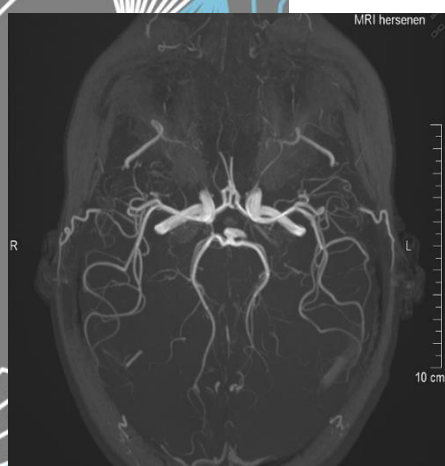


24-06-2019

IMPLEMENTATIE VAN MRI BIJ DE ARTERIA TEMPORALIS IN PATIËNTEN MET REUSCELARTERITIS

Multi Disciplinaire Opdracht – Bachelor Technisch Geneeskunde



Evi Dirks – s1802224

Joyce Greidanus – s1804707

Maud Hendrix – s1800353

Renske Schram – s1801023

Medisch begeleider: O. Vijlbrief

Technologisch begeleider: MSc. J.K. van Zandwijk

TG begeleider instelling: Dr. A.T.M. Bellos-Grob

Tutor: L. Rutten

Procesbeoordelaar: Drs. R. Haarman

Afdeling: Radiologie ZGT Hengelo

MDO Groep 20

Samenvatting

Aanleiding: Deze MDO tracht een MRI protocol voor het ZGT Hengelo op te stellen ter diagnosticering van RCA in de a. temporalis, opdat MRI kan worden meegenomen in het onderzoek van het ZGT naar de verhouding van US, FDG-PET en MRI ten opzichte van elkaar om uiteindelijk te bepalen met welke beeldvormende modaliteit, of combinatie van beeldvormende modaliteiten, RCA snel en betrouwbaar gediagnosticeerd kan worden. De vraagstelling die hiervoor is opgesteld is als volgt: 'Hoe kan magnetic resonance imaging in ZiekenhuisGroep Twente Hengelo ingezet worden ter diagnosticering van reuscelartritis in de arteria temporalis, kijkend naar een geschikt MRI-protocol?'

Methode: Literatuuronderzoek is gedaan om te achterhalen wat bekend is over verschillende sequenties met bijbehorende parameters van MRI protocollen, toepasbaar voor (het aantonen dan wel uitsluiten van RCA in) de a. temporalis. Vervolgens is een voorlopig protocol opgesteld, die is uitgevoerd en geoptimaliseerd om toepasbaar te maken voor het ZGT Hengelo.

Resultaten: Een TOF-MRA blijkt noodzakelijk voor lokalisering en oriëntatie van de vaten en wordt in het eerste test protocol gevolgd door een T1-gewogen SE-sequentie en in het tweede test protocol door een T1-gewogen SPACE-sequentie. Na optimalisatie blijken beide protocollen geschikt voor een goede beeldkwaliteit en -contrast, wat nodig is om de vaatwand van de a. temporalis af te beelden en beoordelen.

Conclusie: MRI kan middels het definitieve protocol ingezet worden wanneer het protocol wordt ingekort, zodat aan een klinisch acceptabele acquisitietijd wordt voldaan, de a. temporalis over een voldoende lengte wordt afgebeeld om fout negatieve resultaten tot het minimum te beperken en het protocol bij meer proefpersonen, waaronder RCA-patiënten, en met meer radiologen is geverifieerd ter diagnostisering van RCA in de a. temporalis.

Inhoudsopgave

1. Afkortingenlijst	4
2. Inleiding	5
2. Hypothese	6
3. Achtergrond	7
3.1 Magnetic Resonance Imaging	7
3.2 Arteria temporalis	9
3.3 Reuscelarteritis	10
4. Literatuur	11
4.1 Methode	11
4.2 Resultaten	12
4.4 Deelconclusie 1	19
5. Implementatie en optimalisatie van de testprotocollen	20
5.1 Achtergrond	20
5.1.1 Time of Flight	20
5.1.2 Spin Echo	21
5.1.3 Turbo Spin Echo	21
5.2 Methode	23
5.3 Resultaten	23
5.4 Discussie	31
5.5 Deelconclusie 2	35
6. Aanbevelingen	36
7. Conclusie	36
8. Referentielijst	37
APPENDIX A-I	41

1. Afkortingenlijst

CE	<i>Contrast enhanced</i>
CRwall-lumen	<i>Wall to lumen contrast ratio</i>
CS-SPACE	<i>Compressed Sensing SPACE</i>
DWI	<i>Diffusion weighted imaging</i>
ER	<i>Contrast enhancement ratio</i>
FDG-PET	Fluorodeoxyglucose Positron Emissie Tomografie
FOV	<i>Field of view</i>
GBCA	Contrastmiddelen op basis van gadolinium
GE	Gradiënt echo
Gd-DOTA	Gadolinium Dotarem
IR	<i>Inversion recovery</i>
MDO	Multidisciplinaire opdracht
MIP	<i>Maximum intensity projection</i>
MHC	<i>Major histocompatibility complex</i>
MR	<i>Magnetic resonance</i>
MRI	<i>Magnetic Resonance Imaging</i>
NA	<i>Number of acquisitions</i>
PAT	<i>Parallel Acquisition Technology</i>
PC	<i>Cine-phase</i>
PCA	<i>Phase-contrast angiography</i>
PC-MRI	<i>Phase-contrast magnetic resonance imaging</i>
PD	Proton dichtheid
RCA	Reuscelartritis
RF	Radiofrequent(e)
SAR	<i>Specific absorption rate</i>
SNR	<i>Signal-to-noise ratio</i>
SPAIR	<i>Spectral attenuated inversion recovery</i>
TE	Echotijd
TE _{eff}	Effectieve echotijd
TF	Turbofactoren
TOF-MRA	<i>Time-of-flight magnetic resonance angiography</i>
TR	Repetitietijd
TSE	<i>Turbo-spin-echo</i>
SE	<i>Spin-echo</i>
SPACE	<i>Sampling perfection with application optimized contrast using different flip angle evolution</i>
ST	<i>Slice thickness</i>
US	<i>Ultrasound</i>
ZGT	Ziekenhuisgroep Twente

2. Inleiding

Reuscelarteritis (RCA) is een focale, chronische en granulomateuze ontsteking van de vaatwand van de grote en middelgrote arteriën zoals de aorta, a. subclavia, a. carotis en de a. temporalis.¹ Afhankelijk van de geografische regio wordt de incidentie geschat op 1.5 - 17 per 100.000 personen ouder dan 50 jaar per jaar.² Deze incidentie is dusdanig laag, waardoor het lastig is om onderzoek te doen naar RCA. Zo is de oorzaak van de aandoening niet volledig bekend, wat het lastig maakt om een ideale diagnostiserings- en specifieke behandelingsmethode te ontwerpen. Onderzoek naar RCA is wel zeer relevant, gezien de gevolgen voor een RCA patiënt, namelijk het kunnen optreden van een aneurysma^{1,3,4} of een herseninfarct^{3,4,5}. Daarnaast is ook kans op blijvend zichtverlies⁶ en polymyalgia reumatische klachten⁶.

Idealiter wordt bij een verdenking op RCA de diagnose snel bevestigd dan wel ontkracht, opdat zo spoedig mogelijk de juiste behandeling ingesteld wordt. Voor het diagnosticeren van RCA in oppervlakkige arteriën, zoals de a. temporalis, is biopsie de gouden standaard. Echter, biopsie kent vele nadelen: het is pijnlijk, invasief, weinig sensitief, kostbaar en bovenal tijdrovend, wat hier inhoudt dat de uitslag van de biopsie minimaal een aantal dagen op zich laat wachten. Bij een sterke verdenking op RCA wordt, ondanks het ontbreken van de uitslag van de biopsie, vooralsnog prednison toegediend. Indien de uitslag uitwijst dat er geen sprake is van RCA, is prednison onnodig toegediend, wat nadelige gevolgen heeft voor de patiënt.⁷ Om het onnodig toedienen van prednison te voorkomen, is van belang een snelle diagnose te stellen, wat gerealiseerd kan worden middels een beeldvormende modaliteit.

Drie modaliteiten zijn mogelijk geschikt voor het diagnosticeren van RCA. Ten eerste blijkt ultrasound (US), door diens hoge resolutie, een geschikte modaliteit voor het diagnosticeren van RCA in oppervlakkige arteriën.⁸ Echter, US is minder geschikt voor de diagnostisering van RCA in dieper gelegen arteriën, zoals de abdominale en thoracale aorta, waar manifestaties van de ontsteking in driekwart van de gevallen gemist worden en meestal ondetecteerbaar zijn.⁸ Ten tweede blijkt voor het aantonen dan wel uitsluiten van RCA in dieper gelegen, grote arteriën, fluorodeoxyglucose positron emissie tomografie (FDG-PET) geschikt.⁹ Het nadeel van FDG-PET is een resolutie die te laag is om ontsteking in kleine arteriën zoals de a. temporalis zichtbaar te maken.¹⁰ Ten slotte is *magnetic resonance imaging* (MRI) een beeldvormende modaliteit die een hogere resolutie heeft dan FDG-PET¹¹ zowel oppervlakkige als dieper gelegen arteriën kan afbeelden.^{12,13} MRI lijkt dan ook een geschikte modaliteit ter diagnostisering van RCA in arteriën van het gehele lichaam. Over de meerwaarde van MRI bij diagnostisering van RCA is echter weinig bekend.

Kortom, het is van belang op een snelle en betrouwbare manier de verdenking op RCA te bevestigen dan wel ontkrachten, opdat de juiste behandeling ingesteld kan worden en verdere schade beperkt blijft. Verschillende beeldvormende modaliteiten lijken geschikt; US, FDG-PET en MRI. Momenteel is weinig bekend over hoe de modaliteiten zich tot elkaar verhouden. De ZiekenhuisGroep Twente (ZGT) in Hengelo is dan ook een onderzoek gestart naar het diagnosticeren van RCA met behulp van deze drie beeldvormende modaliteiten. In het onderzoek van het ZGT wordt onderzocht hoe de verschillende modaliteiten zich tot elkaar verhouden om uiteindelijk te bepalen met welke beeldvormende modaliteit, of combinatie van beeldvormende modaliteiten, RCA snel en betrouwbaar gediagnosticeerd kan worden.

Tot op heden is geen MRI protocol, specifiek voor het diagnosticeren van RCA in de a. temporalis, in het ZGT in Hengelo aanwezig, omdat nog weinig bekend is over de meerwaarde van MRI ter diagnostisering van RCA. Een dergelijk MRI protocol is wel van belang, sinds MRI een van de beeldvormende modaliteiten is die wordt meegenomen in het onderzoek van het ZGT. Ons is gevraagd om tot een geschikt MRI protocol te komen ter diagnostisering van RCA. Hierbij wordt enkel gefocust op de a. temporalis en op sequenties en parameters die relevant zijn voor een 3T MAGNETOM Skyra Siemens MRI-apparaat zoals aanwezig in het ZGT. Uit voorgaande volgt dan ook de volgende onderzoeksvraag: *'Hoe kan magnetic resonance imaging in ZiekenhuisGroep Twente Hengelo ingezet worden ter diagnostisering van reuscelarteritis in de arteria temporalis, kijkend naar een geschikt MRI-protocol?'*

Om tot een antwoord op de onderzoeksvraag te kunnen komen, zijn de volgende deelvragen opgesteld:

1. Hoe is het verschil tussen een gezonde a. temporalis en de a. temporalis bij RCA zichtbaar met behulp van MRI?
2. Hoe wordt de uitkomstmaat gedefinieerd om RCA in de a. temporalis op MRI-afbeeldingen aan te tonen dan wel uit te sluiten?
3. Wat is bekend over verschillende sequenties met parameters van MRI protocollen, toepasbaar voor het aantonen dan wel uitsluiten van RCA in de a. temporalis?
4. Hoe is de a. temporalis zichtbaar te maken met behulp van de 3T MRI in het ZGT Hengelo?

2. Hypothese

Met MRI kan een resolutie behaald worden van $0.195 \times 0.260 \text{ mm}^2$ ¹⁴⁻¹⁷, waar de wand van de a. temporalis bij een RCA-patiënt een diameter van $0.88 \pm 0.23 \text{ mm}$ bedraagt ¹⁵. Verwacht wordt dat de vaatwand van de a. temporalis met behulp van deze hoge resolutie in beeld kan worden gebracht. Daarnaast wordt de a. temporalis omvat door bloed en vetweefsel, allen zijn weke weefsels. MRI blijkt met een juiste weging geschikt onderscheid te maken tussen de weke weefsels van het lichaam. Verwacht wordt dat de wand van de a. temporalis onderscheiden kan worden van de omliggende weefsels. Tevens is het voor de inzetbaarheid van MRI van belang dat rekening gehouden wordt met het feit dat een patiënt voor langere tijd stil dient te liggen. Het is voor een patiënt niet altijd mogelijk voor langere tijd stil te liggen, waardoor beeldvorming kan worden verstoord.

Verwacht wordt dat MRI ingezet kan worden ter diagnosticering van RCA in de a. temporalis met behulp van een MRI-protocol met een hoge resolutie, geschikte weging en met een totale acquisitietijd die klinisch acceptabel is.

3. Achtergrond

In dit hoofdstuk worden de MRI techniek en de afweging van parameters, die de beeldkwaliteit bepaalt, evenals de anatomie van de a. temporalis en de pathologie van RCA, toegelicht. Hiermee wordt getracht het verschil te achterhalen tussen een gezonde a. temporalis en de door RCA aangedane a. temporalis en hoe dit verschil zichtbaar kan worden gemaakt met behulp van MRI. Vervolgens wordt bepaald hoe de uitkomstmaat wordt gedefinieerd om RCA op MRI-afbeeldingen aan te tonen dan wel uit te sluiten.

3.1 Magnetic Resonance Imaging

MRI is een beeldvormende techniek waarbij een afbeelding tot stand komt door *magnetic resonance* (MR) signaal uit weefsel. De protonen in water- en vetmoleculen in het lichaam zijn de belangrijkste bijdragers aan het MR signaal van humaan weefsel, dankzij de spin-kenmerken van deze protonen. De resterende protonen in het lichaam zijn niet significant betrokken bij de signaalgeneratie.¹⁷

Voorafgaand aan het maken van een MRI-afbeelding wordt een gradiënt in de z-richting aangebracht om een *slice* te selecteren en vindt frequentie- en fasecodering plaats. Vervolgens worden radiofrequente (RF)-pulsen door het MRI-apparaat uitgezonden om de protonen in het lichaam te exciteren om vervolgens het uitgezonden MR signaal te meten. Het RF-pulsschema dat gebruikt wordt om een MRI-afbeelding tot stand te brengen, wordt beschreven door een MRI-sequentie.¹⁸

Na een RF-puls ter excitatie van de protonen, vindt herstel van de protonen naar de uitgangspositie plaats; relaxatie. Tijdens deze relaxatie zenden de protonen een RF-signaal uit, met de bijbehorende Larmorfrequentie. De sterkte van het signaal hangt af van de dichtheid van de deelnemende protonen en de spin-kenmerken: de T1-relaxatietijd en de T2*-relaxatietijd. T1-relaxatie is een maat voor het herstel van de kernen naar de uitgangspositie in de longitudinale as en T2*-relaxatie is de mate waarin protonen defaseren in het transversale vlak. T2*-relaxatie is een reciproke optelling van T2- en T2'-relaxatie. T2-relaxatie is afhankelijk van het soort weefsel waarin de protonen zich bevinden. T2'-relaxatie wordt veroorzaakt door statische verschillen, zoals veldinhomogiteiten en susceptibiliteiten. De verschillen per weefsel in dichtheid van protonen en diens spin-kenmerken maken het mogelijk verschillende structuren te onderscheiden op een afbeelding.¹⁸ Om een gewenste MRI-afbeelding te verkrijgen, kan allereerst voor een specifieke MRI-sequentie gekozen worden. Daarnaast kunnen MRI-parameters op verschillende waardes ingesteld worden.

3.1.1 Parameters en instellingen

De parameterwaardes en -instellingen bepalen onder andere de resolutie, de *signal-to-noise ratio* (SNR) en de acquisitietijd. In het ideale geval heeft een MRI-afbeelding een goede resolutie, hoge SNR en een korte acquisitietijd. De resolutie beschrijft de nauwkeurigheid van de gemaakte afbeelding en wordt bepaald door de grootte van de details die nog zichtbaar is op de afbeelding, ook wel uitgedrukt in de pixel- of voxelgrootte. Des te kleiner deze grootte, des te beter de resolutie. De SNR is een maat voor het gewenste signaal ten opzichte van de ruis in een afbeelding. De SNR wordt bepaald door het verschil in signaalintensiteit tussen het interessegebied en de achtergrond. De SNR zal toenemen wanneer het aantal frequenties, die de signaalintensiteit bepaalt, toeneemt. De acquisitietijd is de tijdsduur van een sequentie. Een lange acquisitietijd geeft een grotere kans op bewegingsartefacten. De resolutie, SNR en acquisitietijd hangen met elkaar samen. Voor de beeldkwaliteit dient een afweging (*trade-off*) te worden gemaakt tussen de drie bovengenoemde factoren. Daarnaast bepalen verschillende parameterwaardes en -instellingen de gewenste weging van de MRI-afbeelding en daarmee het beeldcontrast. In onderstaande wordt toegelicht hoe de parameters en instellingen invloed hebben op zowel de beeldkwaliteit als het beeldcontrast en hoe deze parameters met elkaar en de *trade-off* samenhangen.

Repetitietijd De repetitietijd (TR) is het interval tussen twee exciterende pulsen, die de magnetisatievector roteren. Een langere TR leidt tot een hogere SNR, doordat meer magnetisatie terug groeit in de longitudinale uitgangspositie en dus meer signaal afgeeft. Daarentegen leidt een langere TR tot een langere acquisitietijd.¹⁹

Echotijd De echotijd (TE) is het interval tussen het uitzenden van de excitatiepuls en het detecteren van het uitgezonden signaal. Een lange TE geeft de protonen meer tijd om uit fase te lopen, waardoor een beter onderscheid gemaakt kan worden tussen de T2-relaxatietijden van weefsels. Een korte TE tijd zorgt ervoor dat het verschil in T2-relaxatietijden nog niet meeweegt.¹⁹ Samen met de TR, bepaalt de TE de weging van de afbeelding en daarmee het beeldcontrast.

Field of View De field of view (FOV) is het gebied dat wordt afgebeeld op een MRI-afbeelding, uitgedrukt in de lengte en breedte van het vlak. Een kleinere FOV kan ten koste gaan van het afbeelden van een mogelijk relevant anatomisch gebied, maar gaat bij een constante matrixgrootte gepaard met een kleinere voxelgrootte. Hierdoor verbetert de resolutie.²⁰

Matrixgrootte De matrix is een rooster wat de FOV verdeelt in rijen en kolommen van pixels (bij 2D-MRI beelden) of voxels (bij 3D-MRI beelden). Bij een constante FOV geldt; des te fijner de matrix, des te kleiner de pixel- of voxelgrootte en dus des te beter de resolutie. Daarnaast leidt een fijnere matrix tot een langere acquisitietijd, doordat meer fase-coderingslijnen gevuld dienen te worden, en neemt de SNR af door een kleinere pixelgrootte. Een kleinere pixel bevat namelijk minder protonen die bijdragen aan het signaal. ²¹

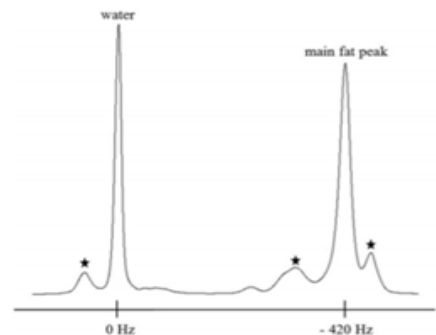
Slice thickness De *slice thickness* (ST) is de lengte van de doorsnede van de *slice* die wordt aangeslagen. Des te dikker de *slice*, des te meer signaal kan worden ontvangen en des te hoger de SNR. Daarentegen leidt een dikkere *slice* tot mogelijk meerdere weefsels die binnen één voxel vallen en dus als één pixel worden afgebeeld, wat leidt tot een slechtere resolutie. ²⁰

Number of Acquisitions De *number of acquisitions* (NA) staat voor het aantal keer dat de k-ruimte wordt gevuld. Des te vaker de k-ruimte wordt gevuld, des te meer signaal wordt ontvangen om een afbeelding te maken en dus des te hoger de SNR. Echter, de SNR neemt niet evenredig toe met de NA aangezien bij het vullen van de k-ruimte ook ruis ontstaat. Bij het vullen van de k-ruimte ontstaat echter ook ruis. Deze ruis is willekeurig en zal bij het herhaaldelijk vullen van de k-ruimte gemiddeld worden. Hierdoor neemt de SNR met $\sqrt{NA}$ toe bij het vergroten van de NA. ²⁰ Daarentegen geldt dat de toename van NA evenredig verloopt met de acquisitietijd.

