderde beeldkwaliteit hebben.

Tevens zal er meer onderzoek gedaan moeten worden naar MR-compatibel instrumentarium en zal de huidige stand van de MRI techniek verbeterd moeten worden, waarbij voornamelijk acquisitietijd en resolutie een grote rol spelen.

In de praktijk zal er een spoel om het been geplaatst worden ter hoogte van de betreffende vaten. Deze spoel zal daarom anders zijn dan de spoel die gebruikt is bij de experimenten. De instellingen kunnen hierdoor niet direct overgenomen worden en met de invloed van de kleinere spoel zal rekening gehouden moeten worden, onder andere vanwege de field of view.

Om LF-MRI te implementeren in de kliniek voor endovasculaire interventies, zal de stap van fantoom naar persoon gemaakt moeten worden door de gebruikte instellingen en parameters te testen op gezonde proefpersonen. Naast dat de diameters niet volledig representatief zijn voor de vaten in het femoro-distale traject, is de vaatwand in het fantoom star en hard, terwijl in het menselijk lichaam de vaten flexibeler zijn. Bovendien komen de structuren rondom de vaten in het fantoom niet overeen met het menselijk lichaam.

5.4 Vervolgonderzoek

In eventueel vervolgonderzoek kan onderzocht worden of de locatie van de voerdraad daadwerkelijk overeenkomt met wat te zien is op het beeld. Soortgelijk kan onderzocht worden of de beweging die de chirurg uitvoert in het vat, overeenkomt met wat op het scherm zichtbaar is. Wanneer bekend is of de locatie en de bewegingen van de voerdraad daadwerkelijk overeenkomen met wat op het scherm zichtbaar is, kan de invloed van de flow bestudeerd worden. De flow in het fantoom heeft effect op het signaal geproduceerd door MR. Vanwege de verplaatsing raken protonen gedeeltelijk gesatureerd. De mate van saturatie hangt af van de snelheid van de flow. Bij een lage flow worden de nieuwe spins sterker gemagnetiseerd dan bij een lagere flow, wat resulteert in een hoger signaal dan bij hogere flowsnelheden. Wanneer er turbulentie aanwezig is, zoals bij een stenose, kan dit resulteren in een niet laminaire flow, wat daarbij weer effect heeft op signaalintensiteit en daarmee het gevormde beeld.⁷¹

Indien er een flow aanwezig is in het fantoom kan er door een specialist een ingaande beweging van de voerdraad gemaakt worden in combinatie met kwispelbewegingen van de voerdraadtip. De invloed van de flow op de bewegingen van de voerdraad en de beeldkwaliteit is nog onduidelijk. Daarnaast is het onbekend wat de beeldkwaliteit is bij een ingaande beweging van de voerdraad. Het is namelijk van belang dat dissecties of perforaties van de vaatwand voorkomen worden bij deze ingaande beweging. Tot slot kan bij vervolgonderzoeken eigenschappen katheter op het MRI-beeld onderzocht worden.

Om LF-MRI uiteindelijk te implementeren in de kliniek moeten ook de operatiekamers aangepast worden. Net als de huidige hybride OK moet de operatiekamer uitgerust worden met in dit geval de MRI apparatuur. De magneet zal verrijdbaar moeten zijn en moet opgeborgen kunnen worden in een speciale ruimte zodat het permanente magneetveld afgeschermd kan worden. De veldsterkte is gelimiteerd door de afmetingen die grotere magneten met zich meenemen. Hiervoor zal de LF-MRI geschikt zijn met als nadeel, zoals eerder besproken, de beperkte spatiële resolutie. Om tijdens de operatie het operatieterrein af te schermen kunnen twee manieren worden toegepast. Aan de ene kant kan de hele operatiekamer afgeschermd worden en aan de andere kant een kan deel van de OK afgeschermd worden met bijvoorbeeld een uitklapbare kooi van Faraday.^{73;74}

Take-home messages

- Wanneer bekend is of de locatie en de bewegingen van de voerdraad daadwerkelijk overeenkomen met wat op het scherm zichtbaar is, kan de invloed van de flow bestudeerd worden.
- Wanneer MR-interventies mogelijk zijn, is het van belang dat in de aanwezigheid van een flow bij een ingaande beweging de voerdraadtip goed te volgen is, om dissecties of perforaties van de vaatwand te voorkomen. Ook is in dit onderzoek enkel gebruik gemaakt van een voerdraad. In vervolgonderzoek kan gekeken worden naar de zichtbaarheid van een katheter.
- Voordat LF-MRI voor vasculaire interventies geïmplementeerd kan worden in de kliniek, zal de stap van fantoom naar persoon gemaakt moeten worden. Hiervoor moeten de gebruikte instellingen en methode eerst getest worden bij gezonde proefpersonen.
- Ook zullen de operatiekamers aangepast moeten worden. Net als de hybride OK moet de operatiekamer uitgerust worden met MRI-apparatuur.
- Er zal meer onderzoek gedaan moeten worden naar MR compatibel instrumentarium en de huidige stand van de MRI techniek zal verbeterd moeten worden, waarbij acquisitietijd en resolutie een grote rol spelen.