Multislice *Multislice* is een MRI-instelling waarbij tijdens de onbenutte T1-relaxatietijd van één *slice*, andere *slices* geëxciteerd worden, wat de uiteindelijke acquisitietijd aanzienlijk kan verkorten. Om te zorgen dat excitatie van nevenliggende *slices* geen invloed op elkaar uitoefent, worden de *slices* alternerend aangeslagen: *interleaved multislice*. Het aantal *slices* dat kan worden aangeslagen, is gelimiteerd tot het aantal keer dat de TE in de TR past. Indien meer *slices* nodig zijn, kunnen meerdere acquisities worden uitgevoerd of de TR worden verlengd. Het verlengen van TR zal bij T1-gewogen afbeeldingen de T2-weging laten toenemen en de T1-weging laten afnemen. Hierdoor zal het aantal *slices* per TR bij T1-gewogen *multislice* gelimiteerd zijn. ²²

Dimensie Een sequentie kan worden uitgevoerd in 2D of in 3D. Een 3D-sequentie geeft een langere acquisitietijd dan een 2D-sequentie, doordat de k-ruimte in een extra fase-coderings richting moet worden gevuld. Dit heeft als voordeel dat een isotropische resolutie behaald kan worden, waardoor de beelden in alle doorsnede richtingen bekeken kunnen worden met een relatief goede resolutie. Bij 3D wordt een geheel volume in één keer aangeslagen, waardoor veel signaal kan worden verkregen. Hierdoor is het mogelijk om een kleinere voxel te gebruiken. ²³

Vet suppressie De mogelijkheid voor een 3T MAGNETOM Skyra Siemens MRI om vet te onderdrukken is middels frequentie-selectieve vetsuppressie methodes, zoals *Fat-sat* en SPECTral Attenuated Inversion Recovery (SPAIR). *Fat-Sat* is een vorm van vetsuppressie waarbij een chemisch selectieve RF-excitatiepuls wordt uitgezonden met een bandbreedte gecentreerd rondom de resonantiefrequentie van de piek van vet, zie *Figuur 1*. Hierdoor bevindt de magnetisatievector van vet zich in het transversale vlak. Vervolgens leidt een spoilergradiënt tot het defaseren van de protonen die zich op dat moment in het transversale vlak bevinden, waardoor enkel het signaal uit vetweefsel wordt onderdrukt. Vervolgens wordt een standaard sequentie toegepast. Op deze manier dragen enkel de protonen in watermoleculen bij aan het signaal ten tijde van de acquisitie. ²⁴⁻²⁶ SPAIR maakt ook gebruik van bovengenoemd principe. Het verschil met *Fat-sat* is het gebruik van adiabatische pulsen bij SPAIR, waardoor een meer homogene vetsuppressie wordt behaald bij SPAIR. De inversietijd bij SPAIR is langer dan bij *Fat-sat*, waardoor SPAIR de voorkeur krijgt voor een T2-gewogen afbeelding en *Fat-sat* voor een T1-gewogen afbeelding. ²⁷



Figuur 1 Bij 3T is een verschil van 420 Hz tussen de resonantie piek van water en vet ²⁴

Flow suppressie Flow suppressie ondersteunt de natuurlijke manier van bloed onderdrukking. De natuurlijke manier van bloed onderdrukking leidt ertoe dat het bloed in de afbeelding hypointens wordt afgebeeld ten opzichte van het stationaire, omliggende weefsel. Dit komt tot stand doordat op TE het aangeslagen bloed zich buiten de af te beelden *slice* bevindt omwille van de bloedstroming en het bloed wat zich op TE in de af te beelden *slice* bevindt, niet is aangeslagen. Bij flow suppressie worden extra 180° excitatiepulsen toegepast voorafgaand aan de sequentie, om het effect van de natuurlijke bloed onderdrukking nog groter te maken. De acquisitie van de geselecteerde *slice* wordt gestart op het moment dat de magnetisatie van het instromende bloed, als gevolg van de 180 graden excitatiepuls, gelijk is aan nul. Door flow suppressie wordt het contrast tussen bloed en stationair weefsel vergroot. De acquisitietijd zal daarentegen toenemen als gevolg van de extra 180 graden excitatiepuls die toegepast wordt voorafgaand aan de sequentie. ^{28,29}

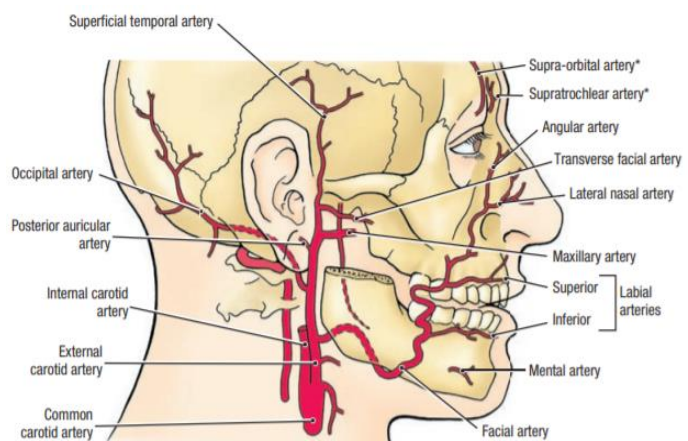
Contrast enhancement (CE) Contrastmiddel wordt gebruikt om relaxatie snelheden te verkorten en is daarom indirect detecteerbaar door het effect wat wordt uitgeoefend op omringende waterstofprotonen. In deze multidisciplinaire opdracht (MDO) wordt alleen ingegaan op gadolinium, Dotarem®, omdat dit als contrastmiddel wordt ingezet in het ZGT in Hengelo. Gadolinium gaat een interactie aan met aangrenzende protonen. De protonen in gadolinium wisselen uit met de protonen van 'vrije' watermoleculen in een weefsel. Dit zorgt voor verspreiding van de relaxatie-effecten naar de omliggende watermoleculen, wat resulteert in een lokale verkorting van de T1-relaxatietijd. Hierdoor is een verhoogde MR-siginaalintensiteit te zien op een T1-gewogen beeld.³⁰

Acceleratietechnieken Verscheidene acceleratietechnieken kunnen worden gebruikt om de k-ruimte sneller te vullen en daardoor de acquisitietijd te verkorten. In deze MDO wordt alleen ingegaan op de technieken *Parallel Acquisition Technology* (PAT) en *Partial Fourier imaging techniques*. Voor de PAT reconstructie wordt bij de Siemens scanner het *GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition* (GRAPPA) algoritme gebruikt. GRAPPA heeft een beperkt aantal fase coderende stappen, waardoor minder data verzameld wordt.³¹ Dit leidt tot een kortere acquisitietijd, maar resulteert ook in overlappende signalen. *Partial Fourier imaging techniques* zijn reconstructiemethoden waarbij gegevens van slechts een deel van k-ruimte worden gebruikt om een volledig MR-beeld te genereren. Dit is mogelijk omdat de k-ruimte symmetrisch is.³²

3.2 Arteria temporalis

De a. temporalis is een eindtak van de a. carotis externa.³³ De arterie begint ter hoogte van de glandula parotidea en kruist de achterste wortel van de processus zygomaticus van het temporaal bot, zie *Figuur 2*. Boven de processus zygomaticus splitst de arterie in een frontale en pariëtale tak. De a. temporalis voorziet de tempus en een deel van de scalpus van bloed.

De a. temporalis is een musculieuze arterie, waarvan de vaatwand bestaat uit drie lagen: de *intima*, media en adventitia. De lamina elastica interna bevindt zich tussen de *intima* en media, waarbij de media onder andere is opgebouwd uit gladde spiercellen.³⁴ Rondom de arterie bevindt zich perivascular weefsel, dit is vetweefsel.^{35,36}



*Figuur 2 Anatomie van de arteria temporalis*¹³

De a. temporalis is zichtbaar op een MRI afbeelding door een verschil in MR signaal tussen het perivascular weefsel, de arteriële wand en het bloed waarbij het MR-siginaal van de arteriële wand vergelijkbaar is met het MR-siginaal van spierweefsel.³⁷ De T1- en T2-relaxatietijd en de relatieve protodichtheid (PD) van vetweefsel, spierweefsel en arterieel bloed zijn weergegeven in *Tabel 1*. Op een T1-gewogen afbeelding zal het vetweefsel een hogere signaalintensiteit hebben dan spierweefsel en arterieel bloed, aangezien spierweefsel en arterieel bloed een beduidend langere T1-relaxatietijd hebben ten opzichte van vetweefsel. Op een T2-gewogen afbeelding zullen vetweefsel en arterieel bloed een hogere signaalintensiteit weergeven wegens diens langere T2-relaxatietijden vergeleken met spierweefsel. Ten slotte wordt verwacht dat de verschillende structuren op een PD-gewogen afbeelding minder goed te onderscheiden zijn ten opzichte van een T1- of T2-gewogen afbeelding, aangezien het verschil in PD van de verschillende structuren relatief kleiner is dan het verschil in T1- of T2-relaxatietijd.

Tabel 1 T1- en T2 relaxatietijd en protodichtheid van de vetweefsel, spierweefsel en arterieel bloed bij 3T^{13,37}

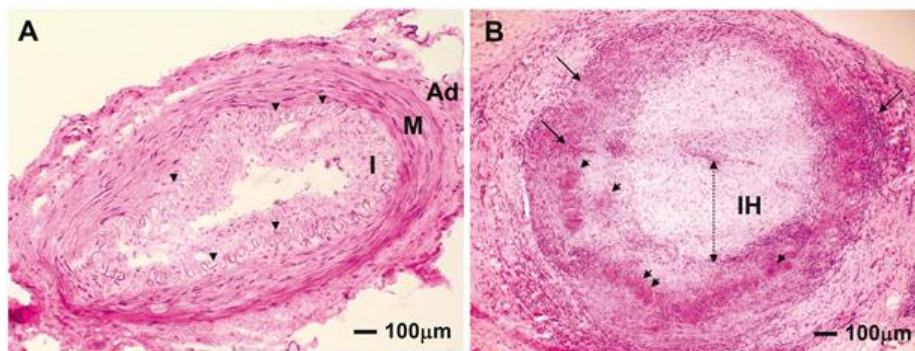
	T1-relaxatie (ms)	T2-relaxatie (ms)	PD (%)
Vetweefsel	380	165	90
Spierweefsel	1420	32	82
Arterieel bloed	1664	133	83

Concluderend, door de onderling verschillende waardes voor T1-, T2-relaxatietijd en PD van de structuren als vetweefsel, de arteriële wand en arterieel bloed en door de hoge resolutie van de MRI is het mogelijk om deze verschillende structuren te onderscheiden met behulp van MRI en zo de wand van de a. temporalis af te beelden.

3.3 Reuscelarteritis

RCA is een focale, chronische en granulomateuze ontsteking van de grote en middelgrote bloedvaten zoals de aorta, a. subclavia, a. carotis en de a. temporalis.¹ Tot op heden is onbekend wat de precieze oorzaak is van RCA, maar er is wel een verband aangetoond tussen RCA en genetische varianten in major histocompatibility complex (MHC), met name in MHC II HLA-DRB1*04 allelen.³⁸ RCA lijkt dan ook een auto-immuunziekte en komt vooral voor bij personen boven de vijftig jaar.^{39–41} RCA gaat gepaard met klinische manifestaties zoals hoofdpijn, pijn in de kaken bij kauwen, een gevoelige, rode en gezwollen huid bij de slaap en zichtverlies.⁴²

Bij RCA is sprake van continue rekrutering en uitbreiding van additionele ontstekingscellen en uiteindelijk ontstaat granulomateus infiltraat in de tunica media en hyperplasie van de *intima*.⁴³ De macrofagen komen veel voor in een RCA-vasculaire laesie en spelen in de amplificatie cascade een belangrijke rol door het uitscheiden van verschillende stoffen die andere ontstekingscellen aantrekken en tot ontstekingsprocessen leiden. De macrofagen, maar ook de meerkernige reuscellen, scheiden daarnaast een vasculaire endotheliale groeifactor uit. Deze groeifactor stimuleert de angiogenese van microvaten in de media en de *intima*. De macrofagen bevorderen zo de neovascularisatie.³⁸ Bovendien zorgen macrofagen voor beschadiging van de arteriële wand door het produceren van reactieve zuurstofproducten die de gladde spiercellen in de media aantasten. Als daarbij de lamina elastica interna wordt beschadigd, verschijnen hier meerkernige reuscellen. Vervolgens produceren de aangetaste gladde spiercellen en de macrofagen groeifactoren die leiden tot myofibroblast-differentiatie van gladde spiercellen, migratie van myofibroblasten naar de *intima* en depositie van extracellulaire matrix-eiwitten. Deze processen leiden tot hyperplasie van de *intima*, zie *Figuur 3*, wat op diens beurt weer kan leiden tot lumenale stenose met mogelijk ischemie als gevolg.^{41,42}



Figuur 3 Histopathologische veranderingen in de a. temporalis als gevolg van RCA. A – biopsie van een gezonde a. temporalis (I: intima, M: media, Ad: adventitia) en een behouden lamina elastica interna (pijlpunten). B – biopsie van a. temporalis van een patiënt³⁸

De hyperplasie van de *intima* kan op een MRI-afbeelding worden gezien als verdikking van de vaatwand. De gemiddelde vaatwanddikte van de a. temporalis bij gezonde personen is $0,57 \pm 0,25$ mm en bij RCA-patiënten $0,88 \pm 0,23$ mm.⁴⁴ Daarnaast kan beschadiging van de arteriële wand en neovascularisatie worden aangetoond met behulp van contrastmiddel. Contrastmiddel wordt veneus geïnjecteerd en verkort de T1-relaxatietijd van het weefsel waar het zich in bevindt, het bloed. Hierdoor wordt het lumen op een T1-gewogen afbeelding duidelijk afgebeeld. Wanneer sprake is van pathologie van de vaatwand is de permeabiliteit van de vaatwand vaak verhoogd. Bloed 'lekt' dan vanuit de vaten naar de extravasculaire extracellulaire ruimte.⁴⁵ Het contrastmiddel kan passief accumuleren in pathologisch weefsel.³⁰ Na toediening van contrastmiddel, het type gadolinium Gd-DTPA, is de signaalintensiteit hierdoor significant hoger in een pathologische vaatwand dan in een normale vaatwand. Door toepassing van een contrastmiddel kunnen inflammatoire processen, zoals RCA, in de vaatwand zichtbaar worden gemaakt op een MRI-afbeelding.⁴⁵ Door vervolgens de pre- en postcontrast acquisities te vergelijken, kan de eventuele verandering als gevolg van het contrastmiddel bepaald worden. Zo kan worden bepaald welke weefsels pathologisch zijn.

Concluderend, een door RCA aangedane a. temporalis kan op een MRI-afbeelding worden onderscheiden van een gezonde a. temporalis door de arteriële wand te beoordelen op uitkomstmaten als de geometrische kenmerken, namelijk hyperplasie van de wand, en verschil in signaalintensiteit tussen de pre- en postcontrast beelden.

4. Literatuur

In de literatuur zijn verscheidene studies te vinden over het afbeelden van arteriën, arteriële vaatwanden en/of vasculitis middels de MRI-techniek. In dit hoofdstuk wordt getracht te achterhalen wat bekend is over verschillende sequenties met parameters van MRI protocollen, toepasbaar voor het aantonen dan wel uitsluiten van RCA, opdat latere keuzes voor een MRI-sequentie, -parameters en -instellingen onderbouwd kunnen worden.

4.1 Methode

Voor het zoeken naar relevante studies uit de literatuur zijn drie gepaste eisen opgesteld om op een wetenschappelijke manier literatuur te verkrijgen en bias zoveel mogelijk uit te sluiten.

1. De te gebruiken databases worden beperkt tot Google Scholar, Pubmed en Scopus.
2. Er wordt een beperking gelegd op de datum van studies; enkel studies vanaf het jaartal 2004 (tot mei 2019) worden geïnccludeerd om gedateerde informatie te vermijden. Studies uit de referentielijst van de met deze eisen gevonden studies konden ook geïnccludeerd worden, mits deze studies niet eerder waren gepubliceerd dan 2004.
3. Zoektermen worden gedefinieerd, namelijk 'giant cell arteritis', '(3T) MRI', 'temporal artery', 'vasculitis', 'temporal arteritis', 'cranial vessel' en 'vessel wall'. Slechts deze zoektermen, of een combinatie van deze zoektermen, worden gebruikt bij het doorzoeken van de literatuur, omdat deze (combinatie van) zoektermen het onderwerp van de MDO dek(t)(ken).

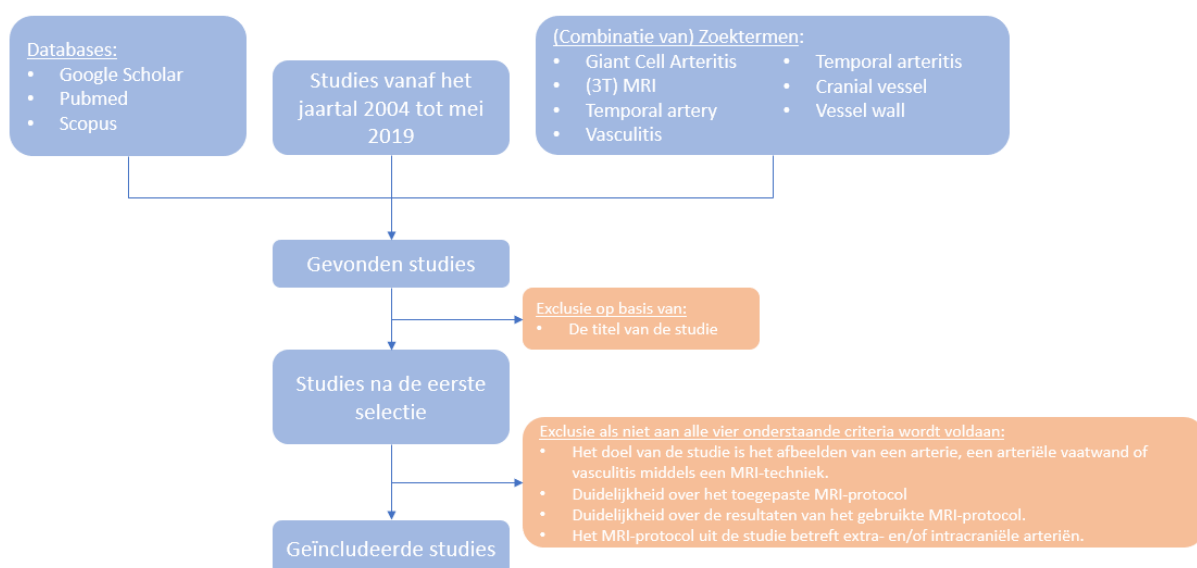
Middels bovengenoemde drie eisen is getracht een reproduceerbaar literatuuronderzoek te bewerkstelligen. Vervolgens ondergaan de gevonden studies twee selecties.

Een eerste selectie van studies wordt gedaan op basis van de titel van de studie. Studies met titels waarin duidelijk wordt dat slechts wordt gefocust op de pathologie van RCA en niet op het afbeelden ervan worden geëxcludeerd, evenals studies met titels waaruit blijkt dat de studie andere arteriën dan de extra- en intracraniale arteriën betreft.

Vervolgens wordt een tweede selectie uitgevoerd: niet relevante studies worden geëxcludeerd. Voor de beoordeling op relevantie worden het abstract, de methode en resultaten van de studie. Een studie wordt niet relevant geacht, en dus geëxcludeerd, als niet aan alle vier onderstaande criteria wordt voldaan:

1. Het doel van de studie is het afbeelden van een arterie, een arteriële vaatwand of vasculitis middels een MRI-techniek.
2. De studie is duidelijk over het toegepaste MRI-protocol: tenminste het type sequentie en zoveel mogelijk andere parameterwaarden en -instellingen.
3. De studie is duidelijk over de resultaten van het gebruikte MRI-protocol.
4. Het MRI-protocol uit de studie betreft extra- en/of intracraniale arteriën.

Relevante studies worden vervolgens geïnccludeerd, zie *Figuur 4*.



Figuur 4 Methode Literatuuronderzoek

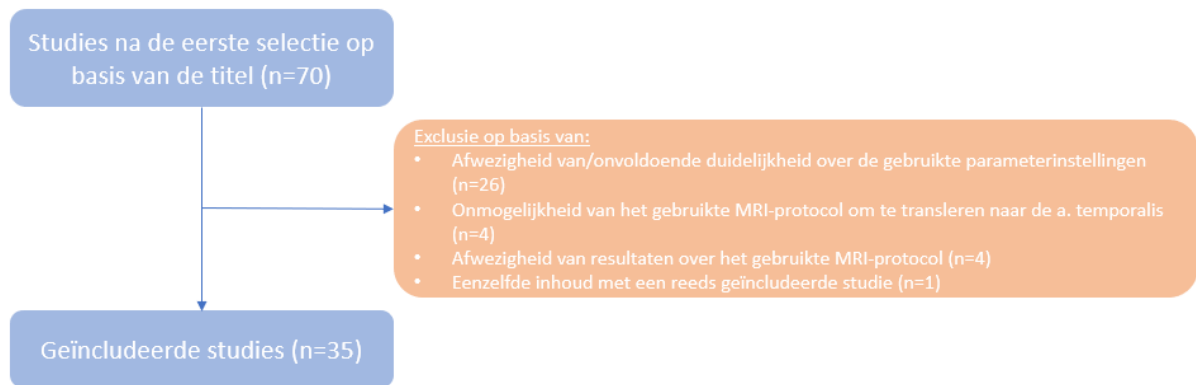
Hierna wordt van elke geïncludeerde studie informatie over de studie en de toegepaste sequentie(s) genoteerd, evenals de bijbehorende parameterwaarden en -instellingen, zie *Figuur 5*.

Sequentie		Weging		Doel studie		Vaten		Focus sequentie		Voordelen sequentie		Nadelen sequentie			
TR	TE	TF	FA	FOV	MX	ST	Resolutie	SG	NA	Number of Slices		Magnetische veldsterkte		Acceleratie factor	
Acquisitietijd		Dimensie		Contrast-enhanced		Vetsuppressie		Flow suppressie		Multislice		Doorsnede richting			
MRI-apparaat		Detectie spoel													

Figuur 5 Overzicht van genoteerde gegevens per geïncludeerde studie

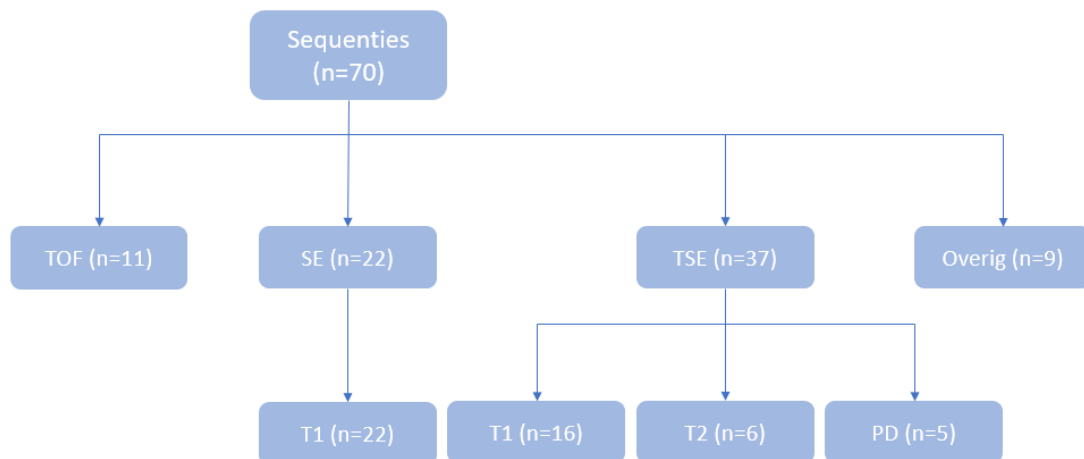
4.2 Resultaten

Op basis van de eerste selectie zijn 70 studies gevonden. Na de tweede selectie zijn uiteindelijk 35 studies geïncludeerd. Dus 35 studies voldeden niet aan alle vier criteria van de tweede selectie, namelijk onvoldoende duidelijkheid over of afwezigheid van de gebruikte parameterinstellingen (n=26), een MRI-protocol dat niet te transleren was naar een MRI-protocol voor de a. temporalis (n=4), afwezigheid van de resultaten van het toegepaste MRI-protocol (n=4) en eenzelfde inhoud als een studie die reeds geïncludeerd was (n=1), zie *Figuur 6*.



Figuur 6 Exclusie op basis van tweede selectie

De geïncludeerde studies omvatten vaak meerdere sequenties die zijn uitgewerkt. De 35 geïncludeerde studies leverden in totaal 69 sequenties. De uitgewerkte sequenties die het meest voorkwamen in de tabel zijn TOF-MRA (n=11), SE (n=22) en TSE (n=27). Bij de studies met SE zijn de TR en TE zo ingesteld dat een T1-gewogen afbeelding wordt gemaakt. Voor de studies met TSE is de weging van de afbeelding verschillend, namelijk T1 (n=16), T2 (n=6) en PD (n=5), zie *Figuur 7*. Voor de verdere uitwerking van de sequenties en van de overige sequenties zie *Tabel 2*. Voor het complete overzicht van alle uitgewerkte sequenties met bijbehorende parameterwaarden, -instellingen en aanvullende informatie over de studie zie *appendix A*.



Figuur 7 Sequenties van geïncludeerde studies met bijbehorende weging

Tabel 2 Geïnccludeerde studies met bijbehorende parameterwaarden en – instellingen (Ref.: referentienummer, vaten: bestudeerde vat in de studie, CE: contrast enhancement, Acq. tijd: acquisitetijd, DWI: diffusion weighted imaging, GE: gradiënt echo, IR: inversion recovery, FLAIR: fluid attenuated inversion recovery, PC: phase contrast, PCA: phase contrast imaging, TOF: time-of-flight, SE: spin echo, TSE: turbo spin echo, SPACE: sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolution Int. art.: intracraniale arteriën, a. temp.: arteria temporalis, n.b.: niet bekend, ASR: acquired special resolution, RSR: reconstructed special resolution)

Ref.	Sequentie	Vaten	Weging	CE	Dimensie	Acq.tijd (min)	Resolutie (mm)	Magnetische veldsterkte (T)
46	DWI	Int. art.	/	-	2D	n.b.	n.b.	3
47	DWI	Int. art.	/	-	2D	1:25	ASR: 0.96x1.22x4 RSR: 0.45x0.45x4	3
48	GE	a. temp.	n.b.	+	3D	n.b.	ASR: 0.63x0.83x1.25	3
46	IR (FLAIR)	a. temp.	T2	-	2D	n.b.	n.b.	3
47	IR (FLAIR)	Int. art.	T2	+	2D	5:00	ASR: 0.65x0.85x4 RSR: 0.41x0.41x4	3
49	IR	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
50	CINE-PC	a. temp.	/	-	2D	12:40 (±3:00)	ASR :0.5x0.5x3	3
50	PCA	a. temp.	/	-	3D	14:20	ASR :0.6x0.6x1.2	3
50	PCA	a. temp.	/	-	3D	14:20	ASR :0.5x0.5x1	3
51	TOF	a. temp.	/	-	3D	10:00	ASR : 0.3x0.3x0.5	3
46	TOF	a. temp.	/	-	3D	n.b.	n.b.	3
52	TOF	a. temp.	/	-	3D	n.b.	n.b.	3
53	TOF	a. temp.	/	-	3D	10:22	n.b.	3
54	TOF	Int. art.	/	-	3D	n.b.	n.b.	3
47	TOF	Int. art.	/	-	3D	5:12	ASR: 0.4x0.7x1 RSR: 0.36x0.36x0.5	3
55	TOF	Int. art.	/	-	3D	7:01	ASR: 0.63x0.8x1	3
56,57	TOF	Int. art.	/	-	3D	n.b.	n.b.	3
56,57	TOF	Int. art.	/	-	3D	n.b.	n.b.	3
58	TOF	Int. art.	/	-	3D	5:40	ASR: 0.53x0.47x0.53	3
59	TOF	Int. art.	/	-	3D	7:00-10:00	n.b.	3
52	SE	a. temp.	T1	+	2D	n.b.	ASR: 0.149x0.149x3	3
52	SE	a. temp.	T1	+	2D	n.b.	ASR: 0.273x0.273x4	3
60	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52 (3x)	ASR: 0.195x0.260x3	3
60	SE	a. temp.	T1	+	2D	5:52 (3x)	ASR: 0.195x0.260x3	3
15,61	SE	a. temp.	T1	+	2D	n.b.	ASR: 0.2x0.3x3	1.5
62	SE	a. temp.	T1	+	2D	6:55	ASR: 0.195x0.260x3	1.5
62	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52	ASR: 0.195x0.260x3	3
63	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52	In plane: 0.195x0.260	3
16	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52	ASR: 0.195x0.260x3	3
64	SE	a. temp.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	7
64	SE	a. temp.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
15,65,66	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52	ASR: 0.195x0.260x3	3
67	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52	ASR: 0.195x0.260x3	3
67	SE	a. temp.	T1	+	2D	6:55	In-plane: 0.195x0.260	1.5
51	SE	a. temp.	T1	+	2D	4:52 (3x)	ASR: 0.2x0.3x3	3
56,57	SE	Int. art.	T1	-	2D	n.b.	n.b.	3
56,57	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
56,57	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
56,57	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
46	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
46	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	ASR: 0.2x0.2x3	3
68	SE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	ASR: 0.195x0.260x3	3
23	TSE	Int. art.	PD	-	2D	1:14/slice 0:37/slice	ASR: 0.25x0.25x2 ASR: 0.5x0.5x2	3
56,57	TSE	Int. art.	PD	-	2D	7:00-10:00	ASR: 0.6x0.6x2	3
69	TSE	Int. art.	PD	-	2D	7:00-10:00	n.b.	3

70,71	TSE, SPACE	Int. art.	PD	+	3D	8:30	ASR: 0.4x0.4x0.4	3
23	TSE	Int. art.	PD	-	3D	7:09	ASR: 0.5x0.5x0.5 ASR: 0.4x0.4x0.4	3
72	TSE	Int. art.	T1	-	3D	9:06	ASR: 0.55x0.55x0.55	3
73	TSE	Int. art.	T1	-	3D	8:07	ASR: 0.53x0.53x0.53	3
74	TSE	Int. art.	T1	+	3D	4:07	ASR: 0.76x0.83x0.90	3
75	TSE	Int. art.	T1	+	2D	n.b.	n.b.	3
70,71	TSE	Int. art.	T1	+	2D	0:45/slice	ASR: 0.4x0.35x2	3
47	TSE	Int. art.	T1	-	3D	2:29	ASR: 1.0x1.0x1.0 RSR: 0.96x0.96x1.0	3
51	TSE	Int. art.	T1	+	2D	6:56	RSR: 0.2x0.3x3	3
75	TSE	Int. art.	T1	+	3D	4:00-5:00	n.b.	3
59,76	TSE, SPACE	Int. art.	T1	+	3D	6:48	ASR: 0.5x0.5x0.5	3
59,	TSE, SPACE	Int. art.	T1	+	3D	10:14	ASR: 0.5x0.5x0.5	3
59,	TSE, SPACE	Int. art.	T1	+	3D	9:58	ASR: 0.5x0.5x0.5	3
54	TSE, SPACE	Int. art.	T1	+	3D	n.b.	ASR: 0.4x0.4x0.4	3
77	TSE, VIRT	Int. art.	T1	+	3D	6:51	ASR: 0.6x0.6x1.0 RSR: 0.5x0.5x0.5	3
47	TSE, VIRT	Int. art.	T1	-	3D	8:03	ASR: 0.5x0.5x1.0 RSR: 0.5x0.5x0.5	3
48	TSE	a. temp.	T1	+	2D	5:56	ASR: 0.195x0.260x3	3
78	TSE	Int. art.	T1/PD	-	3D	4:42	ASR: 0.5x0.5x1	3
49	TSE	Int. art.	T2	-	2D	n.b.	n.b.	3
75	TSE	Int. art.	T2	-	3D	4:42	ASR: 0.76x0.83x0.91	3
58	TSE, SPACE	Int. art.	T2	-	3D	10:20	ASR: 0.6x0.6x0.6	3
70,71	TSE	Int. art.	T2	-	2D	10:04/slice	ASR: 0.4x0.4x1	3
68	TSE	Int. art.	T2	-	2D	n.b.	ASR: 0.520x0.520x3	3
70,71	TSE, SPACE	Int. art.	T2	-	3D	8:51	ASR: 0.5x0.5x0.5	3

4.3 Discussie

Time-of-flight (TOF) magnetic resonance angiography (MRA), spin-echo (SE) en turbo-spin-echo (TSE) zijn de drie sequenties die het vaakst toegepast zijn in de geïnccludeerde studies, zie *Tabel 2*. Wat betreft de weging van de afbeelding valt op dat de T1-weging vaak is toegepast; bij alle SE-sequenties en bij het grootste deel van de TSE-sequenties is gekozen voor een T1-weging, zie *Tabel 2*.

Vanuit het literatuuronderzoek zijn in totaal drie studies geïnccludeerd in twee voorlopige protocollen, namelijk een TOF-MRA, T1-gewogen SE en een T1-gewogen SPACE. Uit de studies waarin een TOF-MRA sequentie werd toegepast, bleek dat deze sequentie vrijwel altijd voorafgaand aan een andere sequentie wordt uitgevoerd ter oriëntatie van het verloop van de vaten.^{23,56,69} Daarnaast blijkt de TOF-MRA sequentie een goede sequentie om eventuele stenoses te detecteren.^{46,56,79-82} Ten slotte kan met behulp van een TOF-MRA onderscheid worden gemaakt tussen arteriën en venen.^{52,83} Ook in het voorlopig protocol van deze MDO is gekozen om een TOF-MRA te implementeren. Dit is noodzakelijk voor een geschikte positionering voor eventuele volgende sequenties en voor het detecteren van eventuele stenoses, wat kan duiden op een door RCA aangedane vaatwand. Bovendien kunnen de met de TOF-MRA verkregen beelden gelinkt worden aan de beelden afkomstig van een andere sequentie, waardoor op de beelden van de andere sequentie onderscheid gemaakt kan worden tussen de a. temporalis en de naastliggende vaten. .

De literatuur over MRI-protocollen met een SE-sequentie toonde aan dat de focus bij een SE-sequentie lag op het afbeelden van vasculitis^{14,16,46,48,52,60,61,63,65,66,68}, de arteriële wand en daarbij een eventuele verdikking of verhoogde signaalintensiteit als gevolg van contrast-enhancement^{14,15,46,51,60,62,63,65,66,80,84} en/of het lumen.^{14,15,65,66} Bij de gevonden literatuur over de SE-sequentie werd enkel T1-weging toegepast, omdat de SE-sequentie, op één studie na, een *contrast enhanced*-scan was. Uit een aantal van de *contrast enhanced* SE-sequenties blijkt dat met behulp van een T1-weging RCA in de a. temporalis kan worden aangetoond.^{44,85}

De literatuur over de TSE-sequentie, paste deze sequentie specifiek toe voor het afbeelden van vasculitis⁵⁸, de arteriële wand en daarbij een eventuele verdikking of verhoogde signaalintensiteit als gevolg van contrast-enhancement^{23,47,56,58,59,70,74,76,77,79,82,86-88} en/of het lumen^{86,87}. Bij de gevonden literatuur over de TSE-sequentie werd voornamelijk T1-weging toegepast. Met een T1-gewogen TSE-sequentie kan de wand van de a. temporalis in beeld worden gebracht.^{48,88}

Het veel voorkomen van de T1-weging bij zowel de SE- als TSE-sequentie komt overeen met eerdere bevindingen. De a. temporalis verschilt in T1- en T2-relaxatietijden van het omliggende weefsel, zie *Tabel 1*. Op een T1-gewogen afbeelding zal de wand van de a. temporalis, na vet- en flow suppressie, een hogere signaalintensiteit hebben ten opzichte van het omliggende vetweefsel en bloed, door de verschillende T1-relaxatietijden van de weefsels en suppressiemethoden. Op een T2-gewogen afbeelding kan ook onderscheid gemaakt worden tussen de wand van de a. temporalis en het omliggende vetweefsel en bloed omwille van de verschillende T2-relaxatietijden. Echter, de wand van de a. temporalis heeft een relatief korte T2-relaxatietijd wat leidt tot relatief weinig signaal.

Bovendien accumuleert contrastmiddel passief in pathologisch weefsel en voor het zichtbaar maken van het effect van contrastmiddel is een T1-gewogen afbeelding meer geschikt dan een T2-gewogen afbeelding.³⁰ Daarnaast is de acquisitietijd van een T2-gewogen afbeelding over het algemeen langer dan een T1-gewogen afbeelding, omwille van de langere TR om de magnetisatie terug te laten groeien in de uitgangspositie. Daarentegen kan een T2-gewogen afbeelding bruikbaar zijn voor het aantonen van inflammatie, aangezien het aangetrokken vocht door de inflammatie een hoge signaalintensiteit heeft bij een T2-weging. Echter, vanwege het voornamelijk voorkomen van T1-weging in de literatuur, zie *Figuur 7*, en de voordelen van T1-weging ten opzichte van T2-weging, wordt gekozen enkel T1-weging te implementeren in het voorlopig protocol. De mogelijke relevantie van de toepassing van T2-weging kan in het vervolg worden onderzocht.

Het valt op dat de studies met T1-gewogen SE over het algemeen minder recent zijn dan de studies met de T1-gewogen TSE-sequentie. Daarentegen focussen de studies met een T1-gewogen SE-sequentie zich met name op RCA en op de a. temporalis, terwijl de studies met T1-gewogen TSE zich niet specifiek focussen op RCA, maar zich vooral focussen op intracraniale arteriën. Enerzijds leek het verstandig om T1-gewogen TSE in het protocol op te nemen, aangezien hier de laatste jaren meer onderzoek naar is gedaan met betrekking tot het afbeelden van de vaatwand. Daarbij is TSE een variant van een SE-sequentie, waarbij de ongevoeligheid voor inhomogeniteiten van het statische magneetveld behouden blijft en de totale acquisitietijd wordt verminderd of de resolutie wordt verbeterd in een gefixeerde acquisitietijd ten opzichte van SE.⁸⁹⁻⁹¹ Anderzijds leek het verstandig om een T1-gewogen SE-sequentie in het protocol op te nemen, aangezien deze sequentie vaak onderzocht is op specifiek (RCA in) de a. temporalis. De T1-gewogen TSE-sequentie is daarentegen vooral onderzocht op intracraniale arteriën, die niet worden omgeven door vetweefsel zoals de a. temporalis. Vetweefsel wordt met TSE-sequentie helderder weergegeven in vergelijking met een SE-sequentie, wat tot minder goede beelden kan leiden bij het afbeelden van (de wand van) de a. temporalis.^{21,89}

Aangezien zowel de T1-gewogen SE als T1-gewogen TSE veelbelovende sequenties zijn, kunnen deze worden opgenomen in het voorlopig protocol.

Uit de resultaten van het literatuuronderzoek blijkt ook dat *Sampling Perfection with Application optimized Contrasts using different flip angle Evolution* (SPACE) een veelvoorkomende variant van een TSE-sequentie is die voorkomt in de geïncludeerde studies waarbij het merendeel van de SPACE-sequenties T1-weging toepast. SPACE maakt een betere wandvisualisatie mogelijk ten opzichte van een 2D TSE-sequentie.²³ Daarnaast blijkt SPACE door diens hoge resolutie en intrinsieke *black blood* effect een geschikte sequentie voor het afbeelden van vaatwanden. Bovendien wordt blurring, een veelvoorkomend nadeel van TSE, geminimaliseerd door SPACE.^{59,76,91}

Concluderend, er is gekozen twee voorlopige protocollen op te stellen; één met een T1-gewogen SE-sequentie en één met een T1-gewogen SPACE-sequentie. Op deze manier kan een afweging gemaakt worden tussen beide sequenties, gebaseerd op verkregen MRI-beelden.

Gedurende het literatuuronderzoek zijn naast bovengenoemde sequenties de volgende sequenties gevonden die beduidend minder vaak voorkwamen tijdens het literatuuronderzoek: gradiënt echo (GE), *diffusion weighted imaging* (DWI), *inversion recovery* (IR) en *phase contrast* (PC)-MRI, *Tabel 2*.

De GE sequentie werd in één studie toegepast.⁴⁸ GE lijkt sterk op een SE-sequentie. Echter, een belangrijk verschil tussen SE en GE is de gevoeligheid voor veld inhomogeniteiten. Het refaseren van de protonen gebeurt bij GE door een frequentie-coderings gradiënt die defasering als gevolg van T2'-relaxatie niet omkeert, terwijl SE gebruik maakt van een 180° RF-puls die defasering als gevolg van T2'-relaxatie wel omkeert. Dit houdt in dat GE gevoelig is voor veld inhomogeniteiten en SE niet.⁹² Aangezien GE sterk lijkt op SE, maar beduidend minder wordt toegepast in vergelijking met SE en daarnaast wel gevoelig is voor inhomogeniteiten, lijkt SE beter om in het voorlopig protocol op te nemen dan GE.

DWI was in twee artikelen geïmplementeerd.^{46,47} DWI werd met name toegepast om pathologieën in weefsel aan te tonen waarbij de protonen niet vrij kunnen diffunderen, zoals bij een ontsteking waarbij het aantal en de grootte van cellen toeneemt.⁹³ Daarentegen werd in de gevonden studies met DWI niet gefocust op ontsteking, maar op ischemie. Bovendien werd slechts een relatief lage resolutie verkregen middels DWI, namelijk maximaal 0.8 mm.⁴⁶ DWI komt daarbij beduidend minder voor in *Tabel 2* dan SE en TSE, waarbij studies met SE aantonen dat RCA in de a. temporalis zichtbaar gemaakt kan worden zonder DWI in het betreffende MRI-protocol^{15,85} en studies met TSE aantonen dat de arteriële wand van de a. temporalis zichtbaar gemaakt kan worden waarbij geen gebruik werd gemaakt van DWI^{48,88}. Op basis van het literatuuronderzoek wordt verwacht dat DWI geen toegevoegde waarde biedt in deze MDO voor het diagnosticeren van RCA in de a. temporalis bovenop de reeds geïncloseerde sequenties.

Om flow-suppressie te realiseren wordt gebruikt gemaakt van een inversie puls. Hiermee wordt de visualisatie van de arteriële wanden verbeterd door de *black blood* karakteristieken.⁴⁹ In het voorlopig protocol zal flow-suppressie worden toegepast, dus IR zal voorafgaan aan de T1-gewogen SE- en T1 gewogen SPACE-sequentie.

De *Cine-phase-contrast* (PC) en *phase-contrast angiography* (PCA) sequenties, variaties van PC-MRI, werden in één onderzoek gebruikt.⁵⁰ PC-MRI zou mogelijk een alternatief zijn voor de TOF-MRA aangezien PC-MRI ook gebruikt wordt ter oriëntatie van de vaten. Daarnaast toont de studie aan dat het haalbaar is met PC-MRI om gegevens te verkrijgen van vaten met een diameter van kleiner dan 5 mm zonder contrastinjectie.⁵⁰ Echter, de acquisitietijd van de PCA is 14 minuten en 20 seconden en die van de CINE-PC is 12 minuten en 40 seconden. De TOF-MRA heeft een kortere acquisitietijd, kan ook gebruikt worden ter lokalisering van de vaten en lijkt dus een meer geschikte sequentie voor het voorlopig protocol.

Op basis van het literatuuronderzoek zijn twee voorlopige protocollen opgesteld. Het eerste protocol bestaat uit een TOF-sequentie gevolgd door een T1-gewogen SE-sequentie. Het tweede protocol bestaat uit een TOF-sequentie gevolgd door een T1-gewogen SPACE-sequentie. Hieronder worden de sequenties met diens parameterwaardes en -instellingen toegelicht. In beide protocollen wordt gebruik gemaakt van een 3T MRI aangezien een 3T MRI tot een twee keer zo hoge SNR leidt en ten opzichte van 1.5T MRI. Daarnaast wordt een langere TR bewerkstelligd middels een 3T MRI, wat bij een TOF-MRA ten goede komt voor het contrast tussen bloed en het omliggende weefsel.⁹⁴

Voor de T1-gewogen SE-sequentie is onderstaande voorlopig protocol opgesteld.

Repetitie Tijd De TR voor vrijwel alle T1-gewogen spin echo sequenties uit de geïncloseerde studies is gelijk aan +/- 500 ms. Met een dergelijke TR is het mogelijk onderscheid te maken tussen enerzijds vetweefsel en anderzijds de arteriële wand en het bloed omwille van de verschillen in T1-relaxatietijd van deze structuren, zie *Tabel 1*. In dit voorlopig protocol wordt om deze redenen gebruik gemaakt van een TR van 500 ms.

Echo Tijd In de geïncloseerde T1-gewogen SE studies ligt de TE rond de 20 ms. Deze TE waarde valt binnen de T2-relaxatietijd van de arteriële wand, waardoor nog enigszins signaal van de arteriële wand aanwezig is en maakt het mogelijk zoveel mogelijk onderscheid te maken tussen het vetweefsel, arteriële wand en bloed omwille van de T2-relaxatietijden. In dit voorlopig protocol wordt om deze redenen gebruik gemaakt van een TE van 20 ms.

Flip angle Bij de T1-gewogen SE-sequenties is de flip-angle in de meeste gevallen 90°, opdat de netto magnetisatievector zich in het transversale vlak bevindt en relatief veel signaal kan worden verkregen. In dit voorlopig protocol wordt om deze reden gebruikt gemaakt van een FA van 90°.

Number of acquisitions De NA varieert tussen de 1 en 3 in de geïncloseerde studies en wordt in deze MDO ingesteld op 1, opdat de totale acquisitietijd relatief kort is.

Field of View De FOV die het meest wordt gebruikt in de studies is 200x200 mm, hiermee wordt het gehele hoofd gescand. In dit voorlopig protocol wordt ook gekozen voor een FOV van 200x200 mm, opdat de a. temporalis aan beide kanten van het hoofd in beeld wordt gebracht.

Matrix De matrixen van de T1-gewogen SE-sequenties verschillen in de geïncloseerde studies, maar de matrix 1024x768 is het meeste aanwezig. De minimale matrix waarbij de *in-plane* resolutie kleiner is dan de kleinste waarde van de diameter van de wand bij een constante FOV van 200x200 mm kan worden berekend. De gemiddelde vaatwanddikte van de a. temporalis bij gezonde personen is $0,57 \pm 0,25$ mm en bij RCA-patiënten $0,88 \pm 0,23$ mm⁴⁴, wat resulteert in een minimale matrix van 768x768 mm opdat de kleinste waarde voor de wanddikte van de gezonde a. temporalis groter is dan de *in-plane* resolutie. In dit voorlopig protocol is gekozen voor een matrix van 1024x768 aangezien deze matrixgrootte het vaakst voorkomt in de literatuur en dit in overeenstemming is met de minimale matrixgrootte.

Slice Thickness De meest voorkomende ST in de T1-gewogen SE studies is 3 mm. Deze wordt in veel artikelen met bovenstaande matrix en FOV gebruikt en uit deze studies blijkt dat de a. temporalis goed in beeld wordt gebracht. Om deze reden wordt in dit voorlopig protocol een ST van 3 mm gebruikt.

Number of slices De geïnccludeerde studies scannen over een lengte variërend van 33 tot 108 mm, waarbij 90 mm het meest voorkomt. Om fout negatieve resultaten te minimaliseren, varieert de lengte van een a. temporalis biopsie van 20 tot 70 mm.⁹⁵ In dit voorlopige protocol wordt getracht 70 mm te scannen, wat met een ST van 3 mm inhoudt dat 24 *slices* worden gescand.

Multislice *Multislice* is een methode om het scannen sneller te laten verlopen, en wordt daarom toegepast. Er wordt gekozen voor de *interleaved* methode aangezien hiermee de *slices* met 100% tussenruimte worden gemaakt. Op de reconstructie van de afbeelding is geen gap te zien en is geen sprake van cross talk.²² Het nadeel van de *interleaved* methode is de relatief grotere verandering tussen opeenvolgende *slices* bij beweging van de patiënt ten opzichte van *multislice* zonder de *interleaved* methode, wat het beoordelen van het verloop van de vaten lastiger maakt. Verwacht wordt dat het voordeel van de *interleaved* methode opweegt tegen het nadeel.

Dimensie Alle geïnccludeerde T1-gewogen SE studies zijn 2D sequenties, waarschijnlijk omwille van de acquisitietijd. In deze MDO wordt de sequentie ook in 2D gemaakt, omdat dit een kortere acquisitietijd geeft.

Vetsuppressie De geïnccludeerde T1-gewogen SE-sequenties passen vrijwel altijd vetsuppressie toe, waarschijnlijk ter verbetering van de visualisatie van de (wand van de) a. temporalis door het onderdrukken van het vet rondom de a. temporalis. In dit voorlopig protocol wordt om deze reden ook vetsuppressie toegepast. De MAGNETOM Skyra maakt het mogelijk vet te onderdrukken middels Fat-Sat en SPAIR. Ondanks de gevoeligheid van Fat-Sat voor de homogeniteiten van het toegepaste magneetveld, wordt Fat-Sat gekozen ter onderdrukking van vet aangezien Fat-Sat de voorkeur krijgt bij een T1-weging.²⁷

Flow suppressie Uit de geïnccludeerde T1-gewogen SE studies is niet altijd bekend of flow suppressie wordt toegepast. Flow suppressie vergroot het contrast tussen het bloed en stationaire weefsel.^{28,29} In dit voorlopig protocol wordt flow suppressie toegepast opdat het verschil in signaalintensiteit tussen het 'zwarte' bloed en de vaatwand zo groot mogelijk is.

Contrast enhanced Op één studie na, wordt in de T1-gewogen SE studies contrast, namelijk gadolinium, toegediend. Door toepassing van een op gadolinium gebaseerd contrastmiddel kunnen inflammatoire processen, zoals RCA, in de vaatwand zichtbaar worden gemaakt op een MRI-beeld.⁴⁵ In dit voorlopig protocol wordt daarom ook gebruik gemaakt van een *contrast enhanced scan*.

Doorsnede richting De doorsnede richting die wordt aangehouden, is axiaal oblique. Deze komt het meest voor in de geïnccludeerde studies en maakt de gehele doorsnede van de vaatwand zichtbaar.

Voor de T1-gewogen SPACE-sequentie is onderstaande voorlopig protocol opgesteld.

Repetitie Tijd Een relatief korte TR (~1 s) leidt bij SPACE tot tijd efficiënte hoge-resolutie beeldvorming.⁵⁹ De geïnccludeerde T1-gewogen SPACE studies passen dan ook vrijwel altijd een TR van 1000 – 1500 ms toe. Eén studie⁷⁶ hiervan valt op aangezien het doel van deze studie het ontwikkelen en optimaliseren van een versnelde, high-resolution (0.5 mm isotropisch) 3D *black blood* MRI techniek is, om de acquisitietijd voor *whole-brain intracranial vessel wall imaging* te verminderen. Voor deze MDO is het ook van belang de vaatwand af te beelden met een snelle, *high-resolution* MRI techniek. De studie focust zich daarnaast op wall to lumen contrast ratio (CRwall-lumen), contrast enhancement ratio (ER) en scherpte van de vaatwand; precies de focuspunten van deze MDO. De TR die gebruikt wordt in de studie en daarom ook in dit voorlopig protocol, is 1000 ms.