6 CONCLUSIE

Uit dit onderzoek is gebleken dat volgens specialisten een voerdraad voldoende tot goed zichtbaar is in een 5 mm vat (score 3,25) en goed zichtbaar in een 10 mm vat (score 4), wanneer gebruik wordt gemaakt van de 3D HYCE sequentie van LF-MRI. Middels de 2D HYCE S sequentie is een voerdraad in het 5 mm vat onvoldoende zichtbaar (score 2,25) en in het 10 mm vat voldoende (score 2,75). Het volgen van de voerdraad middels de 2D HYCE S sequentie is volgens de specialisten voldoende tot goed mogelijk (score 3,5) in een vat met een diameter van 10 mm. Het volgen van de voerdraad in een 5 mm vat wordt slechter beoordeeld (score 3,0), vanwege het versmelten van de voerdraad met de vaatwand. De objectieve beoordelingen ondersteunen de beoordelingen van de specialisten. Om in het 5 mm vat de mogelijkheden van LF-MRI te vergroten, zal er onderzoek gedaan kunnen worden naar de mogelijkheden van pré-operatieve MRA als roadmap tijdens de interventie. Vanwege tegenstrijdige resultaten kan er geen geldige conclusie getrokken worden over het effect op de zichtbaarheid en het volgen van de voerdraad wanneer er een stenose gesimuleerd wordt in het 10 mm vat.

Referenties

- H. E. J. H. Stoffers. Perifeer arterieel vaatlijden. *Tijdschrift voor Praktijk-ondersteuning*, 20(10):421–427, 2004.
- [2] Bartelink MEL, Elsman BHP, Oostindjer A, Stoffers HEJH, Wiersma Tj, and Geraets JJXR. NHG-Standaard Perifeer arterieel vaatlijden — NHG. NHG-Standaard Perifeer arterieel vaatlijden.
- [3] B. Ortega and R. Van der Meer. Vasculaire Interventie, 2016.
- [4] Standring Susan. *Gray's Anatomy*. Elsevier Health Science, 2015.
- [5] Keith L Moore and Arthur F Dalley. *Clinically Oriented Anatomy*. Lippincott Williams And Wilkins, seventh, n edition, 2013.
- [6] Walter F. Boron and Emile L. Boulpaep. *Medical physiology : a cellular and molecular approach*. Saunders Elsevier, 2012.
- [7] L.C. Junqueira and J Carneiro. *Functionele histologie*. Elsevier gezondheidszorg, Maarssen, 11e druk edition, 2007.
- [8] Judith C. Sluimer and Mat J.A.P. Daemen. Nieuwe inzichten in het ontstaan van atherosclerose — Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde.
- [9] NHG-Standaard Perifeer arterieel vaatlijden NHG.
- [10] Nederlands Vereniging Voor Radiologie and Nederlandse Vereniging Voor Heelkunde. Diagnostiek en behandeling van arterieel vaatlijden van de onderste extremitei. Technical report, 2005.
- [11] P. Kitslaar, Margaretha Lemson, C. Schreurs, and H. Bergs. *Klinische zorg rondom de vaatpatient*. Bohn Stafleu van Loghum, 2007.
- [12] Paul A. Armstrong and Dennis F. Bandyk. Duplex scanning for lower extremity arterial disease. In *Noninvasive Peripheral Arterial Diagnosis*, pages 47–55. Springer London, London, 2010.
- [13] Nederlandse Vereniging voor Radiologie. Richtlijn Voorzorgsmaatregelen bij jodiumhoudende contrastmiddelen. 2007.
- [14] J.H.J. Ruijs and F.M.J. Heystraten. Digitale subtractie-angiografie in de kliniek. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde*, 1988.
- [15] G. Laub, J. Gaa, and M. Drobnitzky. Magnetic Resonance Angiography Techniques.
- [16] John A Ambrose and Rajat S Barua. The pathophysiology of cigarette smoking and cardiovascular disease: An update. *Journal of the American College of Cardiology*, 43(10):1731–1737, 5 2004.
- [17] Tara L Haas, Pamela G Lloyd, Hsiao-Tung Yang, and Ronald L Terjung. Exercise training and peripheral arterial disease. *Comprehensive Physiology*, 2(4):2933–3017, 10 2012.
- [18] Linn Koraen, Monica Kuoppala, Stefan Acosta, and Carl-Magnus Wahlgren. Thrombolysis for lower extremity bypass graft occlusion. *Journal of Vascular Surgery*, 54(5):1339–1344, 11 2011.
- [19] Trombolyse Hartstichting.
- [20] John A. Kaufman and Michael J. Lee. Vascular and interventional radiology. 2004.
- [21] Yu-Jin Zhang. Image and graphics : 8th International Conference, ICIG 2015, Tianjin, China, August 13-16, 2015, Proceedings. Part II.
- [22] Mert Dumantepe. Retrograde Popliteal Access to Percutaneous Peripheral Intervention for Chronic Total Occlusion of Superficial Femoral Arteries. Vascular and Endovascular Surgery, 51(5):240–246, 7 2017.