Echo Tijd De TE toegepast in de hierboven beschreven studie is 17 ms.⁷⁶ In dit voorlopig protocol wordt ook gekozen voor 17 ms, opdat niet alleen de TR maar ook de TE overeenkomt met deze studie.

Turbo Factor In de studie⁷⁶ zijn drie verschillende turbofactoren (TF) getest, namelijk een conventionele SPACE met een TF van 40 en een TF van 60 en een Compressed Sensing (CS)-SPACE met een TF van 60. De relatieve SNR blijken vergelijkbaar. In dit voorlopig protocol wordt een TF van 60 toegepast, wegens de kortere acquisitietijd ten opzichte van een TF van 40 en vergelijkbare resultaten wat betreft SNR met de TF van 40.

Flip angle Bij de SPACE frequentie wordt gebruik gemaakt van een variable *flip angle*, opdat relatief langer signaal behouden blijft⁹¹ Ook in dit protocol wordt daarom gekozen voor een variabele *flip angle*.

Number of Acquisitions De literatuur is bij de T1-gewogen SPACE studies verdeeld over een NA van 1 of 2. In eerste instantie is voor dit voorlopig protocol gekozen voor NA=1, opdat de totale acquisitie tijd beperkt wordt.

Field of View In dit protocol wordt gekozen voor een FOV van 200x200 mm wegens dezelfde reden als in het eerste voorlopig protocol.

Matrix Wegens dezelfde reden als in het eerste voorlopige protocol, wordt ook in dit voorlopige protocol getracht naar een minimale matrix van 768x768 mm. De T1-gewogen SPACE studies variëren in waarden tussen de 256 en 360 wat betreft afmetingen van de matrix. Waarschijnlijk komt een dergelijke matrixgrootte ten goede voor de acquisitietijd. In dit voorlopig protocol is toch gekozen voor een matrix van 768x768, opdat een relatief hoge *in-plane* resolutie wordt verkregen.

Slice Thickness In dit voorlopige protocol wordt gekozen voor een ST van 0.26 mm opdat isotrope voxels worden verkregen, wat voordelig is voor het in alle richtingen beoordelen van de MRI-afbeeldingen.

Numer of slices per slab Wegens dezelfde reden als in het eerste voorlopige protocol, wordt in dit protocol gekozen 90 mm te scannen. Dit geeft bij het aanslaan van slechts één *slab* en een ST van 0.26 mm 346 *slices per slab*.

Dimensie Middels dit voorlopig protocol wordt een 3D scan verkregen, aangezien een SPACE-sequentie is een 3D sequentie.

Vetsuppressie In de T1-gewogen SPACE studies, die allen de intracraniele vaten betroffen, kwam vetsuppressie vrijwel nooit ter sprake. In dit voorlopig protocol wordt vetsuppressie toch toegepast, wegens dezelfde reden als in het eerste protocol.

Flow Suppressie Wegens dezelfde reden als in het eerste voorlopige protocol, wordt ook in het tweede voorlopig protocol flow actief onderdrukt.

Contrast enhanced Wegens dezelfde reden als in het eerste voorlopige protocol, wordt ook in het tweede voorlopig protocol gebruik gemaakt van een *contrast enhanced scan*.

Doorsnede richting De doorsnede richting die wordt aangehouden, is axiaal oblique. Deze komt het vaakst voor in de geïncludeerde studies en maakt de gehele doorsnede van de vaatwand zichtbaar.

Verder dienen er nog twee kanttekeningen gemaakt te worden ten aanzien van het literatuuronderzoek.

Ten eerste zijn studies geïncludeerd die gebruik maakten van een ander MRI-apparaat en/of detectiespoel dan de Siemens MAGNETOM Skyra en de *20-channel head coil* die in het ZGT gebruikt zullen worden. Het verschil tussen een Siemens MAGNETOM Skyra en een ander MRI-apparaat en/of het verschil tussen de *20-channel head coil* en een andere detectiespoel is in deze MDO verwaarloosd. De invloed van een ander MRI-apparaat en/of detectie spoel kan in het vervolg onderzocht worden. Zo kan achterhaald worden of een MRI-protocol, toegepast op een ander MRI-apparaat en/of met een andere detectiespoel, daadwerkelijk getransleerd kan worden naar een MRI-protocol voor de Siemens MAGNETOM Skyra, waarbij gebruik wordt gemaakt van een *20-channel head coil*.

Ten tweede is gedurende het literatuuronderzoek niet alleen gekeken naar de a. temporalis, maar ook naar onder andere intracraniele vaten. De reden hiervoor was de gelimiteerde literatuur over het in beeld brengen van (RCA in) de a. temporalis middels MRI. Door ook de intracraniele vaten te includeren, waarvoor (vaak) ook een hoofdspoel gebruikt wordt, werd meer informatie verkregen over verschillende sequenties. Echter, er zijn een aantal verschillen tussen de a. temporalis en de intracraniele vaten.

Een eerste verschil tussen de a. temporalis en de intracraniele arteriën is het omliggend weefsel. De geïncludeerde studies die gebruik maakten van een T1-gewogen TSE-sequentie betroffen vrijwel altijd de intracraniele vaten, die niet worden omgeven door vet. TSE leidt tot een helderdere weergave van vet ten opzichte van een SE-sequentie.^{21,96} Het transleren van een protocol uit een dergelijke studie zou tot problemen kunnen leiden bij het beoordelen van de a. temporalis die wél wordt omgeven door vet.

Een tweede verschil tussen de a. temporalis en de intracraniele arteriën in de dikte van de vaatwand. Tussen de intracraniele arteriën vanuit de cirkel van Willis lopen de vaatwanddikten uiteen van 0.45 (0.31-0.52) mm bij de a. cerebri anterior tot 0.66 (0.42-0.86) mm bij de a. carotis interna. Een gezonde wand van de a. temporalis ligt hier tussenin met een dikte van 0.57 (0.32-0.82) mm, waar de wand van een door RCA aangedane a. temporalis een dikte kan aannemen van 0.88 (0.65-1.11) mm en komt daarmee boven de dikte van de intracraniele arteriën uit.⁹⁷ De verschillen in vaatwanddikte tussen de vaten zijn aanwezig, maar worden ingeschat als klein genoeg om protocollen voor de intracraniele vaten te transleren naar de a. temporalis.

4.4 Deelconclusie 1

De TOF-MRA, SE- en TSE-sequentie zijn de sequenties die het meest in de literatuur zijn gevonden die worden toegepast voor het afbeelden van craniële vaten. TOF-MRA wordt met name gebruikt ter lokalisering van de arteriën, SE-sequentie met name voor visualisatie van de wand van de a. temporalis en de TSE-sequentie wordt ingezet voor het bestuderen van de vaatwand van de intracraniele vaten.

Op basis van de bestudeerde literatuur zijn twee voorlopige protocollen opgesteld. Het eerste testprotocol bedraagt een TOF-MRA gevolgd door een SE-sequentie (TR: 500ms, TE: 20ms, FA: 90graden, NA: 1, FOV: 200x200mm, MX: 1024x768, ST: 3mm, Number of Slices: 30, Multislice: *interleaved*, 2D, Vetsuppressie: Fat-Sat, Flow suppressie, Contrast *Enhanced* en met doorsnede richting: axiaal oblique). Het tweede testprotocol bedraagt een TOF gevolgd door een TSE-SPACE-sequentie (TR: 1000ms, TE: 17ms, TF: 60, FA: *Variable Flip angle*, NA: 1, FOV 200x200 mm, MX: 768x768, ST:0.26 mm, Aantal slices per slab: 346, 3D, Vetsuppressie: Fat-Sat, Flow suppressie, Contrast *Enhanced* en met doorsnede richting: axiaal oblique). De twee voorlopige protocollen zullen in het praktisch onderzoek worden gescand en waar nodig geoptimaliseerd.

5. Implementatie en optimalisatie van de testprotocollen

De sequenties uit de voorlopige protocollen volgend uit het literatuuronderzoek, hierna aangeduid als testprotocollen, worden in dit hoofdstuk nader toegelicht, waarna deze in de praktijk worden getest en geoptimaliseerd voor het ZGT. Op deze manier wordt getracht een geschikt protocol te verkrijgen om RCA in de a. temporalis zichtbaar te maken met behulp van de 3T MRI in het ZGT Hengelo. Dit helpt mogelijk MRI te implementeren in het onderzoek van het ZGT naar de verhouding van US, FDG-PET en MRI ten opzichte van elkaar om uiteindelijk te bepalen met welke beeldvormende modaliteit, of combinatie van beeldvormende modaliteiten, RCA snel en betrouwbaar gediagnosticeerd kan worden.

5.1 Achtergrond

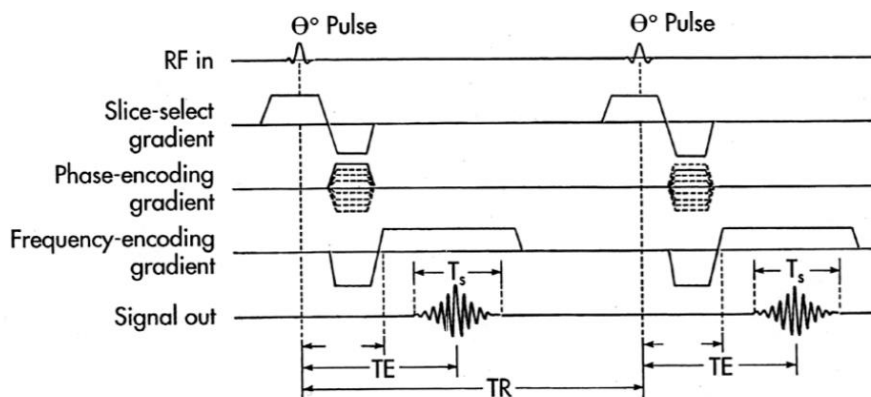
5.1.1 Time of Flight

TOF-MRA is een veel gebruikte *non-contrast-enhanced* techniek, gebaseerd op het principe van een GE-sequentie, zie *Figuur 8*, en wordt gebruikt om vaten in het hoofd te lokaliseren.^{56,69,70,98} Hierdoor kan onderscheid gemaakt worden tussen de a. temporalis en de omliggende vaten.

TOF-MRA is gebaseerd op stromings gerelateerde veranderingen, specifiek voor perifere en intracraniele vaten. TOF-MRA onderdrukt het achtergrondsignaal van stationair weefsel met behulp van snelle *slice*-selectieve RF-excitatiepuls. Het stationaire weefsel in de geselecteerde *slice* wordt voorzien van RF-pulsen en nadert een steady state, welke afhankelijk is van de *flip angle*, TR en de T1- en T2-relaxatietijden van de weefsels. De steady-state-magnetisatie is kleiner dan de magnetisatie vóór de steady state; het is stationaire weefsel gedeeltelijk verzadigd. Wanneer vers, onverzadigd bloed in de af te beelden *slice* stroomt, draagt dit bloed de volledige magnetisatie en zal dus een aanzienlijk hoger MR-signaal genereren dan het stationaire weefsel. De signaalintensiteit van het instromende bloed is hoger dan die van het stationaire weefsel, dit wordt ook wel het TOF-contrast genoemd.^{99,100}

Een nadeel van een TOF-MRA is de gevoeligheid voor saturatie van het signaal van bloed. Des te langer het bloed zich in de af te beelden *slice* bevindt, des te meer signaal van bloed gesatureerd raakt. Hierdoor worden de verschillen in signaalintensiteit met het stationaire weefsel minder. Dus des te langzamer de flow in een vat, des te kleiner het TOF-contrast. Ook de oriëntatie van de *slice* is van belang voor het saturatie-effect. Wanneer een bloedvat parallel georiënteerd is over een lange afstand aan de af te beelden *slice*, zal het bloed zich relatief gezien langer in de *slice* bevinden en raakt het bloed gesatureerd. Dit resulteert ook in een kleiner TOF-contrast. Het maximale TOF-contrast kan behaald worden als de af te beelden *slice* loodrecht op het bloedvat is georiënteerd, opdat het bloed op deze manier de af te beelden *slice* bij wijze van spreken het snelst verlaat.¹⁰⁰

Voor langzame flow is een 2D TOF-MRA meer geschikt dan een 3D TOF-MRA. De TOF-MRA in een 2D acquisitie kan namelijk met dunne *slices* uitgevoerd worden, zodat het bloed de *slices* sneller verlaat ten opzichte van dikke *slices*, waardoor het saturatie-effect van het bloed beperkt blijft en het TOF-contrast over het gehele afbeeldingsoppervlak behouden blijft. Met een 2D acquisitie kan een sterk TOF-contrast worden behaald als de *slice* dikte zo is gekozen dat de magnetisatie van het bloed, met een stroomsnelheid v , gedurende één TR-interval volledig wordt vervangen in de *slice*. Een 3D acquisitie is daarentegen minder geschikt voor een langzame flow wegens het in één keer aanslaan van een groot volume. De magnetisatie van het instromende bloed verzadigt progressief, waardoor de signaalintensiteit in de buurt komt van het stationaire weefsel en dus het saturatie-effect optreedt.^{100,101} Het voornaamste voordeel van een 3D acquisitie is de mogelijkheid tot het behalen van een betere resolutie ten opzichte van een 2D acquisitie en een isotrope resolutie. Dit is mogelijk van belang bij het afbeelden van kleine vaatwanden zoals de wand van de a. temporalis.²³



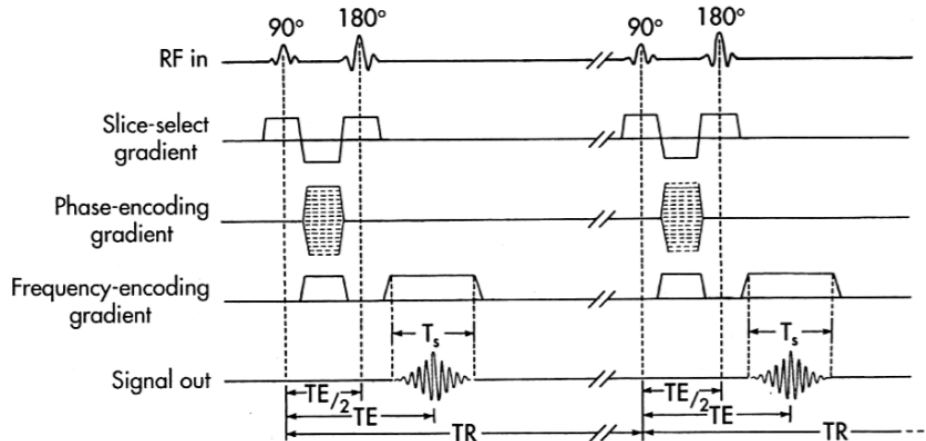
Figuur 8 2D gradiënt-echo puls sequentie diagram. Er wordt een gradiënt toegepast ter selectie van een slice (slice-select gradiënt) evenals ter fase- en frequentie-codering. Vervolgens wordt een theta puls toegepast ter excitatie van de protonen. Op TE/2 wordt de frequentie-codering gradiënt omgekeerd, opdat de protonen gaan defaseren. Per TR wordt één echo verkregen.

102

5.1.2 Spin Echo

Een SE-sequentie is een MRI sequentie waarbij naast een 90° excitatiepuls ook een 180° refaseringspuls wordt toegepast, zie *Figuur 9*, opdat een zo sterk mogelijk echo signaal wordt verkregen. Het echo signaal neemt af doordat protonen defaseren over de tijd. Door de 180° refaseringspuls worden de protonen gespiegeld en refaseren ze. Wanneer de protonen weer in fase zijn, kan op dat moment een relatief sterk echo signaal gemeten worden. Door de spiegeling van protonen wordt de defasering, als gevolg van T_2' -relaxatie, omgekeerd en zo gecompenseerd op TE .¹⁰⁰ Een SE-sequentie is hierdoor ongevoelig voor veld inhomogeniteiten en susceptibiliteiten. Dit is een voordeel ten opzichte van de GE-sequentie, waarbij de protonen refaseren als gevolg van een gradiënt die de polariteit omkeert en hiermee niet defasering als gevolg van veld inhomogeniteiten of susceptibiliteiten refocuseert.⁹²

Een nadeel van een SE-sequentie is een relatief lange acquisitietijd. De tijd tussen de echo en de volgende excitatiepuls wordt gebruikt om de magnetisatie van de protonen terug te laten groeien naar de uitgangspositie in de longitudinale as, niet om een signaal te verkrijgen of verwerken.²²



*Figuur 9 2D spin echo puls sequentie diagram. Er wordt een gradiënt toegepast ter selectie van een slice (slice-select gradiënt) evenals ter fase- en frequentie-codering. Vervolgens wordt een 90 graden excitatiepuls toegepast die op $TE/2$ wordt gevolgd door een 180 graden puls ter refasering van de protonen. Per TR wordt één spin echo verkregen.*¹⁰²

5.1.3 Turbo Spin Echo

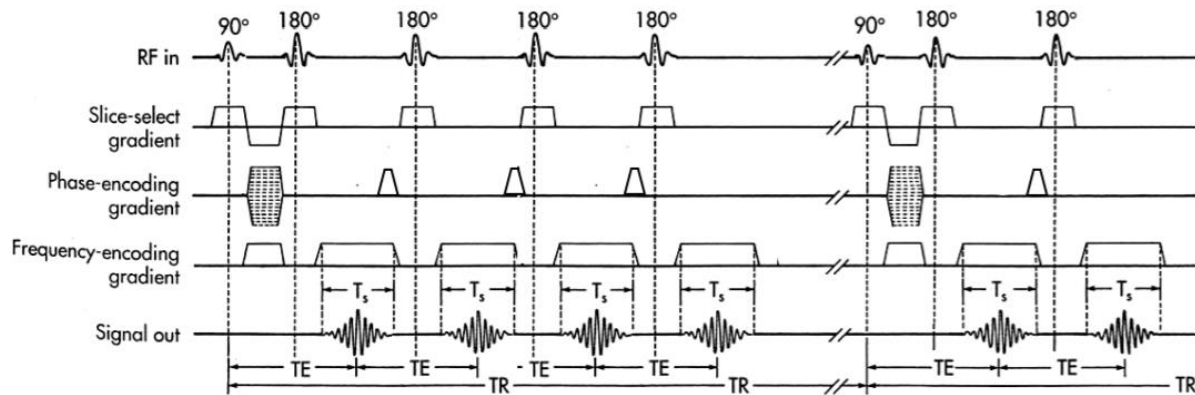
TSE is een variant op de SE-sequentie waarbij meerdere echo's per TR worden verkregen, zie *Figuur 10*. Bij een TSE-sequentie wordt de 90° excitatiepuls gevolgd door een 'trein' van fase-gecodeerde 180° pulsen, de echo trein, waarbij elke 180° puls afzonderlijk een spin echo genereert. Iedere spin echo vult een lijn in de k-ruimte langs de fase codering richting. Doordat meerdere echo's verkregen worden per excitatie, wordt met TSE de k-ruimte sneller gevuld ten opzichte van een conventionele SE-sequentie, waardoor de acquisitietijd afneemt. De acquisitietijd neemt evenredig af met het aantal 180° pulsen die per TR wordt toegepast. Dit aantal wordt TF genoemd. Des te hoger de TF, des te korter de acquisitietijd. Daarnaast wordt bij TSE de gewenste eigenschap van een op SE gebaseerde acquisitie behouden, namelijk de ongevoeligheid voor de inhomogeniteit van het statische magneetveld.^{90,96,103}

Iedere afzonderlijke spin echo in de reeks van spin echo's die ontstaat door de echo trein, heeft een andere echotijd. Bij TSE is daarom geen sprake van een algemene TE, maar van een effectieve echotijd (TE_{eff}). De TE_{eff} is de echotijd die hoort bij de echo's die het centrale deel van de k-ruimte vullen. De TE_{eff} geeft dan ook de echotijd aan die in grote mate de weging van de afbeelding bepaalt, aangezien de grove structuur en het contrast van de uiteindelijke afbeelding worden bepaald door het centrale deel van de k-ruimte.⁹⁶

Bij TSE kan blurring ontstaan, doordat iedere afzonderlijke spin echo in de reeks van spin echo's die ontstaat door de echo trein een andere echotijd heeft. Naarmate de TE toeneemt, wordt het verkregen signaal van de spin echo lager als gevolg van T_2 -relaxatie. Verschillende echotijden leiden dus tot een verschil in de hoeveelheid verkregen signaal. Dit leidt ertoe dat de lijnen in de k-ruimte gevuld worden met echo's van verschillende hoeveelheden signaal. Dit leidt op diens beurt tot een onder- of oververtegenwoordiging van echo's, wat resulteert in blurring. Om deze blurring, wat gerelateerd is aan T_2 -verval gerelateerde k-ruimte asymmetrie, te minimaliseren, zijn bij TSE mogelijkheden die meer dan alleen de onder- of oververtegenwoordiging van echo's compenseren. Voorbeelden van mogelijkheden zijn verschillende manieren van sortering van de echo's in de k-ruimte en het vergroten van de matrixafmetingen. Hierdoor kan met een TSE-sequentie alsnog tijdwinst ofwel een verbeterde resolutie worden behaald ten opzichte van een SE-sequentie: het voornaamste voordeel van TSE ten opzichte van SE.^{96,104}

Het nadeel van een TSE-sequentie in vergelijking met een SE-sequentie bij het beoordelen van de (wand van de) a. temporalis, is de helderdere weergave van vet op een MRI-afbeelding, aangezien de a. temporalis omgeven wordt door vet.^{35,36} Deze helderdere weergave van vet bij TSE heeft te maken met de J-binding. De J-binding is een zwakke interactie tussen de protonen in moleculen en wordt gemedieerd door de elektronen in de chemische binding.¹⁰⁰ Bij het afbeelden

middels een conventionele SE-sequentie leidt de J-binding van de protonen in vetmoleculen tot een langzame defasering van de transversale magnetisatie, ondanks de refaseringspuls. Bij TSE volgen de refaseringspulsen elkaar snel op, waardoor de J-binding als het ware wordt 'overwonnen'. Hierdoor wordt de defasering door de J-binding onderdrukt. Door deze onderdrukking vindt minder defasering van de transversale magnetisatie plaats en wordt meer signaal van de protonen in vetmoleculen gedetecteerd.^{96,104}

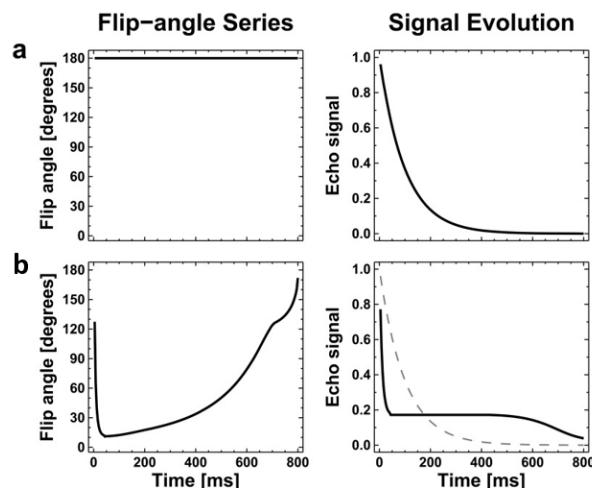


Figuur 10 Puls sequentie diagram van een turbo spin echo met $TF = 4$. Er wordt een gradiënt toegepast ter selectie van een slice (slice-select gradiënt) evenals ter fase- en frequentie-codering. Na de 90 graden excitatiepuls volgen per TR vier 180 graden pulsen ter refaserings van de protonen. Voorafgaand aan elke afzonderlijke echo wordt een fase-codering gradiënt toegepast, opdat de afzonderlijke echo's bijdragen aan een andere lijn in de k -ruimte.¹⁰²

5.1.3.1 SPACE

SPACE is een 3D TSE-sequentie die gebruik maakt van een *variabele flip angle* en gemodificeerde RF-pulsen om respectievelijk blurring te minimaliseren en de *echo-space* te verkorten. SPACE maakt een betere wandvisualisatie mogelijk ten opzichte van een 2D TSE-sequentie.²³ Daarnaast blijkt SPACE door diens hoge resolutie en intrinsieke *black blood* effect een geschikte sequentie voor het afbeelden van vaatwanden.^{59,76,103}

Middels de variabele *flip angle* wordt een deel van de magnetisatie als het ware opgeslagen gedurende de echo trein, waardoor een vlak signaal verloop verkregen wordt gedurende de lange echo trein en blurring wordt geminimaliseerd. Bij SPACE wordt een grote fractie (tot ongeveer 80%) van de magnetisatie langs de longitudinale as behouden door het eerste deel van de variabele *flip angle* reeks met *flip angles* $< 180^\circ$. Deze 'opgeslagen' magnetisatie langs de longitudinale as wordt niet in zijn geheel zoals bij een conventionele TSE-sequentie, maar geleidelijk omgezet in transversale magnetisatie gedurende de echo trein. Op deze manier worden relatief hoge signaalamplituden gehandhaafd voor het centrale deel van de echo trein, zie Figuur 11.^{103,105}



Figuur 11 Vergelijking tussen conventionele TSE en TSE met een variabele flip angle zoals toegepast wordt bij SPACE, met een echo trein duur van 800 ms. De plots in de linker kolom tonen de flip angles voor de refaserings RF pulsen en de plots in de rechter kolom tonen de bijbehorende amplitude van het echo-signaal. A - Conventionele TSE-sequentie waarbij gebruik wordt gemaakt van constante refaserings RF-pulsen van 180 graden. B - TSE-sequentie met een variabele flip angle gedurende de echo trein. Het signaal verloop is vlakker bij de TSE-sequentie met een variabele flip angle ten opzichte van de conventionele TSE. (Echo-train length, 200; echo spacing, 4 ms; T_1/T_2 , 1000/100 ms).¹⁰³

Voor een 3D acquisitie zoals SPACE is er een keuze voor *single-* of *multi-slab*. Bij *single-slab* is er geen sprake van zogeheten *slab-boundary* artifacts ten gevolge van beweging van de patiënt, zoals bij *multi-slab* het geval is. Het uitblijven van deze artefacten bij *single-slab*, maakt *single-slab* klinisch relevanter dan *multi-slab*. Daarentegen is de acquisitietijd bij *single-slab* langer dan bij *multi-slab*. Om *single-slab* toe te kunnen passen in de kliniek dient de acquisitietijd verkort te worden. SPACE bewerkstelligt dit door de pulssequenties te modifieren, opdat de echo spacing wordt verkort en er dus meer echo's per TR worden verkregen. Bij *single-slab* SPACE is spatiale selectie niet vereist, omdat slechts één *slab* wordt afgebeeld. Hierdoor kunnen de spatiaal selectieve RF-pulsen, zoals toegepast bij *multi-slab*, vervangen worden door korter durende, niet-spatiaal selectieve pulsen. Op deze manier wordt de echo spacing bij *single-slab* verkort ten opzichte van *multi-slab* en kan *single-slab* ingezet worden in de kliniek omwille van een acceptabele acquisitietijd en de afwezigheid van *slab-boundary artifacts*.^{103,105}

5.2 Methode

De testprotocollen worden opgestuurd naar een laborant in het ZGT. Er wordt gebruik gemaakt van een 20-kanaal hoofdspool en een 3T MAGNETOM Skyra Siemens. Voordat de scan daadwerkelijk wordt uitgevoerd, worden de parameterwaardes en -instellingen ingevoerd in de MRI waarna de MRI aangeeft of de sequentie met de gewenste parameterwaardes en -instellingen kan worden uitgevoerd. Daarbij worden onder andere de verwachte acquisitietijd, SNR, resolutie en specific absorption rate (SAR) berekend, opdat een eerste inschatting van de haalbaarheid en kwaliteit van de afbeelding wordt gemaakt. Indien de MRI aangeeft dat het protocol niet haalbaar is, of als de acquisitietijd klinisch onacceptabel is, worden de parameterwaardes- en/of instellingen aangepast tot een haalbaar testprotocol wordt gerealiseerd.

In deze MDO worden zowel gezonde proefpersonen als RCA patiënten geïnccludeerd, ouder dan 18 jaar. Hierbij zijn de volgende exclusiecriteria opgesteld volgens de contra-indicaties voor een MRI-onderzoek¹⁰⁶: Het hebben van een pacemaker, ICD, cochleair implantaat, inwendige insulinepomp, metaalsplinters in het oog en/of aneurysma clips geplaatst voor 1990 en wanneer zwaarder dan 140 kg. De contra-indicaties voor het gebruik van Gd-DOTA, het contrastmiddel toegepast in het ZGT, zijn: een nierfunctie met een *glomerular filtration rate* onder de 30 ml/min en een allergie voor Gd-DOTA.¹⁰⁷

De TOF-MRA wordt gescand volgens het standaard TOF-MRA protocol van het ZGT, zie *appendix B*. Vervolgens volgt de SE-sequentie volgens het eerste testprotocol, zie *appendix C*. Het verkregen beeld wordt beoordeeld op de zichtbaarheid van de (wand van de) a. temporalis en op de beeldkwaliteit en -contrast van de MRI-afbeelding. Eerst wordt de focus gelegd op het duidelijk in beeld brengen van de a. temporalis, wat wordt gerealiseerd met behulp van een afdoende resolutie, SNR en beeldcontrast. Vervolgens wordt getracht de acquisitietijd te verkorten. De instellingen worden dusdanig aangepast dat de totale acquisitietijd voor de patiënt klinisch acceptabel is, waarbij de a. temporalis nog steeds te beoordelen is met een afdoende resolutie, SNR en beeldcontrast.

Vervolgens wordt de SPACE-sequentie gescand volgens het tweede testprotocol, zie *appendix D*, en op dezelfde manier geoptimaliseerd zoals beschreven bij het eerste testprotocol. De resultaten van de gemaakte scans worden bij de resultaten met elkaar vergeleken, waarbij het resultaat van een MRI-afbeelding wordt vergeleken met de voorgaande MRI-afbeelding van de specifieke sequentie.

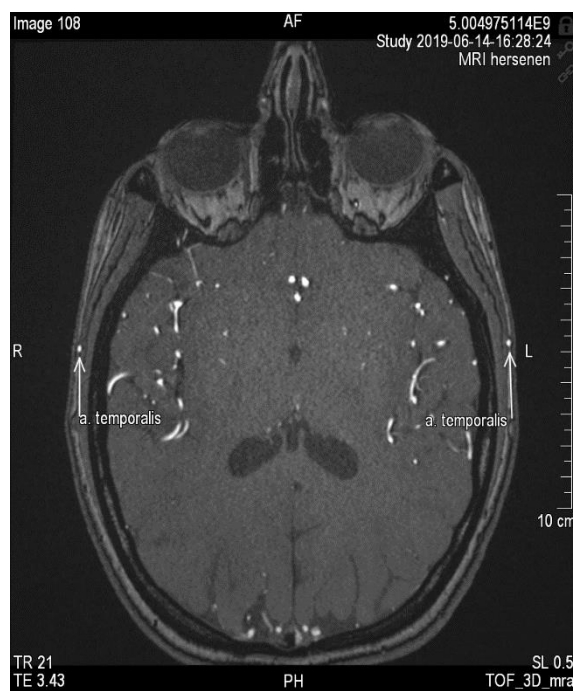
5.3 Resultaten

Na het invoeren van de SE- en SPACE-sequentie bleek de totale acquisitietijd van beide sequenties klinisch onacceptabel, hierop is bij de SE-sequentie de TR verlengd naar 550 ms en bij de SPACE-sequentie de matrix grover gemaakt naar een matrixgrootte van 320x320. Bij de SPACE-sequentie bleek ook dat te weinig signaal per pixel werd ontvangen, hierop werd de TE verlengd naar 24 ms, NA vergroot naar 1.4 en de TF verkort naar 35.

De relatief lange acquisitietijd kwam mede door het grote af te beelden volume over een lengte van 70 mm. In beide protocollen is het volume aangepast naar 39 mm voor de SE-sequentie en 38.4 mm voor de SPACE-sequentie. Dit eerste resultaat leidt tot twee testprotocollen, zie *appendix C* en *D*.

In totaal zijn drie proefpersonen geïnccludeerd; drie gezonde vrouwen van 20 jaar. In totaal zijn één TOF-MRA sequentie, drie verschillende SE-sequenties en negen verschillende SPACE-sequenties gescand. De MRI-protocollen voor de TOF-MRA, SE- en SPACE-sequenties zijn te vinden in respectievelijk *appendix B*, *E* en *F*. Voor de TOF-MRA, SE-sequentie en SPACE-sequentie zijn de *acquired resolution* en acquisitietijd gegeven. Voor de SE-sequentie is ook de SNR bekend, waarbij de SNR van de eerste scan op 1.00 werd vastgezet en de volgende scans een relatieve SNR geven ten opzichte van de scan ervoor. Voor de TOF-MRA is de SNR achterwege gelaten aangezien slechts één TOF-MRA is gemaakt en de SNR een relatieve waarde aangeeft ten opzichte van een voorgaande scan. Voor de SPACE-sequentie was de SNR niet genoteerd en kan de SNR ook niet meer worden achterhaald.

De TOF-MRA, is gescand op proefpersoon A. De arteriën in het hoofd zijn hyperintens afgebeeld ten opzichte van de venen en het stationaire weefsel, zie *Figuur 12*. De *acquired resolution* en acquisitietijd van de TOF-MRA zijn weergegeven in *Tabel 3*. De maximum intensity projection (MIP) is te vinden in *appendix G*.



Figuur 12 Standaard TOF-MRA-sequentie van het ZGT met een *acquired resolution* van 0.50x0.52x1.00 mm en een acquisitietijd van 5:33 min

Tabel 3 *Acquired resolution* en acquisitietijd van de standaard TOF-MRA-sequentie van het ZGT

TOF-MRA	
Acquired resolution (mm)	0.50x0.52x1.00
Acquisitietijd (min)	5:33

SE_1, zoals opgesteld in het eerste testprotocol toont relatief veel ruis, maar wel een relatief hoge scherppte. Daarbij is het T1-contrast duidelijk zichtbaar, kijkend naar een scherp zichtbare choroidea en hyperintense hypofyse, zie *Figuur 13*.



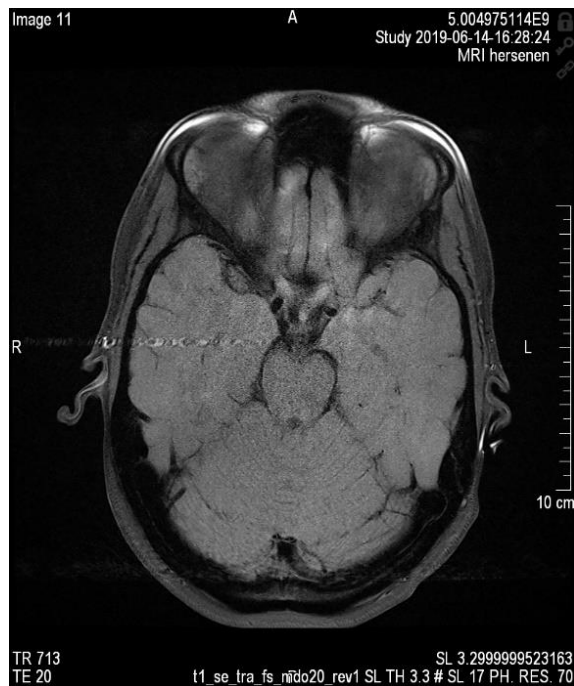
Figuur 13 SE_1 waarbij het duidelijke T1 contrast te zien is door de scherp afgebeelde choroidea en hyperintense hypofyse met een acquired resolution van 0.26x0.20x3.00 en een acquisitietijd van 5:20

Voor SE_2 is gescand op proefpersoon A. Voor SE_2 is de matrix aangepast van 1024x768 naar 960x720 en de partial fourier is aangepast van 6/8 naar 7/8. De oppervlakkige vaten van het hoofd is beter zichtbaar dan bij SE_1 en het beeld is minder ruzig, zie *Figuur 14*.



Figuur 14 SE_2 met een acquired resolution van 0.28x0.21x3.00 mm en een acquisitietijd van 5:50 min

SE_3 is gescand op proefpersonen A en B. Voor SE_3 is de het totale af te beelden volume aangepast van 39 mm naar 56 mm, bewerkstelligd door de *slice thickness* te vergroten van 3.0 mm naar 3.3 mm en het aantal *slices* te laten toenemen van 13 naar 17. SE_3 gaf voor de twee proefpersonen een vergelijkbaar beeld, zie *Figuur 16* en *Figuur 15*. Op beide scans zijn de oppervlakkige vaten van het hoofd zichtbaar. Aan beide kanten van het hoofd is de a. temporalis te detecteren. In *Figuur 15* is echter wel een flow artefact te zien.



Figuur 15 SE_3_A met een flow artefact. De scan heeft een een acquired resolutie van 0.30x0.21x3.30 mm, een acquisitietijd van 7:03 min



Figuur 16 SE_3_B met een acquired resolution van 0.30x0.21x3.30 mm, een acquisitietijd van 7:03 min

De *acquired resolutie* en *acquisitietijd* van elke SE-sequentie zijn te vinden in *Tabel 4*.

Tabel 4 Acquired resolution, acquisitietijd en SNR van de SE-sequenties

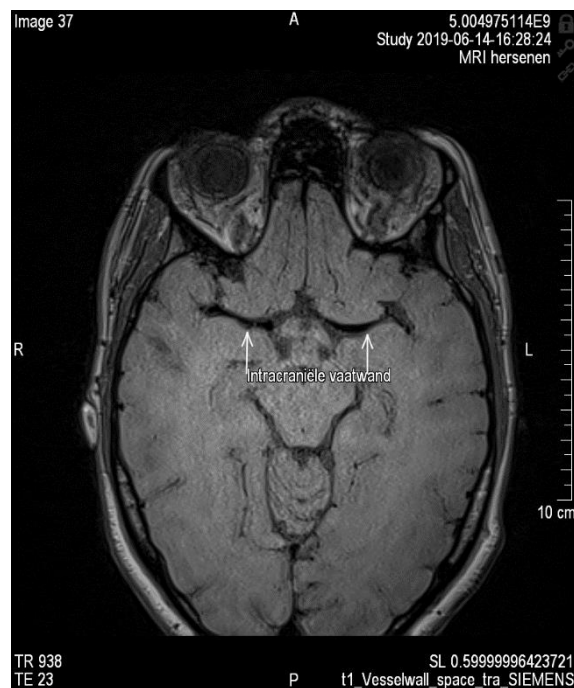
	SE_1	SE_2	SE_3
Acquired resolutie (mm)	0.26x0.20x3.00	0.28x0.21x3.00	0.30x0.21x3.30
Acquisitietijd (min)	5:20	5:50	7:03
SNR	1.00	1.19	1.14

SPACE_1 is gescand op proefpersoon A, deze sequentie is gelijk aan het tweede testprotocol. De MRI-afbeelding beeldt het lumen van de arteriën en venen hypointens af omwille van de flow suppressie. Het MRI-beeld is relatief onscherp, zie *Figuur 17*.



Figuur 17 SPACE_1 met een acquired resolution van 0.63x0.63x0.33 en een aqisitetijd van 12.37 min

SPACE_2, een standaard SPACE-sequentie van Siemens, is gescand op proefpersoon A. Het MRI-beeld bevat een bewegingsartefact. SPACE_2 toont meer signaal van vetweefsel ten opzichte van SPACE_1. Er is relatief goede flow suppressie. Echter, de vaatwand van de intracraniele arteriën is niet scherp afgebeeld, omdat het contrast tussen vaatwand en het omliggende weefsel niet goed te onderscheiden is, zie *Figuur 18*.

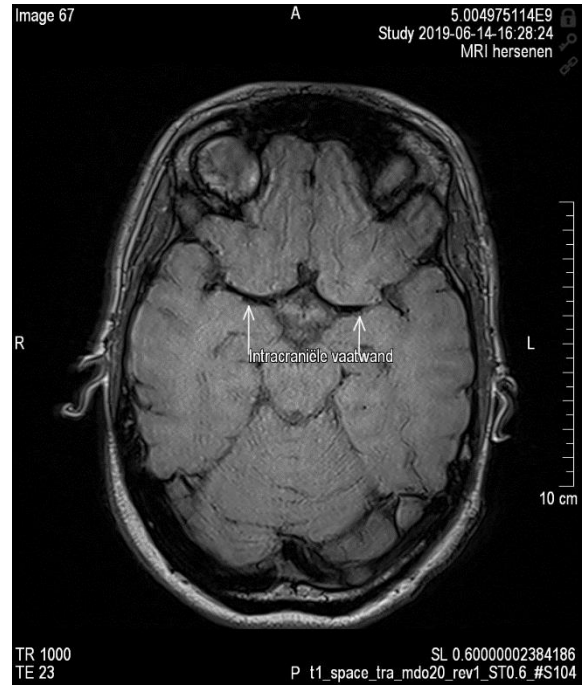


Figuur 18 SPACE_2 met een onscherpe vaatwand van de intracraniele arteriën met een acquired resolution van 0.59x0.59x0.66 en een aqisitetijd van 8:19 min

SPACE_3 is gescand op proefpersoon A. SPACE_3 is verkregen door SPACE_1 zo aan te passen dat een *slice thickness* van 0.6 mm en 104 *slices* per *slab* werden verkregen. De MRI-afbeelding toont een goed T1-contrast, kijkend naar de scherp afgebeelde choroidea en de hyperintense hypofyse, zie *Figuur 20*. Ten opzichte van SPACE_2 heeft SPACE_3 minder flow suppressie, wat inhoudt dat het vat van de intracraniele arteriën minder scherp is afgebeeld. De oppervlakkige vaten van het hoofd zijn goed te vervolgen, zie *Figuur 19*.



Figuur 20 SPACE_3 waarbij het duidelijke T1 contrast te zien is door de scherp afgebeelde choroidea en hyperintense hypofyse, met een acquired resolution van 0.63x0.63x0.66 en een aqisitetijd van 10:03 min



Figuur 19 SPACE_3 met een acquired resolution van 0.63x0.63x0.66 en een aqisitetijd van 10:03 min

SPACE_4 is gescand op proefpersoon A. Bij SPACE_4 zijn de FOV en ST van SPACE_3 aangepast naar respectievelijk 190 mm en 0.5 mm. De MRI-afbeelding toont een goede flow suppressie, waardoor de vaten in scherpte zijn toegenomen ten opzichte van SPACE_3. Daarbij is de gehele afbeelding, zie *Figuur 21*, toegenomen in scherpte, in vergelijking met SPACE_3. Dit is te zien aan de duidelijkere fasciebladen en een goede vervolg van de vaten.



Figuur 21 *Figuur 19* SPACE_4 met een acquired resolution van 0.59x0.59x0.55 en een aqisitetijd van 10:03 min

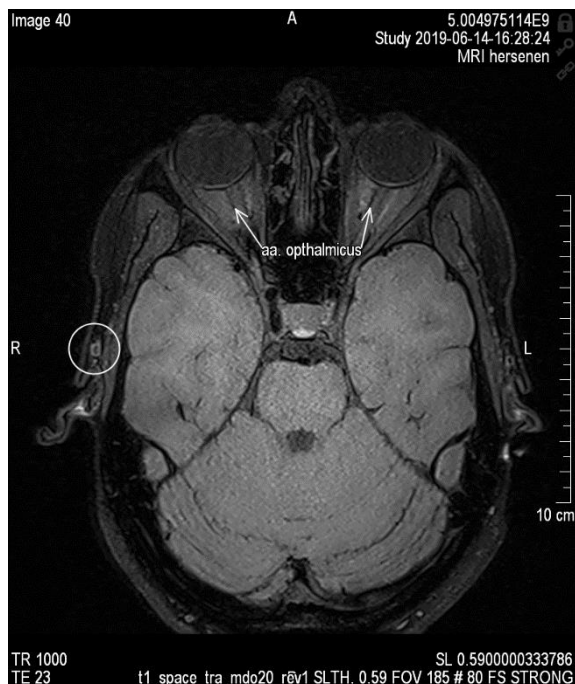
SPACE_5 is gescand op proefpersoon A. De FOV, ST en aantal *slices* per *slab* van SPACE_4 zijn voor SPACE_5 aangepast naar respectievelijk 185 mm, 0.59 mm en 80 *slices* per *slab*. Op de MRI-afbeelding is te zien dat de vaatwand van de intracraniele vaten duidelijk wordt afgebeeld. De a. temporalis kan goed worden vervolgd en daarbij wordt een adequate flow suppressie getoond, zie *Figuur 22*.



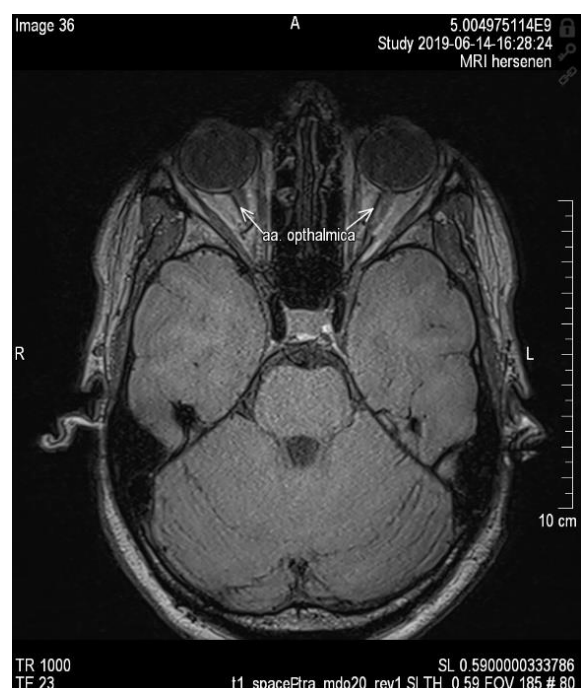
Figuur 22 SPACE_5 met een scherp afgebeelde intracraniele vaatwand en een acquired resolution van 0.58x0.58x0.64 en een acquisitietijd 8:07 min

SPACE_5 met Fat-Sat Strong (SPACE_5_fs) is gescand op proefpersonen A, B en C.

Op SPACE_5_fs_A, zie *Figuur 23*, is de scherpte van de aftakkingen van de aa. opthalmica minder ten opzichte van SPACE_5, zie *Figuur 24*. Daarentegen is de vaatwand van een van de oppervlakkige vaten van het hoofd duidelijk afgebeeld, zie *Figuur 23*.



Figuur 23 SPACE_5_fs_A met een duidelijk afgebeelde vaatwand van een oppervlakkig van met een SPACE_5 met een acquired resolution van 0.58x0.58x0.64 en een acquisitietijd 8:07 min



Figuur 24 SPACE_5 met scherp afgebeelde aa. opthalmica en een acquired resolution van 0.58x0.58x0.64 en een acquisitietijd 8:07 min

SPACE_5_fs_B en SPACE_5_fs_C bevatten beide bewegingsartefacten die de boventoon voeren. De MRI-beelden zijn omwille van de bewegingsartefacten niet te beoordelen, zie *appendix H*.

Voor SPACE_6 is gescand op proefpersoon A. Voor SPACE_6 is de matrix van SPACE_5 aangepast van 320x320 naar 256x256. De vaatwand van de intracraniele vaten is nog steeds te zien evenals andere details zoals de aa. ophthalmica en de fasciebladen, zie *Figuur 25*.



Figuur 25 SPACE_6 met een duidelijk afgebeelde aa. ophthalmicus met een acquired resolution van 0.72x0.72x0.64 en een acquisitietijd van 6:41 min

SPACE_6 met Fat-Sat Strong (SPACE_6_fs) is gescand op proefpersonen B en C. SPACE_6_fs_B toont homogene vetsuppressie. De wand van een van de oppervlakkige vaten is duidelijk zichtbaar, maar de MRI-afbeelding is enigszins ruzig, zie *Figuur 27*. SPACE_6_fs_C is vergelijkbaar met SPACE_6_fs_B. Ook de MRI-afbeelding na SPACE_6_fs_C toont homogene vetsuppressie en beeld een wand van een van de oppervlakkige vaten duidelijk af, zie *Figuur 26*.