- [23] Patient information factsheet Femoral endarterectomy.
- [24] Een bypassoperatie van de kransslagaders Voor, tijdens en na de operatie.
- [25] R.W. Sprengers, D.J. Lips, M. Bemelman, M.C. Verhaar, and F.L. Moll. Onderbeenamputatie wegens kritieke ischemie: morbiditeit, sterfte en mogelijkheden tot revalidatie. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde*, 2007.
- [26] Abi Berger. Magnetic resonance imaging. BMJ (Clinical research ed.), 324(7328):35, 1 2002.
- [27] Matt A. Bernstein, Kevin Franklin. King, and Xiaohong Joe. Zhou. *Handbook of MRI pulse sequences*. Academic Press, 2004.
- [28] A.D. Elster. Stimulated echo (STE), 2018.
- [29] Trisha L Roy, Thomas L Forbes, Andrew D Dueck, and Graham A Wright. MRI for peripheral artery disease: Introductory physics for vascular physicians. *Vascular Medicine*, 23(2):153–162, 4 2018.
- [30] R Blanco Sequeiros, R Ojala, J Kariniemi, J Perälä, J Niinimäki, H Reinikainen, and O Tervonen. MR-guided interventional procedures: a review. Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987), 46(6):576–86, 10 2005.
- [31] Evert Blink. MRI Principes. 2004.
- [32] G-scan Brio Image Quality and Sequence Manual, 2013.
- [33] Li Lu, Long Jiang Zhang, Colin S. Poon, Sheng Yong Wu, Chang Sheng Zhou, Song Luo, Mei Wang, and Guang Ming Lu. Digital Subtraction CT Angiography for Detection of Intracranial Aneurysms: Comparison with Three-dimensional Digital Subtraction Angiography. *Radiology*, 262(2):605–612, 2 2012.
- [34] S. Ali, T.A. Cashen, T.J. Carroll, E. McComb, M. Muzaffar, A. Shaibani, and M.T. Walker. Time-Resolved Spinal MR Angiography: Initial Clinical Experience in the Evaluation of Spinal Arteriovenous Shunts. *American Journal of Neuroradiology*, 28(9):1806–1810, 10 2007.
- [35] Nora D Volkow, Bruce Rosen, and Lars Farde. Imaging the living human brain: Magnetic resonance imaging and positron emission tomography. 94:2787–2788, 1997.
- [36] Mushabbar A. Syed and Raad H. Mohiaddin. Magnetic resonance imaging of congenital heart disease. Springer, 2012.
- [37] G. Figueiredo, H. Boll, M. Kramer, C. Groden, and M.A. Brockmann. In Vivo X-Ray Digital Subtraction and CT Angiography of the Murine Cerebrovasculature Using an Intra-Arterial Route of Contrast Injection. *American Journal of Neuroradiology*, 33(9):1702–1709, 10 2012.
- [38] F. Timischl. The contrast-to-noise ratio for image quality evaluation in scanning electron microscopy. Scanning, 37(1):54–62, 1 2015.
- [39] Marijke Welvaert and Yves Rosseel. On the Definition of Signal-To-Noise Ratio and Contrast-To-Noise Ratio for fMRI Data. PLoS ONE, 8(11):e77089, 11 2013.
- [40] J. (Jan) Bogaert. *Clinical cardiac MRI*. Springer, 2012.
- [41] Catherine. Westbrook, Carolyn Kaut. Roth, and John (Writer on magnetic resonance imaging) Talbot. *MRI in practice*. Wiley-Blackwell, 2011.
- [42] Alfred Stadler, Wolfgang Schima, Ahmed Ba-Ssalamah, Joachim Kettenbach, and Edith Eisenhuber. MAGNETIC RESONANCE. *Eur Radiol*, 17:1242–1255, 2007.
- [43] Katarzyna Krupa and Monika Bekiesińska-Figatowska. Artifacts in magnetic resonance imaging. *Polish journal of radiology*, 80:93–106, 2015.