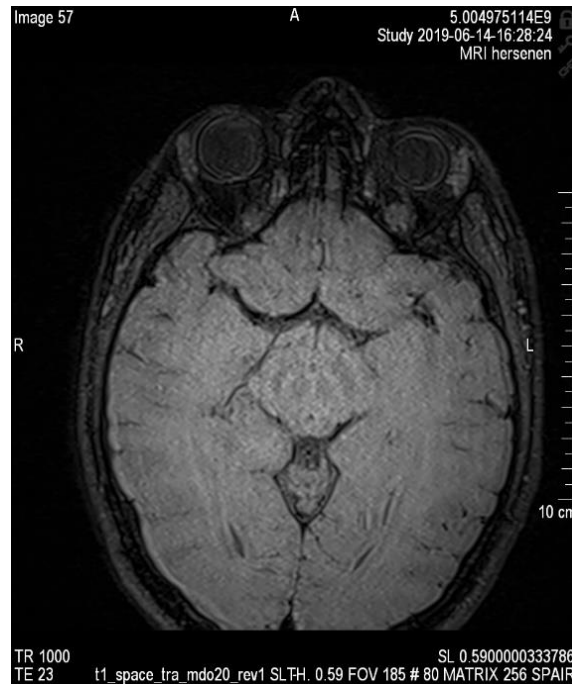


Figuur 27 SPACE_6_fs_B met een duidelijk zichtbare wand van een oppervlakkig vat met een acquired resolution van 0.72x0.72x0.64 en een acquisitietijd van 6:41 min



Figuur 26 SPACE_6_fs_C met een duidelijk zichtbare wand van een oppervlakkig vat met een acquired resolution van 0.72x0.72x0.64 en een acquisitietijd van 6:41 min

SPACE_6_SPAIR_B is gelijk aan SPACE_6, maar dan met SPAIR als vetsuppressie methode. De MRI-afbeelding laat een homogene vetsuppressie zien, zie *Figuur 28*. De structuren zijn minder scherp afgebeeld in vergelijking met SPACE_6_fs_B.



Figuur 28 SPACE_6_SPAIR met een acquired resolution van 0.72x0.72x0.64 en een acquisitietijd van 6:41 min

De *acquired resolution* en acquisitietijd van elke verschillende SPACE-sequentie zijn te vinden in *Tabel 5*.

Tabel 5 Acquired resolution en acquisitietijd van de SPACE-sequenties. SPACE_5_fs, SPACE_6_fs en SPACE_6_SPAIR hebben dezelfde waarden voor de acquired resolution en acquisitietijd als respectievelijk SPACE_5, SPACE_6 en SPACE_6.

	SPACE_1	SPACE_2	SPACE_3	SPACE_4	SPACE_5	SPACE_6
Acquired resolution (mm)	0.63x0.63x0.33	0.59x0.59x0.66	0.63x0.63x0.66	0.59x0.59x0.55	0.58x0.58x0.64	0.72x0.72x0.64
Acquisitietijd (min)	12:37	8:19	10:03	10:03	8:07	6:41

5.4 Discussie

Tijdens de implementatie en optimalisatie van de testprotocollen bleken de MRI-beelden van de TOF-MRA-sequentie gelinkt te kunnen worden aan de beelden van volgende sequenties. Hierdoor kan op de beelden van de volgende sequenties de a. temporalis gelokaliseerd worden. Dit is in overeenstemming met de eerder gevonden literatuur waaruit bleek dat de TOF-MRA-sequentie met name toegepast werd ter lokalisering van de vaten.^{23,56,69} Voor het definitieve protocol wordt een TOF-MRA noodzakelijk geacht, opdat op volgende beelden de a. temporalis achterhaald kan worden.

De sequenties die de TOF-MRA volgen, zijn een SE- en SPACE-sequentie. Opvallend was dat de SE-sequenties (TR: 550 - 720 ms, TE: 20 ms) over het algemeen een betere T1-weging toonde ten opzichte van de SPACE-sequenties (TR: 1000 ms, TE: 23 ms, echo trein duur: 120 - 150 ms), wat in overeenstemming is met de literatuur.⁹⁶ SPACE-sequentie krijgt namelijk meer T2-weging omwille van de relatief late echo's van de echo trein en omwille van de langere TR.

Zowel het SE als het SPACE test protocol was een *contrast enhanced* protocol. Wegens het ontbreken van een METC waardoor contrastmiddel niet toegediend kon worden bij de proefpersonen en wegens het ontbreken van patiënten waarvoor reeds voor een ander MRI-onderzoek van het hoofd contrastmiddel werd toegediend, zijn de testprotocollen uitgevoerd zonder contrastmiddel. Echter, vanwege de uitkomst van het literatuuronderzoek over de mogelijkheid van contrastmiddel om pathologie in de vaatwand aan te tonen, is het definitieve protocol *contrast enhanced* waarbij een pre- en postcontrast beeld wordt gemaakt.

Het contrastmiddel wat wordt toegediend bij een MRI-onderzoek in het ZGT bedraagt Dotarem® (Gd-DOTA), een contrastmiddel op basis van gadolinium. De T1-relaxiviteit van Gd-DOTA bij 3T is $3.40 \pm 0.31 \text{ s}^{-1} \cdot \text{mM}^{-1}$, dit is een maat voor de relatieve effectiviteit van de contrastmiddelen.¹⁰⁸ Gd-DOTA heeft een relatief lagere T1-relaxiviteit vergeleken met andere contrastmiddelen op basis van gadolinium (GBCA's).¹⁰⁹ Voor een effectiever werkend contrastmiddel kan een ander GBCA gekozen worden met een hogere T1-relaxiviteit. Er kan ook worden gekozen om een hogere dosis Gd-DOTA toe te dienen, om een sterker effect te zien op de MRI-beelden. De verhoogde dosis zal binnen de aanbevolen hoeveelheid van 0,1 tot 0,3 mmol/kg moeten blijven om zo de risico's voor de patiënt laag te houden.¹¹⁰ Ook leidt een grotere dosis tot hogere kosten per patiënt. De meerwaarde van andere GBCA's en het verhogen van de dosis ten opzichte van de huidige Gd-DOTA kunnen in het vervolg worden uitgezocht.

SE_1 is de eerste SE-sequentie en toont een duidelijk T1-contrast, maar met relatief veel ruis. Omdat op deze afbeelding het T1-contrast goed is, met een hoge scherpte, is de afbeelding niet direct onbruikbaar. Om de ruis vervolgens te verminderen, is bij SE_2 de matrix aangepast van 1024x768 naar 960x720. Door de matrix grover te maken wordt meer signaal uit één voxel verkregen, waardoor de SNR toeneemt. Hier staat tegenover dat de resolutie verslechterd, namelijk van 0.26x0.20x3 naar 0.28x0.21x3 mm³. Ook is de *partial fourier* aangepast van 6/8 naar 7/8. Hierdoor wordt de k-ruimte meer gevuld, waardoor meer signaal wordt verkregen, wat de SNR vergroot. Hier staat tegenover dat de acquisitietijd toeneemt, namelijk met 0:30 min. De SNR neemt bij SE_2 met 19% toe ten opzichte van SE_1. Op de scan blijft het T1-contrast goed zichtbaar, dit is te zien aan de scherp afgebeelde choroidea en de hyperintense hypofyse. Daarnaast zijn de oppervlakkige vaten van het hoofd beter zichtbaar dan op de beelden van SE_1. Vanwege bovenstaande geniet SE_2 de voorkeur ten opzichte van SE_1 voor de toepassing van deze MDO.

Uit de SE_2 bleek dat over een lengte van 39 mm wordt gescand. Omdat de a.temporalis langer is dan deze lengte, is voor SE_3 gekozen om de af te beelden lengte te vergroten. Om de acquisitietijd klinisch acceptabel te houden is gekozen voor een grovere matrix, namelijk 960x672 in plaats van 960x720, en om een lengte van 56.1 mm af te beelden. Het vergroten van het af te beelden volume wordt bewerkstelligd door de *slice thickness* te vergroten van 3.0 mm naar 3.3 mm en het aantal *slices* te vergroten van 13 naar 17. Met deze aanpassingen is getracht de acquisitietijd niet lineair toe te laten nemen met de hoeveelheid extra af te beelden volume, door niet enkel het aantal, maar ook de dikte van de *slices* te vergroten. De veranderingen van de instellingen hebben als gevolg dat de acquisitietijd toeneemt tot 7:03 min en de resolutie slechter wordt, namelijk 0.3x0.21x3.3 mm. De SNR is 14% hoger ten opzichte van SE_2. De beeldkwaliteit blijft nagenoeg gelijk; een groot T1-contrast en zelfs beter zichtbare oppervlakkige vaten van het hoofd ten opzichte van de SE_2. Echter, er komt wel een artefact voor bij de SE_3, namelijk het flow artefact, welke ontstaat door arteriële pulsatie.¹¹¹

Het voornaamste voordeel van een groter volume is een groter deel van de a.temporalis dat in beeld kan worden gebracht. Omdat de ontsteking bij RCA segmenteel is, wordt met een groter af te beelden volume de kans op fout negatieve uitslagen kleiner. Bij een lengte van het a. temporalis biopt van 20 tot 70 mm, wordt de kans op fout negatieve resultaten geminimaliseerd.⁹⁵ Bij SE_3 wordt over een lengte van 56.1 mm gescand, wat binnen bovenstaande marges valt. Hier staat tegenover dat een groter af te beelden volume ten koste gaat van de acquisitietijd, SNR en/of resolutie. In het geval van SE_3 neemt de acquisitietijd met 1:13 min toe. De afweging of het extra volume tegen de extra tijd opweegt, dient gemaakt te worden. In het achterhoofd houdende dat de MRI mogelijk de biopsie, met grote kans op fout negatieve uitkomsten, zal vervangen, wordt geconcludeerd dat het scannen van een groter volume opweegt tegen de extra tijd, omdat de kans op fout negatieve uitkomsten kleiner wordt bij een groter volume. Denkend aan de toepasbaarheid van MRI ter diagnosticering van RCA is een bijkomend voordeel van een groter volume meerdere craniële vaten die kunnen worden afgebeeld. Deze vaten kunnen vervolgens ook beoordeeld worden op RCA. Echter, in deze MDO is slechts gefocust op de a. temporalis. In vervolgonderzoek kan achterhaald worden of het ook met de beschreven sequenties haalbaar is RCA in andere craniële vaten aan te tonen dan wel uit te sluiten.

Voor het definitieve protocol wordt SE_3 geschikt geacht, omdat hiermee een relatief groot volume gescand wordt en de kans op fout negatieve uitslagen kleiner wordt. Daarnaast blijft de beeldkwaliteit van SE_3 ten opzichte van SE_2 nagenoeg gelijk. Om een indicatie te krijgen van de reproduceerbaarheid van SE_3 is deze sequentie op twee proefpersonen gescand. De afbeeldingen van deze twee proefpersonen zijn vergelijkbaar in beeldkwaliteit en tot dusver lijkt de sequentie reproduceerbaar.

Het voorlopige SPACE-protocol is grotendeels gebaseerd op een studie.⁷⁶ waarbij gebruik wordt gemaakt van compressed sensing (CS)-SPACE. Nadat het voorlopige protocol was opgestuurd naar de MRI-laborant bleek dat de acceleratietechniek, CS-SPACE, niet beschikbaar is in het ZGT. Door het ontbreken van CS zou de sequentie tot een klinisch onacceptabele acquisitietijd leiden en daarom is het voorlopige SPACE protocol aangepast tot het testprotocol SPACE_1.

Op het MRI-beeld van SPACE_1 is ruis te zien en het beeld is relatief onscherp, wat het lastig maakt om een uitspraak te doen over de (wand van de) a. temporalis. De acquisitie tijd is daarnaast relatief lang, namelijk 12:37 min.

Om SPACE_1 te vergelijken met een standaard SPACE-sequentie is een standaard Siemens SPACE-sequentie gescand (SPACE_2). SPACE_2 vertoont een hogere *in-plane* resolutie ten opzichte van SPACE_1, waardoor de a. temporalis beter kan worden beoordeeld. Bij SPACE_2 is meer signaal (van vetweefsel) te zien ten opzichte van SPACE_1, wat verklaard kan worden door de verdubbelde *slice thickness*. Het T1-signaal van vetweefsel blijft behouden aangezien vetsuppressie niet is toegepast. Hierdoor worden de vaatwanden, van de oppervlakkige vaten van het hoofd, minder scherp afgebeeld.

Vervolgens wordt SPACE_1 aangepast en geoptimaliseerd met opgedane kennis vanuit SPACE_2. Om de ruis van SPACE_1 te verminderen, werd bij SPACE_3 getracht de SNR te verhogen door de *slice thickness* te verdubbelen, waarbij de resolutie lager werd en ook meer isotroop. SPACE_3 lijkt daadwerkelijk minder ruis te vertonen dan SPACE_1. Bovendien heeft SPACE_3 een kortere acquisitietijd ten opzichte van SPACE_1, aangezien het aantal *slices* per *slab* 104 is in plaats van 128. Daarbij scant SPACE_3 over een lengte van 62.4 mm, terwijl SPACE_1 over een lengte van 38.4 mm scant. Zoals genoemd bij de SE-sequentie dient een afweging te worden gemaakt tussen het scannen over een grotere lengte en de extra tijd. Voor SPACE_3 is gekozen een groter volume te scannen, ten koste van de resolutie, om na te gaan of een slechtere resolutie volstaat, terwijl het voordeel van een grotere lengte wordt meegenomen. Uiteindelijk gaat SPACE_3 vooruit wat betreft acquisitietijd, SNR en het te scannen volume ten opzichte van SPACE_1. De resolutie van SPACE_3 is daarentegen slechter.

Om vervolgens de verlaagde acquisitietijd te behouden en de scherpste van SPACE_3 te verhogen zijn de FOV en *slice thickness* kleiner gemaakt bij SPACE_4, opdat een fijnere matrix en dus een betere resolutie wordt verkregen. De vaten van SPACE_4 lijken ook daadwerkelijk in scherpste toegenomen. De acquisitietijd is daarbij gelijk gebleven. Verwacht wordt dat SPACE_4 achteruit is gegaan in SNR ten opzichte van SPACE_3, aangezien de echo trein duur van SPACE_4 langer is en des te langer de echo trein, des te kleiner het signaal van de laatste echo's. Echter, de beoordelaar heeft niets benoemingswaardigs gezegd over het verschil in SNR.

Om de acquisitietijd van SPACE_4 te verkorten, is de FOV voor SPACE_5 verkleind van 190x190 naar 185x185. Daarbij is ook het aantal *slices* per *slab* verlaagd van 104 naar 80. Om nog steeds een relatief groot volume te scannen is de *slice thickness* vergroot, waardoor uiteindelijk over een lengte van 47.2 mm wordt gescand. Op deze manier is ongeveer 2 minuten tijdswinst behaald. Hierbij is de *trough-plane* resolutie achteruit gegaan, maar de *in-plane* resolutie is enigszins verbeterd. Op de beelden zijn de a. temporalis en de intracranieële vaten goed zichtbaar en goed te vervolgen. De beeldkwaliteit oogt nog steeds goed, ondanks de kortere acquisitietijd.

Om de kans op bewegingsartefacten te verkleinen is gekozen om bij SPACE_6 de acquisitietijd nog verder te verkorten. Dit wordt gedaan middels het grover maken van de matrix, namelijk van 320x320 naar 256x256. Als gevolg hiervan neemt de SNR toe, maar de *in-plane* resolutie verslechterd met 24%. Op de beelden is te zien dat de vaatwand van de intracranieële vaten en andere details nog steeds goed zichtbaar zijn, terwijl de acquisitietijd met 21% is afgenomen. Met een acquisitietijd van 6:41 min en een goede beeldkwaliteit, lijkt SPACE_6 mogelijk een geschikte sequentie voor het definitieve protocol.

Bij de bovengenoemde SPACE-sequenties was geen sprake van vetsuppressie, omdat deze na controle uit bleek te staan. Aangezien de a. temporalis wordt omgeven door vet en verwacht wordt dat de vaatwand beter zichtbaar is indien het vet wordt onderdrukt, is gekozen om de protocollen SPACE_5 en SPACE_6 nogmaals te scannen met Fat-Sat Strong. Voor deze scans geldt dat de *acquired resolution* en de acquisitietijd gelijk blijven aan die van de SPACE_5 en SPACE_6. SPACE_5_fs scan zijn de aftakkingen van de aa. ophthalmica minder scherp afgebeeld. Daarentegen is de vaatwand van een oppervlakkig vat duidelijk afgebeeld. Hieruit wordt opgemaakt dat SPACE5_fs mogelijk ook geschikt is voor de a. temporalis. De SPACE_6_fs beelden vertonen een goede beeldkwaliteit; er is sprake van homogene vetsuppressie en de wand van een van de oppervlakkige vaten is duidelijk zichtbaar. Om een indicatie te krijgen van de reproduceerbaarheid van SPACE_5_fs en SPACE_6_fs, zijn deze sequenties gescand op respectievelijk drie en twee proefpersonen. Zowel SPACE_5_fs_B en SPACE_5_fs_C zijn niet bruikbaar omwille van de bewegingsartefacten. De acquisitietijd van deze scan bedraagt 8:07 min. Opvallend is dat bij SPACE_6_fs_B en SPACE_6_fs_C minder bewegingsartefacten voorkomen, dit is mogelijk te verklaren door een kortere acquisitietijd, namelijk 6:41 min. De beelden van SPACE_6_fs_B zijn vergelijkbaar met SPACE_6_fs_C en tot dusver lijkt de sequentie reproduceerbaar. Om bovenstaande redenen lijkt SPACE_6_fs geschikt voor het definitieve protocol.

Om een verschil te kunnen bepalen tussen Fat-Sat en SPAIR, is SPACE_6 uitgevoerd met SPAIR ter onderdrukking van vet. SPAIR wordt gekenmerkt door een homogenere vetsuppressie, dit komt overeen met het beeld van SPACE_6_SPAIR. Echter, het MRI-beeld met de SPAIR-sequentie werd niet als beter beoordeeld ten opzichte van de SPACE_6_fs_B, omdat de structuren minder scherp zijn afgebeeld. Daarnaast is SPAIR minder geschikt voor een T1-gewogen afbeelding ten

opzichte van Fat-Sat.²⁷ Om RCA aan te tonen geniet een T1-gewogen afbeelding de voorkeur. Om deze redenen is gekozen SPAIR achterwege te laten en de voorkeur te geven aan Fat-Sat als vetsuppressie methode.

Voor het definitieve protocol wordt SPACE_6_fs geschikt geacht, omdat deze sequentie de kortste acquisitietijd heeft ten opzichte van de andere SPACE-sequenties en de MRI-beelden van een goede beeldkwaliteit zijn waar de wand van een van de oppervlakkige craniële vaten scherp zichtbaar is.

Aan de hand van de resultaten en discussie van de sequenties en MRI-beelden van de implementatie en optimalisatie van de testprotocollen, wordt de TOF-MRA opgenomen in het definitieve protocol. Zowel de SE_3 als de SPACE_6_fs worden geschikt geacht als vervolg sequentie.

Voordelen van SE_3 ten opzichte van SPACE_6_fs zijn een hogere *in-plane* resolutie, een betere T1-weging en het scannen over een grotere lengte. Des te hoger de resolutie, des te beter de a. temporalis en omliggende weefsels in beeld kunnen worden gebracht om vervolgens te kunnen beoordelen. De *through-plane* resolutie van SPACE_6_fs is daarentegen beter in vergelijking met SE_3, respectievelijk 0.64 en 3.30 mm. Echter, er wordt verwacht dat de eventuele inflammaties van de a. temporalis niet kleiner zullen zijn dan 3.30 mm en om deze reden in ieder geval niet wegens de hogere *through-plane* resolutie bij SE_3 gemist zullen worden. Het voordeel van de betere T1-weging is een beter T1-contrast, wat voordelig is voor het aantonen van de pathologie met behulp van contrastvloeistof. Daarnaast wordt bij SE_3 8.9 mm meer gescand dan bij SPACE_6_fs.

Voordelen van SPACE_6_fs ten opzichte van SE_3 zijn een hogere SNR, een meer isotrope resolutie en een kortere acquisitietijd. SPACE_6_fs is een 3D sequentie en geeft hierdoor een relatief grotere signaalintensiteit, en daardoor een relatief hoge SNR, aangezien een gehele *slab* in één keer wordt aangeslagen. Bovendien kon bij SPACE_6_fs een nagenoeg isotrope resolutie worden verkregen of geconstrueerd, waardoor de beelden in elke gewenste richting voldoende beoordeeld konden worden. Hierdoor kan de a. temporalis, die kronkelig is, goed vervolgd worden door de beelden, wat voordelig is voor de beoordeling van de a. temporalis. Ten slotte is de acquisitietijd van SPACE_6_fs 0:22 min korter dan SE_3.

In het definitieve protocol, appendix I, wordt zowel de SE- als de SPACE-sequentie geïmplementeerd met als voornaamste reden voor SE het relatief goede T1-contrast en als voornaamste reden voor SPACE de mogelijkheid het MRI-beeld in elke gewenste richting met een relatief goede resolutie te reconstrueren. Door beide sequenties te implementeren in het protocol, kunnen de verkregen beelden van de SE- en SPACE-sequentie naast elkaar worden gelegd, waarbij de beelden elkaar aanvullen. Dit helpt mogelijk bij de beoordeling van de beelden.

Bij de implementatie en optimalisatie van de testprotocollen dienen drie belangrijke kanttekeningen te worden gemaakt.

Ten eerste is het aantal proefpersonen (n=3) zeer laag, evenals het aantal verkregen MRI-beelden (n=19) en aantal beoordelaars (n=1). Daarnaast zijn slechts van één protocol, SPACE_5_fs, MRI-beelden van drie verschillende proefpersonen verkregen en zijn van de andere protocollen enkel MRI-beelden van één of twee proefpersonen verkregen. De indicatie van de reproduceerbaarheid kon dus niet voor alle protocollen achterhaald worden. Bovendien hebben alle proefpersonen een leeftijd van 20 jaar, terwijl RCA vrijwel altijd bij mensen boven de 50 jaar voorkomt. De onderzoekspopulatie is om deze reden niet erg representatief voor de verwachte doelgroep. Bovendien zijn de beelden slechts subjectief, door één radioloog, beoordeeld. Om bovenstaande redenen is het niet mogelijk betrouwbare uitspraken te doen over de protocollen. Wel kan een indicatie gegeven worden over de protocollen, zoals beschreven is in de resultaten en discussie van het de Implementatie en optimalisatie van de testprotocollen. Aanbevolen wordt alle protocollen te scannen bij een grotere en meer representatieve onderzoekspopulatie en te laten beoordelen door meerdere ervaren beoordelaars en daarbij eventueel ook op een objectieve manier. Op deze manier wordt toeval zo veel mogelijk uitgesloten en kunnen gegronde, betrouwbare uitspraken gedaan worden.

Ten tweede miste een TOF-MRA-sequentie bij proefpersonen B en C. Daarbij is proefpersoon A in drie fases gescand, wat hier inhoudt dat de proefpersoon tussendoor tweemaal uit de MRI is geweest. De TOF-MRA van proefpersoon A, die in de eerste fase van het scannen is gemaakt, was hierdoor enkel te gebruiken ter oriëntatie voor de protocollen die ook in de eerste fase zijn gescand, namelijk SE_1, SE_2 en SPACE_1. Doordat de TOF-MRA bij proefpersonen B en C ontbrak en doordat de TOF-MRA bij proefpersoon A bij een aantal protocollen niet te gebruiken was ter oriëntatie, is het moeilijk een uitspraak te doen over de zichtbaarheid van (de wand van de) a. temporalis, omdat zonder TOF-MRA niet met zekerheid gezegd kan worden welk vat op het MRI-beeld de a. temporalis is. Daarom is voor de in de resultaten beschreven oppervlakkige vaten in het hoofd niet te achterhalen welke arterie of vene het betreft. Voor vervolgonderzoek is het om deze reden belangrijk dat bij iedere proefpersoon en voor elke fase van scannen een TOF-MRA gemaakt wordt.