- [44] Thomas Magee, Marc Shapiro, and David Williams. Comparison of High-Field-Strength Versus Low-Field-Strength MRI of the Shoulder. *American Journal of Roentgenology*, 181(5):1211– 1215, 11 2003.
- [45] Roberto Sequeiros, Risto O. Ojala, Rauli Klemola, Teuvo J. Vaara, Lasse Jyrkinen, and Osmo A. Tervonen. MRI-guided periradicular nerve root infiltration therapy in low-field (0.23-T) MRI system using optical instrument tracking. *European Radiology*, 12(6):1331–1337, 6 2002.
- [46] Yong-Lae Park, Santhi Elayaperumal, Bruce Daniel, Seok Chang Ryu, Mihye Shin, Joan Savall, Richard J. Black, Behzad Moslehi, and Mark R. Cutkosky. Real-Time Estimation of 3-D Needle Shape and Deflection for MRI-Guided Interventions. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12 2010.
- [47] Stephan Zangos, Katrin Eichler, Kerstin Engelmann, Mukhtiar Ahmed, Sebastian Dettmer, Christopher Herzog, Wasilios Pegios, A. Wetter, Thomas Lehnert, Martin G. Mack, and Thomas J. Vogl. MR-guided transgluteal biopsies with an open low-field system in patients with clinically suspected prostate cancer: technique and preliminary results. *European Radiology*, 15(1):174–182, 1 2005.
- [48] Magnetic Resonance (MRI)-Guided Breast Biopsy, 2017.
- [49] Elliot R. McVeigh, Michael A. Guttman, Robert J. Lederman, Ming Li, Ozgur Kocaturk, Timothy Hunt, Shawn Kozlov, and Keith A. Horvath. Real-time interactive MRI-guided cardiac surgery: Aortic valve replacement using a direct apical approach. *Magnetic Resonance in Medicine*, 56(5):958–964, 11 2006.
- [50] A. Tzifa, G. A. Krombach, N. Kramer, S. Kruger, A. Schutte, M. von Walter, T. Schaeffter, S. Qureshi, T. Krasemann, E. Rosenthal, C. A. Schwartz, G. Varma, A. Buhl, A. Kohlmeier, A. Bucker, R. W. Gunther, and R. Razavi. Magnetic Resonance-Guided Cardiac Interventions Using Magnetic Resonance-Compatible Devices: A Preclinical Study and First-in-Man Congenital Interventions. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 3(6):585–592, 12 2010.
- [51] Kanishka Ratnayaka, Anthony Z. Faranesh, Michael S. Hansen, Annette M. Stine, Majdi Halabi, Israel M. Barbash, William H. Schenke, Victor J. Wright, Laurie P. Grant, Peter Kellman, Ozgur Kocaturk, and Robert J. Lederman. Real-time MRI-guided right heart catheterization in adults using passive catheters. *European Heart Journal*, 34(5):380–389, 2 2013.
- [52] P.L. Kubben, H. Van Santbrink, G.H.J.J. Spincemaille, and W.P. Vandertop. Intraoperatieve MRI bij hersenchirurgie. *Nederlands Tijdschrift voor Geneeskunde*, 2007.
- [53] Christian Senft, Kea Franz, Christian T. Ulrich, Andrea Bink, Andrea Szelényi, Thomas Gasser, and Volker Seifert. Low field intraoperative MRI-guided surgery of gliomas: A single center experience. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 112(3):237–243, 4 2010.
- [54] Christian Senft, Andrea Bink, Kea Franz, Hartmut Vatter, Thomas Gasser, and Volker Seifert. Intraoperative MRI guidance and extent of resection in glioma surgery: a randomised, controlled trial. *The Lancet Oncology*, 12(11):997–1003, 10 2011.
- [55] Helene Cm Clogenson, John J Van Den Dobbelsteen, and Helene Clogenson. Catheters and Guidewires for Interventional MRI: Are We There Yet? 2016.
- [56] Burcu Basar, Toby Rogers, Kanishka Ratnayaka, Adrienne E Campbell-Washburn, Jonathan R Mazal, William H Schenke, Merdim Sonmez, Anthony Z Faranesh, Robert J Lederman, and Ozgur Kocaturk. Segmented nitinol guidewires with stiffness-matched connectors for cardiovascular magnetic resonance catheterization: preserved mechanical performance and freedom from heating. *Journal of cardiovascular magnetic resonance : official journal of the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance*, 17:105, 11 2015.
- [57] Stefan Baumann, Tobias Becher, Konstantinos Giannakopoulos, Claude Jabbour, Marlon Rutsch, Christian Fastner, Ibrahim El-Battrawy, Uzair Ansari, Dirk Lossnitzer, Michael Behnes, Angelika Alonso, Thomas Kirschning, Guido Michels, Daniel Stern, Ruediger Dissmann, Olaf

Kueck, Fabio Silvio Taccone, Carl Waldmann, Nicholas Bunker, Maurizio Postiglione, Martin Borggrefe, and Ibrahim Akin. Bedside implantation of a new temporary vena cava inferior filter - Safety and efficacy results of the European ANGEL-Registry. *Journal of Critical Care*, 44:39–44, 4 2018.

- [58] Christina E. Saikus and Robert J. Lederman. Interventional Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging. JACC: Cardiovascular Imaging, 2(11):1321–1331, 11 2009.
- [59] Edward G Walsh, Brigitta C Brott, Vicki Y Johnson, Ramakrishna Venugopalan, and Andreas Anayiotos. Assessment of passive cardiovascular implant devices for MRI compatibility. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 16(4):233–45, 2008.
- [60] Christopher J. Yeung, Parag Karmarkar, and Elliot R. McVeigh. Minimizing RF heating of conducting wires in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, 58(5):1028–1034, 11 2007.
- [61] Hélène Clogenson. MRI Compatible Endovascular Instruments: Improved Maneuverability During ... - Hélène Clegenson - Google Boeken. 2014.
- [62] MaRVis Interventional GmbH. MaRVis MR guidewires, 2018.
- [63] Yehuda G. Wolf, Zeev Kobzantsev, and Laszlo Zelmanovich. Size of normal and aneurysmal popliteal arteries: A duplex ultrasound study. *Journal of Vascular Surgery*, 43(3):488–492, 3 2006.
- [64] H Stiegler, R Brandl, and Korrespondenzadresse Hubert Stiegler. Periphere arterielle Verschlusskrankheit: Stellenwert der Sonografie. Ultraschall in Med, 30:334–363, 2009.
- [65] Christopher J. Salgado, Steven L. Moran, Samir Mardini, Fu-Chan Wei, Samir Mardini, and Fu-Chan Wei. Fibula flap. In *Flaps and Reconstructive Surgery*, pages 441–457. Elsevier, 2009.
- [66] Pieter Hupkens, Pèdrou B. Westland, Wendy Schijns, Marjolijn H.A. van Abeelen, Oliver Kloeters, and Dietmar J.O. Ulrich. Medial lower leg perforators: An anatomical study of their distribution and characteristics. *Microsurgery*, 37(4):319–326, 5 2017.
- [67] Cibely G. Sarto, Maria Cristina F. N. S. Hage, Luciana D. Guimarães, Robson F. Giglio, Andréa P. B. Borges, and Luiz C. Vulcano. The role of B-mode ultrasonography in the musculoskeletal anatomical evaluation of the cervical region of the dog spine. *Pesquisa Veterinária Brasileira*, 34(1):91–97, 1 2014.
- [68] Z Adamiak, A Pomianowski, Y Zhalniarovich, M Kwiatkowska, M Jaskólska, and A Bocheńska. A comparison of magnetic resonance imaging sequences in evaluating pathological changes in the canine spinal cord. *Polish journal of veterinary sciences*, 14(3):481–4, 2011.
- [69] J R Landis and G G Koch. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*, 33(1):159–74, 3 1977.
- [70] Albert C. Lardo. Real-Time Magnetic Resonance Imaging: Diagnostic and Interventional Applications. *Pediatric Cardiology*, 21(1):80–98, 1 2000.
- [71] L Axel. Blood flow effects in magnetic resonance imaging. *Magnetic resonance annual*, pages 237–44, 1986.
- [72] Fabio Settecase, Alastair J Martin, Prasheel Lillaney, Aaron Losey, and Steven W Hetts. Magnetic Resonance-Guided Passive Catheter Tracking for Endovascular Therapy. *Magnetic reso*nance imaging clinics of North America, 23(4):591–605, 11 2015.
- [73] M Hadani, R Spiegelman, Z Feldman, H Berkenstadt, and Z Ram. Novel, compact, intraoperative magnetic resonance imaging-guided system for conventional neurosurgical operating rooms. *Neurosurgery*, 48(4):799–807, 4 2001.
- [74] Marc Levivier, David Wikler, Oliver De Witte, Arlette Van de Steene, Danielle Balériaux, and Jacques Brotchi. PoleStar N-10 low-field compact intraoperative magnetic resonance imaging system with mobile radiofrequency shielding. *Neurosurgery*, 53(4):1001–6, 10 2003.