Ten derde zijn de SNR waardes van de SPACE sequentie niet genoteerd en niet te achterhalen aangezien de SNR op 1,00 wordt gezet wanneer het protocol wordt bevestigd om te scannen. Hoewel de SNR een relatieve maat is, geeft dit getal wel een objectieve maat voor de SNR van een protocol ten opzichte van het voorgaande protocol. Aangezien de SNR

van de SPACE-sequenties mistte, is de SNR slechts subjectief door één beoordelaar beoordeeld. In het vervolg dient de SNR genoteerd te worden, opdat een vergelijking tussen beelden wordt gedaan met een objectieve maat.

5.5 Deelconclusie 2

Na het implementeren en optimaliseren van de testprotocollen blijkt een TOF-MRA noodzakelijk op te nemen in het definitieve protocol, ter lokalisering van de vaten in het hoofd. Hierdoor kan op de MRI-afbeeldingen van de vervolg sequenties onderscheid worden gemaakt tussen arteriën en venen en tussen zowel arteriën als venen onderling. Ter bevordering van het beoordelen van de a. temporalis, wordt de TOF_MRA gevolgd door een *contrast enhanced* SE_3 en *contrast enhanced* SPACE_6_fs, aangezien deze sequenties elkaar aanvullen.

6. Aanbevelingen

Aan de hand van het literatuuronderzoek en de implementatie en optimalisatie van de testprotocollen worden in dit hoofdstuk twee aanbeveling gedaan.

Een eerste aanbeveling is het definitieve protocol uit deze MDO te scannen op een afdoende aantal gezonde proefpersonen en RCA-patiënten, waarbij contrastmiddel wordt toegediend. Contrastmiddel bevindt zich in de pathologische vaatwand omwille van de angiogenese van microvaten in de *media* en de *intima* bij RCA.³⁸ Daarnaast kan omwille van de vergrootte permeabiliteit van de vaatwand als gevolg van inflammatie contrastmiddel passief accumuleren in pathologisch weefsel.³⁰ Om deze redenen kunnen inflammatoire processen, zoals RCA, in de vaatwand worden afgebeeld op een MRI-afbeelding⁴⁵ en wordt het relevant geacht contrastmiddel toe te passen in het vervolgonderzoek. Bovendien dienen in dit vervolgonderzoek een afdoende aantal radiologen de verkregen MRI-afbeeldingen geblindeerd en gerandomiseerd te beoordelen op RCA in de a. temporalis en te verifiëren met de gouden standaard. Door het afdoende aantal gezonde proefpersonen, RCA-patiënten en radiologen kunnen betrouwbare en valide uitspraken worden gedaan over het definitieve protocol van deze MDO waarbij contrastmiddel wel is toegepast.

Een tweede aanbeveling is het verkorten van het definitieve protocol. In het definitieve protocol zijn zowel de SE- als de SPACE-sequentie opgenomen, opdat deze elkaar aanvullen op kleine onderlinge verschillen. De aanvullingen uit de ene sequentie op de andere sequentie kunnen helpen in de interpretatie en het beoordelen van onduidelijkheden uit één van de sequenties. Indien de radioloog beschikt over meerdere beelden, afkomstig van het definitieve protocol, kan het interpretatievermogen van de radioloog worden vergroot, opdat meer kennis en inzicht wordt verkregen, om mogelijk met alleen een SE- of een SPACE-sequentie als vervolg sequentie de diagnose RCA in de a. temporalis te kunnen stellen. Indien uit de eerste aanbeveling volgt dat het definitieve protocol betrouwbaar en valide is ter diagnosticering van RCA in de a. temporalis, kan onderzocht worden of het definitieve protocol alleen volstaat met een SE- of een SPACE-sequentie als vervolg sequentie op de TOF-MRA, opdat de totale acquisitietijd kan worden verkort.

7. Conclusie

De gezonde a. temporalis kan worden onderscheiden van een door RCA aangedane a. temporalis door te kijken naar de geometrische kenmerken van de vaatwand van de a. temporalis en het verschil in signaalintensiteit tussen de vaatwand van de a. temporalis en het omliggende weefsel, namelijk bloed en vetweefsel. RCA in de a. temporalis kan worden aangetoond wanneer sprake is van hyperplasie van de *intima* en een hogere signaalintensiteit van de arteriële wand wordt verkregen als gevolg van contrastmiddel in de pathologische arteriële wand omwille van de angiogenese van microvaten in de *media* en de *intima* en omwille van de toegenomen permeabiliteit van de arteriële wand. Aangezien uit literatuuronderzoek blijkt dat hyperplasie en een verschil in signaalintensiteit met behulp van MRI zichtbaar kan worden gemaakt middels een afdoende beeldkwaliteit en -contrast, is MRI geschikt om RCA in de a. temporalis te diagnosticeren. Een afdoende beeldkwaliteit en -contrast van een MRI-afbeelding worden behaald middels de T1-gewogen SE_3 en de T1-gewogen SPACE_6_fs, waarbij de TOF-MRA aan deze sequenties wordt voorafgegaan ter lokalisering van de bloedvaten. MRI kan middels het definitieve protocol ingezet worden wanneer het protocol wordt ingekort, zodat aan een klinisch acceptabele acquisitietijd wordt voldaan, de a. temporalis over een voldoende lengte wordt afgebeeld om fout negatieve resultaten tot het minimum te beperken en het protocol bij meer proefpersonen, waaronder RCA-patiënten, en met meer radiologen is geverifieerd ter diagnosticering van RCA in de a. temporalis.

8. Referentielijst

1. Rubin, E. Essentials of Rubin's pathology. in p271 (Lippincott Williams & Wilkins, 2014).
2. Gonzalez-Gay, M. A. Genetic epidemiology of giant cell arteritis and polymyalgia rheumatica. *Arthritis Research* **3**, 154–157 (2001).
3. Weyand, C. M., Liao, Y. J. & Goronzy, J. J. The immunopathology of giant cell arteritis: diagnostic and therapeutic implications. *J. Neuroophthalmol.* **32**, 259–65 (2012).
4. Warrington, K. J. & Matteson, E. L. *S-138 Guidelines and measures in GCA*.
5. Hu, Z. *et al.* Cerebral Infarction Due to Giant Cell Arteritis. *Angiology* **55**, 227–231 (2004).
6. Chacko, J. G., Chacko, J. A. & Salter, M. W. Review of Giant cell arteritis. *Saudi Journal of Ophthalmology* **29**, 48–52 (2015).
7. Zorginstituut Nederland. prednison | Farmacotherapeutisch Kompas. Available at: <https://www.farmacotherapeutischkompas.nl/bladeren/preparaatteksten/p/prednison>. (Accessed: 12th June 2019)
8. Löffler, C., Hoffend, J., Benck, U., Krämer, B. K. & Bergner, R. The value of ultrasound in diagnosing extracranial large-vessel vasculitis compared to FDG-PET/CT: A retrospective study. *Clin. Rheumatol.* **36**, 2079–2086 (2017).
9. Soussan, M. *et al.* Management of large-vessel vasculitis with FDG-PET: a systematic literature review and meta-analysis. *Medicine (Baltimore)*. **94**, e622 (2015).
10. Ammirati, E. *et al.* Non-invasive imaging of vascular inflammation. *Front. Immunol.* **5**, 399 (2014).
11. Catana, C., Guimaraes, A. R. & Rosen, B. R. PET and MR imaging: the odd couple or a match made in heaven? *J. Nucl. Med.* **54**, 815–24 (2013).
12. Salehi Ravesh, M. *et al.* Non-contrast-enhanced magnetic resonance imaging for visualization and quantification of endovascular aortic prosthesis, their endoleaks and aneurysm sacs at 1.5 T. *Magn. Reson. Imaging* **60**, 164–172 (2019).
13. Agur, A. M. R. Grant's Atlas of Anatomy. in 638 (Wolters Kluwer, 2013).
14. Bley, T. A. *et al.* Diagnostic value of high-resolution MR imaging in giant cell arteritis. *AJNR. Am. J. Neuroradiol.* **28**, 1722–7 (2007).
15. Bley, T. A. *et al.* High-Resolution MRI in Giant Cell Arteritis: Imaging of the Wall of the Superficial Temporal Artery. *Am. J. Roentgenol.* **184**, 283–287 (2005).
16. Klink, T. *et al.* Giant Cell Arteritis: Diagnostic Accuracy of MR Imaging of Superficial Cranial Arteries in Initial Diagnosis—Results from a Multicenter Trial. *Radiology* **273**, 844–852 (2014).
17. Cameron, I. *Techniques of Fat Suppression*.
18. Oosterom, van A. *Medische Fysica*. (Paperback, 2010).
19. Haris S. Chrysikopoulos Clinical MR Imaging and Physics. (2009). doi:10.1007/978-3-540-78023-6
20. Kaindl, E. Clinical MR Imaging: A practical approach. in *European Journal of Radiology* **51**, 97 (Springer, 2004).
21. Westbrook, C. MRI in practice. in 105–107 (Wiley-Blackwell, 2011).
22. Jung, B. A. & Weigel, M. Spin echo magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **37**, 805–817 (2013).
23. Qiao, Y. *et al.* Intracranial Arterial Wall Imaging Using Three-Dimensional High Isotropic Resolution Black Blood MRI at 3.0 Tesla. *J. Magn. Reson. Imaging* **34**, 22–30 (2011).
24. Bley, T. A., Wieben, O., François, C. J., Brittain, J. H. & Reeder, S. B. Fat and water magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **31**, 4–18 (2010).
25. Del Grande, F. *et al.* Fat-suppression techniques for 3-T MR imaging of the musculoskeletal system. *Radiographics* **34**, 217–33 (2014).
26. Delfaut, E. M. *et al.* Fat Suppression in MR Imaging: Techniques and Pitfalls. *RadioGraphics* **19**, 373–382 (1999).
27. Visser, F. Optimizing SPIR and SPAIR fat suppression. *Philips Healthcare* (2004). Available at: <http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/global/Operate/Application-Tips/MRI/Optimizing-SPIR-and-SPAIR-fat-suppression>. (Accessed: 21st June 2019)
28. Ridgway, J. P. Cardiovascular magnetic resonance physics for clinicians: part I. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **12**, 71 (2010).
29. *Basic Principles of Cardiovascular MRI*. (Springer International Publishing, 2015). doi:10.1007/978-3-319-22141-0
30. Makowski, M. R. & Botnar, R. M. MR Imaging of the Arterial Vessel Wall: Molecular Imaging from Bench to Bedside. *Radiology* **269**, 34–51 (2013).
31. mriquestions.com. GRAPPA/ARC. Available at: <http://mriquestions.com/grappaarc.html>. (Accessed: 24th June 2019)
32. mriquestions.com. Partial Fourier Techniques. Available at: <http://mriquestions.com/partial-fourier.html>. (Accessed: 24th June 2019)
33. Feneis, H. *Geïllustreerd anatomisch zakwoordenboek*. (Bohn Stafleu van Loghum, 2006).
34. Junqueira, L. C. *Functionele Histologie*. (Springer media B.V., 2014).
35. Saam, T. *et al.* High-resolution black-blood contrast-enhanced T1 weighted images for the diagnosis and follow-up of intracranial arteritis. *Br. J. Radiol.* **83**, e182-4 (2010).
36. Britton, K. A. & Fox, C. S. Perivascular adipose tissue and vascular disease. *Clin. Lipidol.* **6**, 79–91 (2011).
37. Yang, Q. *et al.* Imaging the vessel wall in major peripheral arteries using susceptibility-weighted imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **30**, 357–365 (2009).
38. Terrades-Garcia, N. & Cid, M. C. Pathogenesis of giant-cell arteritis: how targeted therapies are influencing our understanding of the mechanisms involved. *Rheumatology* **57**, ii51–ii62 (2018).

39. Berger, C. T. *et al.* The clinical benefit of imaging in the diagnosis and treatment of giant cell arteritis. *Swiss Med. Wkly.* **148**, (2018).
40. Cutolo, / M. *Hypothalamus-pituitary-adrenocortical and-gonadal axis in RA The morphology of GCA / C. Nordborg et al.*
41. Weyand, C. M. & Goronzy, J. J. Medium- and Large-Vessel Vasculitis. *N. Engl. J. Med.* **349**, 160–169 (2003).
42. ReumaNederland. Reuscelarteriitis • ReumaNederland. Available at: <https://reumanederland.nl/reuma/vormen-van-reuma/reuscelarteriitis/>. (Accessed: 3rd May 2019)
43. Cho, H. J. & Nichols, J. Giant cell arteritis. *Disease-a-Month* **63**, 88–91 (2017).
44. Bley, T. A. *et al.* High-Resolution MRI in Giant Cell Arteritis: Imaging of the Wall of the Superficial Temporal Artery. *Am. J. Roentgenol.* **184**, 283–287 (2005).
45. Calcagno, C. *et al.* Gadolinium-Based Contrast Agents for Vessel Wall Magnetic Resonance Imaging (MRI) of Atherosclerosis. *Curr. Cardiovasc. Imaging Rep.* **6**, 11–24 (2013).
46. Siemonsen, S. *et al.* 3T MRI reveals extra- and intracranial involvement in giant cell arteritis. *AJNR. Am. J. Neuroradiol.* **36**, 91–7 (2015).
47. Lindenholtz, A., van der Kolk, A. G., Zwanenburg, J. J. M. & Hendrikse, J. The Use and Pitfalls of Intracranial Vessel Wall Imaging: How We Do It. *Radiology* **286**, 12–28 (2018).
48. Markl, M. *et al.* High resolution 3T MRI for the assessment of cervical and superficial cranial arteries in giant cell arteritis. *J. Magn. Reson. Imaging* **24**, 423–427 (2006).
49. Swartz, R. H. *et al.* Intracranial arterial wall imaging using high-resolution 3-tesla contrast-enhanced MRI. *Neurology* **72**, 627–34 (2009).
50. Bettoni, J. *et al.* 3T non-injected phase-contrast MRI sequences for the mapping of the external carotid branches: In vivo radio-anatomical pilot study for feasibility analysis. *J. Cranio-Maxillofacial Surg.* **46**, 98–106 (2018).
51. Bley, T. A. *et al.* Integrated head-thoracic vascular MRI at 3 T: Assessment of cranial, cervical and thoracic involvement of giant cell arteritis. *Magn. Reson. Mater. Physics, Biol. Med.* **18**, 193–200 (2005).
52. Rhéaume, M. *et al.* High-Resolution Magnetic Resonance Imaging of Scalp Arteries for the Diagnosis of Giant Cell Arteritis: Results of a Prospective Cohort Study. *Arthritis Rheumatol.* **69**, 161–168 (2017).
53. Wei, N., Zhang, Z., An, J., Weng, D. & Zhuo, Y. Improved visualization of superficial temporal artery using segmented time-of-flight MR angiography with venous suppression at 7T. *Neuroradiology* **60**, 1243–1246 (2018).
54. Li, M.-L. *et al.* High-resolution intracranial vessel wall imaging using 3D CUBE T1 weighted sequence. *Eur. J. Radiol.* **85**, 803–807 (2016).
55. von Morze, C. *et al.* Intracranial time-of-flight MR angiography at 7T with comparison to 3T. *J. Magn. Reson. Imaging* **26**, 900–904 (2007).
56. Hui, F. K. *et al.* Early experience in high-resolution MRI for large vessel occlusions. *J. Neurointerv. Surg.* **7**, 509–516 (2015).
57. Obusez, E. C. *et al.* High-Resolution MRI Vessel Wall Imaging: Spatial and Temporal Patterns of Reversible Cerebral Vasoconstriction Syndrome and Central Nervous System Vasculitis. *Am. J. Neuroradiol.* **35**, 1527–1532 (2014).
58. Mossa-Basha, M. *et al.* Multicontrast High-Resolution Vessel Wall Magnetic Resonance Imaging and Its Value in Differentiating Intracranial Vasculopathic Processes. *Stroke* **46**, 1567–1573 (2015).
59. Zhu, C. *et al.* High resolution imaging of the intracranial vessel wall at 3 and 7 T using 3D fast spin echo MRI. *Magn. Reson. Mater. Physics, Biol. Med.* **29**, 559–570 (2016).
60. Franke, P. *et al.* Evaluation of a 32-channel versus a 12-channel head coil for high-resolution post-contrast MRI in giant cell arteritis (GCA) at 3 T. *Eur. J. Radiol.* **83**, 1875–1880 (2014).
61. Geiger, J. *et al.* Involvement of the ophthalmic artery in giant cell arteritis visualized by 3T MRI. *Rheumatology* **48**, 537–541 (2008).
62. Bley, T. A. *et al.* Comparison of duplex sonography and high-resolution magnetic resonance imaging in the diagnosis of giant cell (temporal) arteritis. *Arthritis Rheum.* **58**, 2574–2578 (2008).
63. Veldhoen, S. *et al.* MRI displays involvement of the temporalis muscle and the deep temporal artery in patients with giant cell arteritis. *Eur. Radiol.* **24**, 2971–2979 (2014).
64. Goll, C. *et al.* Feasibility study: 7 T MRI in giant cell arteritis. *Graefe's Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* **254**, 1111–1116 (2016).
65. Bley, T. A. *et al.* Assessment of the cranial involvement pattern of giant cell arteritis with 3t magnetic resonance imaging. *Arthritis Rheum.* **52**, 2470–2477 (2005).
66. Bley, T. A. *et al.* Mural inflammatory hyperenhancement in MRI of giant cell (temporal) arteritis resolves under corticosteroid treatment. *Rheumatology* **47**, 65–67 (2008).
67. Bley, T. A. *et al.* Diagnostic value of high-resolution MR imaging in giant cell arteritis. *AJNR. Am. J. Neuroradiol.* **28**, 1722–7 (2007).
68. Geiger, J. *et al.* Diagnostic value of T2-weighted imaging for the detection of superficial cranial artery inflammation in giant cell arteritis. *J. Magn. Reson. Imaging* **31**, 470–474 (2010).
69. Zhu, X. J. *et al.* Morphologic Characteristics of Atherosclerotic Middle Cerebral Arteries on 3T High-Resolution MRI. *Am. J. Neuroradiol.* **34**, 1717–1722 (2013).
70. Alexander, M. D. *et al.* High-resolution intracranial vessel wall imaging: imaging beyond the lumen. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **87**, 589–597 (2016).
71. Mossa-Basha, M., Alexander, M., Gaddikeri, S., Yuan, C. & Gandhi, D. Vessel wall imaging for intracranial vascular

- disease evaluation. *J. Neurointerv. Surg.* **8**, 1154–1159 (2016).
72. Wan, L. *et al.* Reproducibility of simultaneous imaging of intracranial and extracranial arterial vessel walls using an improved T1-weighted DANTE-SPACE sequence on a 3 T MR system. *Magn. Reson. Imaging* (2019). doi:10.1016/J.MRI.2019.04.016
73. Zhang, Z. *et al.* Visualization of the lenticulostriate arteries at 3T using black-blood T1-weighted intracranial vessel wall imaging: comparison with 7T TOF-MRA. *Eur. Radiol.* **29**, 1452–1459 (2019).
74. Ogawa, M. *et al.* Utility of the variable flip angle 3D fast-spin echo (isoFSE) sequence on 3T MR for diagnosing vertebrobasilar artery dissection. *Radiol. Phys. Technol.* **11**, 228–234 (2018).
75. Bhogal, P. *et al.* Intracranial vessel wall MRI. *Clin. Radiol.* **71**, 293–303 (2016).
76. Zhu, C. *et al.* Accelerated whole brain intracranial vessel wall imaging using black blood fast spin echo with compressed sensing (CS-SPACE). *Magn. Reson. Mater. Physics, Biol. Med.* **31**, 457–467 (2018).
77. Hartevelde, A. A. *et al.* High-resolution intracranial vessel wall MRI in an elderly asymptomatic population: comparison of 3T and 7T. *Eur. Radiol.* **27**, 1585–1595 (2017).
78. Cogswell, P. M., Lants, S. K., Davis, L. T. & Donahue, M. J. Vessel wall and lumen characteristics with age in healthy participants using 3T intracranial vessel wall magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* jmri.26750 (2019). doi:10.1002/jmri.26750
79. Li, M.-L. *et al.* High-resolution intracranial vessel wall imaging using 3D CUBE T1 weighted sequence. *Eur. J. Radiol.* **85**, 803–807 (2016).
80. Lindenholtz, A., van der Kolk, A. G., Zwanenburg, J. J. M. & Hendrikse, J. The Use and Pitfalls of Intracranial Vessel Wall Imaging: How We Do It. *Radiology* **286**, 12–28 (2018).
81. Alexander, M. D. *et al.* High-resolution intracranial vessel wall imaging: imaging beyond the lumen. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry* **87**, 589–97 (2016).
82. Cogswell, P. M., Lants, S. K., Davis, L. T. & Donahue, M. J. Vessel wall and lumen characteristics with age in healthy participants using 3T intracranial vessel wall magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* jmri.26750 (2019). doi:10.1002/jmri.26750
83. Westbrook, C. *MRI at a glance*. (Paperback, 2016).
84. Goll, C. *et al.* Feasibility study: 7 T MRI in giant cell arteritis. *Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol.* **254**, 1111–1116 (2016).
85. Klink, T. *et al.* Giant Cell Arteritis: Diagnostic Accuracy of MR Imaging of Superficial Cranial Arteries in Initial Diagnosis—Results from a Multicenter Trial. *Radiology* **273**, 844–852 (2014).
86. Wan, L. *et al.* Reproducibility of simultaneous imaging of intracranial and extracranial arterial vessel walls using an improved T1-weighted DANTE-SPACE sequence on a 3 T MR system. *Magn. Reson. Imaging* (2019). doi:10.1016/J.MRI.2019.04.016
87. Mandell, D. M. *et al.* Intracranial Vessel Wall MRI: Principles and Expert Consensus Recommendations of the American Society of Neuroradiology. *AJNR. Am. J. Neuroradiol.* **38**, 218–229 (2017).
88. Bley, T. A. *et al.* Integrated head-thoracic vascular MRI at 3 T: Assessment of cranial, cervical and thoracic involvement of giant cell arteritis. *Magn. Reson. Mater. Physics, Biol. Med.* **18**, 193–200 (2005).
89. Brix, G. *et al.* Basics of Magnetic Resonance Imaging and Magnetic Resonance Spectroscopy. in *Magnetic Resonance Tomography* 3–167 (Springer Berlin Heidelberg). doi:10.1007/978-3-540-29355-2_2
90. Busse, R. F. *et al.* Effects of refocusing flip angle modulation and view ordering in 3D fast spin echo. *Magn. Reson. Med.* **60**, 640–649 (2008).
91. Mugler, J. P. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* **39**, 745–767 (2014).
92. Markl, M. & Leupold, J. Gradient echo imaging. *J. Magn. Reson. Imaging* **35**, 1274–1289 (2012).
93. Soujanya Chilla, G., Heng Tan, C., Xu, C. & Loo Poh, C. Diffusion weighted magnetic resonance imaging and its recent trend—a survey. *Quant Imaging Med Surg* **5**, 407–422 (2015).
94. Al-Kwif, O., Emery, D. J. & Wilman, A. H. Vessel contrast at three Tesla in time-of-flight magnetic resonance angiography of the intracranial and carotid arteries. *Magn. Reson. Imaging* **20**, 181–187 (2002).
95. Taylor-Gjevve, R., Vo, M., Shukla, D., Resch, L. & Taylor-Gjevve, R. M. Temporal artery biopsy for giant cell arteritis. *J. Rheumatol. Rheumatol. J. March* **5**, (2016).
96. Brix, G. *et al.* Basics of Magnetic Resonance Imaging and Magnetic Resonance Spectroscopy. in *Magnetic Resonance Tomography* 3–167 (Springer Berlin Heidelberg, 2008). doi:10.1007/978-3-540-29355-2_2
97. Hartevelde, A. A. *et al.* Data on vessel wall thickness measurements of intracranial arteries derived from human circle of Willis specimens. *Data Br.* **19**, 6–12 (2018).
98. Kimura, T., Ikeda, M. & Takemoto, S. Phase enhancement for time-of-flight and flow-sensitive black-blood MR angiography. *Magn. Reson. Med.* **66**, 437–447 (2011).
99. Hartung, M. P., Grist, T. M. & François, C. J. Magnetic resonance angiography: current status and future directions. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* **13**, 19 (2011).
100. Reiser, M. F. Magnetic Resonance Tomography. in 3–168 (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008). doi:10.1007/b135693
101. Morelli, J. N. *et al.* Review: MR Physics for Clinicians Technical Considerations in MR Angiography: An Image-Based Guide. doi:10.1002/jmri.24174
102. Hendrick, R. E. Breast MRI: Using Physics to Maximize Its Sensitivity and Specificity to Breast Cancer. (2004).
103. Mugler, J. P. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J. Magn. Reson. Imaging* **39**, 745–767 (2014).