Appendices

A Stroomdiagrammen PAV



Figuur 21: Stroomdiagram bij claudicatio intermittens



Figuur 22: Stroomdiagram bij kritieke ischemie



Figuur 23: Stroomdiagram bij acute trombo-embolie of trombose

B Richtlijn voor het bepalen van de CNR met Matlab

1. De pixel value van de voerdraad bepalen

- Selecteer de gehele voerdraad die zichtbaar is op de afbeelding;
- Houd de donkere rand om de voerdraad aan als grens: witte omlijningen zijn onderdeel van het vat en dus niet van de voerdraad.

In figuur 1 en figuur 2 is het selecteren van de voerdraad geïllustreerd.





Figuur 1: Het selecteren van de voerdraad in het 10 mm vat.

Figuur 2: Het selecteren van de voerdraad in het 15 mm vat.

2. De pixel value van het vat bepalen

- Probeer het gehele gebied dat bij het vat hoort te selecteren, waarbij vertakkingen niet meegenomen worden;
- In figuur 3 en figuur 4 is weergegeven hoe een zo groot mogelijk gebied geselecteerd zou kunnen worden;
- Houd de buitenste witte lijn aan als grens tussen vat en omgeving en voerdraad.



Figuur 3: Het selecteren van het vat in het 5 mm vat.

3. De pixel value van de omgeving bepalen

- Probeer een zo groot mogelijk gebied te selecteren;
 Houd de buitenste zwarte lijn aan, dus vermijd de grijze overgangsgebieden;
- Let op dat de vaatwand niet geselecteerd wordt;
- In figuur 5 is weergegeven hoe het omgevingsgebied geselecteerd kan worden.



Figuur 4: Het selecteren van het vat in het 10 mm vat.



Figuur 5: Het selecteren van de omgeving in het 10 mm vat.

4. Stenose

Voor het selecteren van de voerdraad-, vat- en omgevingsgebieden gelden dezelfde aandachtspunten. De rand van de stenose geldt als vaatwand. De stenose behoort niet tot het omgevingsgebied, dit dient immers ter kalibratie.

C Matlabscript CNR

```
%% Pixelvalue voerdraad bepalen
I = dicomread('1.3.76.2.1.1.4.1.3.5313.577188498.0.dcm');
% Deel van de afbeelding selecteren van het 5mm gebied
Ideel = imcrop(I, [134.5 79.5 55 46]);
h = imshow(Ideel, []);
% Het gebied van de voerdraad selecteren
e_voerdraad 5 = impoly;
% Mask maken van het geselecteerde gebied
BW voerdraad 5 = createMask(e voerdraad 5);
% De gemiddelde pixel value van het geselecteerde gebied bepalen
PVgem voerdraad 5 = mean(Ideel(BW voerdraad 5));
%% Pixelvalue vat bepalen
% Opnieuw inladen gebied afbeelding
I = dicomread('1.3.76.2.1.1.4.1.3.5313.577188498.0.dcm');
Ideel = imcrop(I,[134.5 79.5 55 46]);
h = imshow(Ideel, []);
% Het gebied van het vat selecteren
e vat 5 = impoly;
% Mask maken van het geselecteerde gebied
BW vat 5 = createMask(e vat 5);
% De gemiddelde pixel value van het geselecteerde gebied bepalen
PVgem vat 5 = mean(Ideel(BW vat 5));
%% Pixelvalue omgeving bepalen
% Opnieuw inladen gebied afbeelding
I = dicomread('1.3.76.2.1.1.4.1.3.5313.577188498.0.dcm');
Ideel = imcrop(I, [134.5 79.5 55 46]);
h = imshow(Ideel, []);
% Het gebied van de omgeving selecteren
e_omgeving_5 = impoly;
% Mask maken van het geselecteerde gebied
BW_omgeving_5 = createMask(e_omgeving_5);
% De gemiddelde pixel value van het geselecteerde gebied bepalen
PVgem omgeving 5 = mean(Ideel(BW omgeving 5));
%% CNR bepalen in Matlab
signal = PVgem voerdraad 5- PVgem vat 5;
noise = PVgem omgeving 5;
CNR 5 = sqrt((signal./noise).^2)
```

Figuur 24: Matlabscript voor het bepalen van de CNR

D Matlabscript detectie voerdraad

```
%% Inladen video
video = vision.VideoFileReader('016 0° - 2D HYCE S FA60.avi');
player = vision.DeployableVideoPlayer('Location', [10, 100]);
%% Voerdraad detecteren
fgDetector = vision.ForegroundDetector(...
    'NumTrainingFrames', 10, 'InitialVariance', 0.0005);
blobAnalyzer = vision.BlobAnalysis('AreaOutputPort', true, ...
    'MinimumBlobArea', 70, 'CentroidOutputPort', true);
player = vision.DeployableVideoPlayer('Location', [10, 100]);
fgPlayer = vision.DeployableVideoPlayer('Location', player.Location + [500
120]);
reset (video);
while playControls
    while ~isDone(video)
        image = step(video);
        I = rgb2gray(image);
        fgMask = step(fgDetector, I);
        fqMask = bwareaopen(fqMask,25);
        [~, detection] = step(blobAnalyzer,fgMask);
        step(fqPlayer,fqMask);
        if ~isempty(detection)
            position = detection(1,:);
            position(:,3) = 10;
            combinedImage =
insertObjectAnnotation(image, 'circle', position, 'Voerdraad');
            step(player,combinedImage);
        else
            step(player, image);
        end
        step(fgPlayer,fgMask);
    end
    reset (video);
end
delete(player);
delete(fgPlayer);
```

Figuur 25: Matlabscript voor het bepalen van de mogelijkheid tot het volgen van de voerdraad

E Beoordelingsmatrices

Slecht (1)	Onvoldoende (2)	Voldoende (3)	Goed (4)	Uitmuntend (5)
- Begrenzing van het vat is niet zichtbaar.	- Begrenzing van het vat is zichtbaar, maar zeer onscherp.	- Begrenzing van het vat is zichtbaar, maar overgang is onscherp.	- Begrenzing is goed zichtbaar, grens is nog enigszins vervaagd.	- Begrenzing en beeld is gelijk aan de realiteit.

Figuur 26: Beoordelingsmatrix voor de zichtbaarheid van de vaten (zonder stenose)

Slecht (1)	Onvoldoende (2)	Voldoende (3)	Goed (4)	Uitmuntend (5)
- Voerdraad niet zichtbaar	- Voerdraad is min of meer zichtbaar, maar zeer onscherp	- Voerdraad is zichtbaar, maar onscherp	- Voerdraad is goed zichtbaar, maar gedeeltelijk nog vervaagd	- Zichtbaarheid van de voerdraad is gelijk aan de realiteit
- Voerdraadtip is niet zichtbaar	- Voerdraadtip is min of meer zichtbaar, maar zeer onscherp	- Voerdraadtip is zichtbaar, maar onscherp	- Voerdraadtip is goed zichtbaar met enige vervaging	- Zichtbaarheid van de voerdraadtip is gelijk aan de realiteit
- Locatie van voerdraad is niet zichtbaar	- Locatie voerdraad is onduidelijk	- Locatie voerdraad is zichtbaar, maar niet nauwkeurig	- Locatie van voerdraad is zichtbaar met enige vervaging	- Locatie van voerdraad is nauwkeurig zichtbaar

Figuur 27: Beoordelingsmatrix voor de zichtbaarheid van de voerdraad

Slecht (1)	Onvoldoende (2)	Voldoende (3)	Goed (4)	Uitmuntend (5)
- De <u>stenoses</u> zijn niet zichtbaar.	- De <u>stenoses</u> zijn zichtbaar, maar zeer onscherp.	- De <u>stenoses</u> zijn zichtbaar, maar begrenzing is onscherp.	- De <u>stenoses</u> zijn goed zichtbaar, grens is nog enigszins vervaagd.	- De <u>stenoses</u> op het beeld zijn gelijk aan de realiteit.

Figuur 28: Beoordelingsmatrix voor de zichtbaarheid van de vaten met een stenose

Slecht (1)	Onvoldoende (2)	Voldoende (3)	Goed (4)	Uitmuntend (5)
- Bewegingsroute voerdraad niet te volgen	- Bewegingsroute voerdraad nauwelijks te volgen	- Bewegingsroute voerdraad is min of meer te volgen	- Bewegingsroute voerdraad goed te volgen	- Bewegingsroute van de voerdraad is zeer nauwkeurig te volgen
- Bewegingen voerdraadtip niet te volgen	- Bewegingen voerdraadtip nauwelijks te volgen	- Bewegingen voerdraadtip zijn min of meer te volgen	- Bewegingen voerdraadtip zijn goed te volgen	- Bewegingen voerdraadtip zijn zeer nauwkeurig te volgen

Figuur 29: Beoordelingsmatrix voor het volgen van de voerdraad

F Figuren subjectieve en objectieve beoordeling



Figuur 30: 2D Statisch 5 mm vat



Figuur 31: 2D Statisch 10 mm vat



Figuur 32: 2D Statisch 10 mm vat met stenose



Figuur 33: 3D Statisch 5 mm vat



Figuur 34: 3D Statisch 10 mm vat



Figuur 35: 3D Statisch 10 mm vat met stenose



Figuur 36: 3D Statisch overzicht van alle vaten

G Formules van de Fleiss' Kappa

Om de Fleiss' Kappa te berekenen is er gebruik gemaakt van een Excel format. In deze appendix zal toegelicht worden hoe de Fleiss' Kappa berekend is.

N =totaal aantal scans = 12 k =aantal categorieën = 5 i_1 t/m $i_{10} =$ scan 1 t/m 10 j_1 t/m $j_5 =$ scorecategorie 1 t/m 5 n =aantal beoordelaars = 5 $n_{ii} =$ het aantal beoordelaars die scan i tot scorecategorie j heeft toegekend

$$p_j = \frac{1}{n*N} \sum_{i=1}^N n_{ij}$$

 p_j is het deel van alle beoordelingen die behoort tot scorecategorie j.

$$P_i = \frac{1}{n(n-1)} = \sum_{j=1}^k n_{ij}(n_{ij} - 1)$$

 P_i is de omvang waarin de beoordelaars overeenkomen voor scan *i*.

Nadat p_j is bepaald voor alle scorecategorieën en P_i voor alle scans, kunnen \overline{P} en P_e bepaald worden. Hiermee kan de Fleiss' Kappa uitgerekend worden.

$$\overline{P} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} P_i$$
$$\overline{P_e} = \sum_{j=1}^{k} p_j^2$$
$$k = \frac{\overline{P} - \overline{P_e}}{1 - \overline{P_e}}$$

H Tabel met resulaten per type scan

Beoordelaar	2D DYN 5mm	2D DYN 10mm	2D DYN Ste- nose	2D STAT Ste- nose	2D STAT 5mm	2D STAT 10mm	3D STAT 5mm	3D STAT 10mm	3D STAT Ste- nose	3D STAT Vaten	Voorkeur 2D/3D
Beoordelaar 1	3	4	3	3	2	3	4	4	4	5	3D
Beoordelaar 2	4	3	2	4	3	3	4	4	2	5	3D
Beoordelaar 3	2	3	2	2	1	2	1	3	2	5	3D
Beoordelaar 4	3	4	2	2	3	3	4	5	3	5	3D
Beoordelaar 5	3	3	3	4	3	3	4	4	3	5	3D

Tabel 6: Resultaten van de scores van de beoordelaars per scan bij voor de subjectieve analyse

	2D _{subj}	2D _{obj}	3D _{subj}	3D _{obj}
Overzicht _{viervaten}			5 ± 0	
5 mm _{statisch}	$\textbf{2,25} \pm \textbf{0,96}$	$\textbf{3,05} \pm \textbf{0.24}$	$\textbf{3,25} \pm \textbf{1,5}$	$\textbf{5,40} \pm \textbf{0,38}$
10 mm _{statisch}	$\textbf{2,75} \pm \textbf{0,5}$	$\textbf{2,88} \pm \textbf{0,22}$	$4\pm1,9$	$\textbf{6,09} \pm \textbf{0,28}$
10 mm _{statisch-stenose}	3 ± 1	$\textbf{3,01} \pm \textbf{0,41}$	$\textbf{2,8} \pm \textbf{0,84}$	$\textbf{1,84} \pm \textbf{0,54}$
5 mm _{dynamisch}	$3\pm0,82$	5,90 %		
10 mm _{dynamisch}	$\textbf{3,5} \pm \textbf{0,58}$	45%		
10 mm _{dynamisch-stenose}	$\textbf{2,}4 \pm \textbf{0,}\textbf{55}$	30%		

Tabel 7: Tabel met objectieve en subjectieve beoordelingen van gesloten vragen