104. Westbrook, C. MRI in practice. in 225–260 (Wiley-Blackwell, 2011).
105. Park, J., Mugler, J. P., Horger, W. & Kiefer, B. Optimized T1-weighted contrast for single-slab 3D turbo spin-echo imaging with long echo trains: Application to whole-brain imaging. *Magn. Reson. Med.* **58**, 982–992 (2007).
106. MRI Centrum. Wanneer kunt u geen MRI scan laten maken? | MRI Centrum. Available at: <https://www.mricentrum.nl/patient/wanneer-kunt-u-geen-mri-scan-laten-maken>. (Accessed: 23rd June 2019)
107. Guerbert LCC. *DOTAREM- gadoterate meglumine injection*. (2013).
108. Shen, Y. *et al.* T1 Relaxivities of Gadolinium-Based Magnetic Resonance Contrast Agents in Human Whole Blood at 1.5, 3, and 7 T. *Invest. Radiol.* **50**, 330–338 (2015).
109. Bellin, M.-F. & Van Der Molen, A. J. Extracellular gadolinium-based contrast media: An overview. *Eur. J. Radiol.* **66**, 160–167 (2008).
110. Guerbet Nederland B.V. *Arstenbijsluiter: Dotarem 0,5 mmol/ml*. (2017).
111. Stadler, A., Schima, W., Ba-Ssalamah, A., Kettenbach, J. & Eisenhuber, E. Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them. *Eur Radiol* **17**, 1242–1255 (2007).

APPENDIX A) Compleet overzicht van alle geïnccludeerde sequenties met bijbehorende parameterwaardes, -instellingen en aanvullende informatie over de studies

Voor het complete overzicht, zie online bijlage: [Totale overzichtstabel.xlsx](#)

APPENDIX B) TOF-MRA protocol

SIEMENS MAGNETOM Skyra

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\TOF_3D_mra

TA: 5:33 PM: REF Voxel size: 0.3×0.3×0.5 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : fl_r

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	On
Load images to graphic segments	On
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
Averages	1
Concatenations	4
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
TD	0.000 ms
MTC	Off
Flip angle	18 deg
Fat suppr.	None
Water suppr.	None

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Short term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
Base resolution	384
Phase resolution	95 %
Slice resolution	50 %
Phase partial Fourier	Off
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	32
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	Off
POCS	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
Multi-slice mode	Sequential
Series	Descending
Concatenations	4

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	0.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Water suppr.	None
Special sat.	Tracking H
Gap	10 mm
Thickness	40 mm

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	REF
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Sum of Squares
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	Head > Brain
Coil Select Mode	Default

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	21.0 ms
Concatenations	4

Physio - Cardiac

Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Phase resolution	95 %

Angio - Common

TONE ramp	70 %
Flow direction	F >> H
Flip angle	18 deg
MTC	Off
Measurements	1
3D centric reordering	On

Angio - Inline

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Angio - MIP

MIP-Sag	On
MIP-Cor	On
MIP-Tra	On
MIP-Time	Off
Save original images	On

Angio - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	Off
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Flow comp.	Yes
Multi-slice mode	Sequential
Bandwidth	186 Hz/Px

Sequence - Part 2

Gradient mode	Fast
RF spoiling	On

Sequence - Assistant

Mode	Off
------	-----

APPENDIX C) Test protocol 1

SIEMENS MAGNETOM Skyra

TOF-MRA

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\TOF_3D_mra

TA: 5:33 PM: REF Voxel size: 0.3×0.3×0.5 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : fl_r

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	On
Load images to graphic segments	On
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
Averages	1
Concatenations	4
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
TD	0.000 ms
MTC	Off
Flip angle	18 deg
Fat suppr.	None
Water suppr.	None

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Short term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
Base resolution	384
Phase resolution	95 %
Slice resolution	50 %
Phase partial Fourier	Off
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	32
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	Off
POCS	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
Multi-slice mode	Sequential
Series	Descending
Concatenations	4

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	0.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Water suppr.	None
Special sat.	Tracking H
Gap	10 mm
Thickness	40 mm

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	REF
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Sum of Squares
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	Head > Brain
Coil Select Mode	Default

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	21.0 ms
Concatenations	4

Physio - Cardiac

Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Phase resolution	95 %

Angio - Common

TONE ramp	70 %
Flow direction	F >> H
Flip angle	18 deg
MTC	Off
Measurements	1
3D centric reordering	On

Angio - Inline

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Angio - MIP

MIP-Sag	On
MIP-Cor	On
MIP-Tra	On
MIP-Time	Off
Save original images	On

Angio - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	Off
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Flow comp.	Yes
Multi-slice mode	Sequential
Bandwidth	186 Hz/Px

Sequence - Part 2

Gradient mode	Fast
RF spoiling	On

Sequence - Assistant

Mode	Off
------	-----

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\1) t1_se_tra_fs_mdo20_rev1

TA: 5:20 PM: ISO Voxel size: 0.2×0.2×3.0 mmRel. SNR: 1.00 : se

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
Averages	1
Concatenations	1
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize, Elliptical filter, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Flip angle 1	90 deg
Flip angle 2	180 deg
Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Blood suppr.	Off

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Long term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
Base resolution	1024
Phase resolution	75 %
Phase partial Fourier	6/8

Resolution - Common

Interpolation	Off
---------------	-----

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
! Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	2
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	On

Geometry - Common

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
Multi-slice mode	Interleaved
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slice group	1
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Special sat.	None

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	ISO
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Standard
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	90.00 deg
R >> L	200 mm
A >> P	200 mm
F >> H	39 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	550.0 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	75 %

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off

Inline - MIP

Save original images	On
----------------------	----

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Multi-slice mode	Interleaved
Bandwidth	76 Hz/Px

Sequence - Part 2

Acoustic noise reduction	None
RF pulse type	Fast
Gradient mode	Fast

Sequence - Assistant

Mode	TR
Max. TR	700.0 ms
Allowed delay	60 s

APPENDIX D) Test protocol 2

SIEMENS MAGNETOM Skyra

TOF-MRA

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\TOF_3D_mra

TA: 5:33 PM: REF Voxel size: 0.3×0.3×0.5 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : fl_r

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	On
Load images to graphic segments	On
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
Averages	1
Concatenations	4
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
TD	0.000 ms
MTC	Off
Flip angle	18 deg
Fat suppr.	None
Water suppr.	None

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Short term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
Base resolution	384
Phase resolution	95 %
Slice resolution	50 %
Phase partial Fourier	Off
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	32
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	Off
POCS	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
Multi-slice mode	Sequential
Series	Descending
Concatenations	4

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	0.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Water suppr.	None
Special sat.	Tracking H
Gap	10 mm
Thickness	40 mm

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	REF
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Sum of Squares
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	Head > Brain
Coil Select Mode	Default

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	21.0 ms
Concatenations	4

Physio - Cardiac

Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Phase resolution	95 %

Angio - Common

TONE ramp	70 %
Flow direction	F >> H
Flip angle	18 deg
MTC	Off
Measurements	1
3D centric reordering	On

Angio - Inline

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Angio - MIP

MIP-Sag	On
MIP-Cor	On
MIP-Tra	On
MIP-Time	Off
Save original images	On

Angio - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	Off
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Flow comp.	Yes
Multi-slice mode	Sequential
Bandwidth	186 Hz/Px

Sequence - Part 2

Gradient mode	Fast
RF spoiling	On

Sequence - Assistant

Mode	Off
------	-----

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_1

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\1) t1_space_tra_mdo20_rev1

TA: 12:37 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.3 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	25.0 %
Slices per slab	128
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
TR	1000 ms
TE	24 ms
Averages	1.4
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	24 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.4
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	91 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	25.0 %
Slices per slab	128
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.4 P15.8 F10.0
L	6.4 mm
P	15.8 mm
F	10.0 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
----------	-----

Inline - Common

Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	6.59 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	152 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

APPENDIX E) SE protocollen

SIEMENS MAGNETOM Skyra

SE_1

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\1) t1_se_tra_fs_mdo20_rev1

TA: 5:20 PM: ISO Voxel size: 0.2×0.2×3.0 mmRel. SNR: 1.00 : se

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
Averages	1
Concatenations	1
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize, Elliptical filter, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Flip angle 1	90 deg
Flip angle 2	180 deg
Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Blood suppr.	Off

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Long term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
Base resolution	1024
Phase resolution	75 %
Phase partial Fourier	6/8

Resolution - Common

Interpolation	Off
---------------	-----

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
! Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	2
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	On

Geometry - Common

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
Multi-slice mode	Interleaved
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slice group	1
Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Special sat.	None

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	ISO
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Standard
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	90.00 deg
R >> L	200 mm
A >> P	200 mm
F >> H	39 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	550.0 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	75 %

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off

Inline - MIP

Save original images	On
----------------------	----

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Multi-slice mode	Interleaved
Bandwidth	76 Hz/Px

Sequence - Part 2

Acoustic noise reduction	None
RF pulse type	Fast
Gradient mode	Fast

Sequence - Assistant

Mode	TR
Max. TR	700.0 ms
Allowed delay	60 s

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SE_2

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\2) t1_se_tra_fs_mdo20_rev1 matrix 960 pf; 7.8

TA: 5:50 PM: ISO Voxel size: 0.2×0.2×3.0 mmRel. SNR: 1.00 : se

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	L11.5 P1.0 H44.6 mm
Orientation	T > C11.1 > S1.5
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Phase oversampling	0 %
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
Averages	1
Concatenations	1
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize, Elliptical filter, Image Filter
Coil elements	HE1-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	550.0 ms
TE	20.0 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Flip angle 1	90 deg
Flip angle 2	180 deg
Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Blood suppr.	Off

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Long term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
Base resolution	960
Phase resolution	75 %

Resolution - Common

Phase partial Fourier	7/8
Interpolation	Off

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
! Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	2
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	On

Geometry - Common

Slice group	1
Slices	13
Dist. factor	0 %
Position	L11.5 P1.0 H44.6 mm
Orientation	T > C11.1 > S1.5
Phase enc. dir.	R >> L
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.0 mm
TR	550.0 ms
Multi-slice mode	Interleaved
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slice group	1
Position	L11.5 P1.0 H44.6 mm
Orientation	T > C11.1 > S1.5
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Initial Position	R1.8 A13.8 F10.2
R	1.8 mm
A	13.8 mm
H	10.2 mm
Initial Rotation	89.93 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-1.0
> S	0.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Special sat.	None

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	45 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	ISO
Table position	H
Table position	45 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	Head > Brain
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Standard
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	L11.5 P1.0 H44.6 mm
Orientation	T > C11.1 > S1.5
Rotation	85.65 deg
R >> L	200 mm
A >> P	200 mm
F >> H	39 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	550.0 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	75 %

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Multi-slice mode	Interleaved
Bandwidth	77 Hz/Px

Sequence - Part 2

Acoustic noise reduction	None
RF pulse type	Fast
Gradient mode	Fast

Sequence - Assistant

Mode	TR
Max. TR	700.0 ms
Allowed delay	60 s

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SE_3

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\3) t1_se_tra_fs_mdo20_rev1 SL TH 3.3 # SL 17 PH. RES. 70
TA: 7:03 PM: ISO Voxel size: 0.2×0.2×3.3 mmRel. SNR: 1.00 : se

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slice group	1
Slices	17
Dist. factor	0 %
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
TR	713.0 ms
TE	20.0 ms
Averages	1
Concatenations	1
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize, Elliptical filter, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	713.0 ms
TE	20.0 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Flip angle 1	90 deg
Flip angle 2	180 deg
Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Blood suppr.	Off

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Long term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
Base resolution	960
Phase resolution	70 %

Resolution - Common

Phase partial Fourier	7/8
Interpolation	Off

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
! Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	2
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	On

Geometry - Common

Slice group	1
Slices	17
Dist. factor	0 %
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
TR	713.0 ms
Multi-slice mode	Interleaved
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slice group	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.5 P10.4 H24.5
L	6.5 mm
P	10.4 mm
H	24.5 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Special sat.	None

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	24 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	ISO
Table position	H
Table position	24 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Standard
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Rotation	90.00 deg
R >> L	200 mm
A >> P	200 mm
F >> H	57 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	713.0 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	70 %

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Multi-slice mode	Interleaved
Bandwidth	77 Hz/Px

Sequence - Part 2

Acoustic noise reduction	None
RF pulse type	Fast
Gradient mode	Fast

Sequence - Assistant

Mode	TR
Max. TR	700.0 ms
Allowed delay	60 s

APPENDIX F) SPACE protocollen

SIEMENS MAGNETOM Skyra

SPACE_1

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\1) t1_space_tra_mdo20_rev1

TA: 12:37 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.3 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	25.0 %
Slices per slab	128
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
TR	1000 ms
TE	24 ms
Averages	1.4
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	24 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.4
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	91 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	25.0 %
Slices per slab	128
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.30 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.4 P15.8 F10.0
L	6.4 mm
P	15.8 mm
F	10.0 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
----------	-----

Inline - Common

Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	6.59 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	152 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_2

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\2) t1_Vesselwall_space_tra_test
_brigitte

TA: 8:19 PM: REF Voxel size: 0.6×0.6×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	27.3 %
Slices per slab	88
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
TR	938 ms
TE	23 ms
Averages	1.4
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	938 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.4
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	91 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	Off

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	27.3 %
Slices per slab	88
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
TR	938 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L6.4 P15.8 F10.0 mm
Orientation	Transversal
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.4 P15.8 F10.0
L	6.4 mm
P	15.8 mm
F	10.0 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	REF
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	938 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.21 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	120 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_3

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\3(t1_space_tra_mdo20_rev1_S
T0.6_#S104

TA: 10:03 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	23.1 %
Slices per slab	104
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.4
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.4
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	91 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	23.1 %
Slices per slab	104
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.60 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.5 P10.4 H24.5
L	6.5 mm
P	10.4 mm
H	24.5 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.13 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	118 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_4

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\4) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.5 #SL 104 FOV 190

TA: 10:03 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.5 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	23.1 %
Slices per slab	104
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.4
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.4
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.50 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	91 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	23.1 %
Slices per slab	104
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.5 P10.4 H24.5
L	6.5 mm
P	10.4 mm
H	24.5 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	190 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.39 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	124 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_5

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\5) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL TH. 0.59 FOV 185 # 80
TA: 8:07 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.25 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	121 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_5_fs

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\5) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.59 FOV 185 # 80

TA: 8:07 PM: FIX Voxel size: 0.3×0.3×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	320
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.25 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	401 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	121 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_6

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\6) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.59 FOV 185 # 80 MATRIX 256

TA: 6:41 PM: FIX Voxel size: 0.4×0.4×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	256
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.17 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	399 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	124 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_6_fs

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\6) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.59 FOV 185 # 80 MATRIX 256

TA: 6:41 PM: FIX Voxel size: 0.4×0.4×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	256
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.17 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	399 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	124 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_6_SPAIR

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\6) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.59 FOV 185 # 80 MATRIX 256

TA: 6:41 PM: FIX Voxel size: 0.4×0.4×0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	SPAIR
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	256
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	SPAIR
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	SPAIR
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.17 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	399 Hz/Px

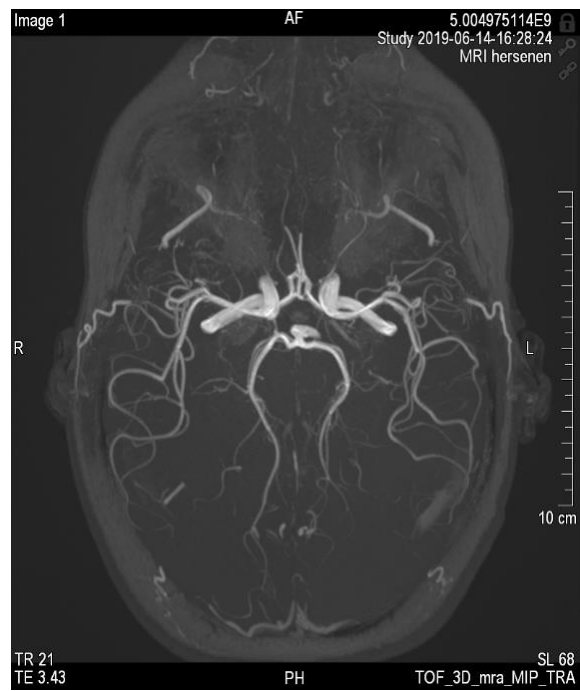
Sequence - Part 2

Echo train duration	124 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------

APPENDIX G) Maximum intensity projection 3D TOF-MRA



Figuur 1: Maximum intensity projection van de 3D TOF-MRA

APPENDIX H) SPACE_5_fs_B & SPACE_5_fs_C



Figuur 3: SPACE_5_fs_B bevat bewegingsartefacten, waardoor de MRI-afbeelding niet te beoordelen is. De acquired resolution bedraagt 0.58x0.58x0.64 mm en de acquisitietijd is 8:07 min.



Figuur 2: SPACE_5_fs_C bevat bewegingsartefacten, waardoor de MRI-afbeelding niet te beoordelen is. De acquired resolution bedraagt 0.58x0.58x0.64 mm en de acquisitietijd is 8:07 min.

APPENDIX I) Definitieve protocol

SIEMENS MAGNETOM Skyra

TOF-MRA

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\TOF_3D_mra

TA: 5:33 PM: REF Voxel size: 0.3×0.3×0.5 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : fl_r

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	On
Load images to graphic segments	On
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
Averages	1
Concatenations	4
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	21.0 ms
TE	3.43 ms
TD	0.000 ms
MTC	Off
Flip angle	18 deg
Fat suppr.	None
Water suppr.	None

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Short term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
Base resolution	384
Phase resolution	95 %
Slice resolution	50 %
Phase partial Fourier	Off
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	32
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	Off
POCS	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	4
Dist. factor	-20.00 %
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	40
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Slice thickness	0.50 mm
TR	21.0 ms
Multi-slice mode	Sequential
Series	Descending
Concatenations	4

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L0.0 A5.5 F25.8 mm
Orientation	T > C4.8
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	Head > Brain
Initial Position	Isocenter
L	0.0 mm
P	0.0 mm
H	0.0 mm
Initial Rotation	0.00 deg
Initial Orientation	Transversal

Geometry - Saturation

Fat suppr.	None
Water suppr.	None
Special sat.	Tracking H
Gap	10 mm
Thickness	40 mm

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	REF
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Sum of Squares
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	Head > Brain
Coil Select Mode	Default

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	21.0 ms
Concatenations	4

Physio - Cardiac

Fat suppr.	None
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	90.6 %
Phase resolution	95 %

Angio - Common

TONE ramp	70 %
Flow direction	F >> H
Flip angle	18 deg
MTC	Off
Measurements	1
3D centric reordering	On

Angio - Inline

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Angio - MIP

MIP-Sag	On
MIP-Cor	On
MIP-Tra	On
MIP-Time	Off
Save original images	On

Angio - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	Off
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Flow comp.	Yes
Multi-slice mode	Sequential
Bandwidth	186 Hz/Px

Sequence - Part 2

Gradient mode	Fast
RF spoiling	On

Sequence - Assistant

Mode	Off
------	-----

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SE_3

**\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\3) t1_se_tra_fs_mdo20_rev1 SL
TH 3.3 # SL 17 PH. RES. 70**

TA: 7:03 PM: ISO Voxel size: 0.2×0.2×3.3 mmRel. SNR: 1.00 : se

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slice group	1
Slices	17
Dist. factor	0 %
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
TR	713.0 ms
TE	20.0 ms
Averages	1
Concatenations	1
Filter	Distortion Corr.(2D), Prescan Normalize, Elliptical filter, Image Filter
Coil elements	HE1-4

Contrast - Common

TR	713.0 ms
TE	20.0 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Flip angle 1	90 deg
Flip angle 2	180 deg
Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Blood suppr.	Off

Contrast - Dynamic

Averages	1
Averaging mode	Long term
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
Base resolution	960
Phase resolution	70 %

Resolution - Common

Phase partial Fourier	7/8
Interpolation	Off

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
! Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	2
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	Off
Elliptical filter	On

Geometry - Common

Slice group	1
Slices	17
Dist. factor	0 %
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	3.3 mm
TR	713.0 ms
Multi-slice mode	Interleaved
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slice group	1
Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L6.5 P10.4 H24.5
L	6.5 mm
P	10.4 mm
H	24.5 mm
Initial Rotation	90.00 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Fat sat. mode	Weak
Water suppr.	None
Special sat.	None

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
-------------------	-----

Geometry - Tim Planning Suite

Table position	H
Table position	24 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	ISO
Table position	H
Table position	24 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - AutoCoilSelect

System - Adjustments

B0 Shim mode	Standard
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	L6.5 P10.4 H24.5 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Rotation	90.00 deg
R >> L	200 mm
A >> P	200 mm
F >> H	57 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
TR	713.0 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	200 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	70 %

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	On
Mode	2D
Unfiltered images	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Asymmetric echo	Allowed
Contrasts	1
Multi-slice mode	Interleaved
Bandwidth	77 Hz/Px

Sequence - Part 2

Acoustic noise reduction	None
RF pulse type	Fast
Gradient mode	Fast

Sequence - Assistant

Mode	TR
Max. TR	700.0 ms
Allowed delay	60 s

SIEMENS MAGNETOM Skyra
SPACE_6_fs

\\Ontwikkeling\TU Twente\A. Temporalis MDO20 (JGR)\MDO20 JGR\6) t1_space_tra_mdo20_rev1 SL
TH. 0.59 FOV 185 # 80 MATRIX 256

TA: 6:41 PM: FIX Voxel size: 0.4x0.4x0.6 mmPAT: 2 Rel. SNR: 1.00 : spcR

Properties

Prio recon	Off
Load images to viewer	On
Inline movie	Off
Auto store images	On
Load images to stamp segments	Off
Load images to graphic segments	Off
Auto open inline display	Off
Auto close inline display	Off
Start measurement without further preparation	Off
Wait for user to start	Off
Start measurements	Single measurement

Routine

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Phase oversampling	0 %
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
TE	23 ms
Averages	1.5
Concatenations	1
Filter	Raw filter, Prescan Normalize, Image Filter
Coil elements	HE2-4;NE1,2

Contrast - Common

TR	1000 ms
TE	23 ms
MTC	Off
Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Blood suppr.	Off
Restore magn.	On

Contrast - Dynamic

Averages	1.5
Reconstruction	Magnitude
Measurements	1
Multiple series	Each measurement

Resolution - Common

FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
Base resolution	256
Phase resolution	100 %
Slice resolution	92 %
Phase partial Fourier	Allowed
Slice partial Fourier	7/8
Interpolation	On

Resolution - iPAT

PAT mode	GRAPPA
Accel. factor PE	2
Ref. lines PE	24
Accel. factor 3D	1
Reference scan mode	Integrated

Resolution - Filter Image

Image Filter	On
Intensity	Medium
Edge Enhancement	3
Smoothing	3
Unfiltered images	Off
Distortion Corr.	Off
Prescan Normalize	On
Unfiltered images	Off
Normalize	Off
B1 filter	Off

Resolution - Filter Rawdata

Raw filter	On
Elliptical filter	Off

Geometry - Common

Slab group	1
Slabs	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
Slice oversampling	20.0 %
Slices per slab	80
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Slice thickness	0.59 mm
TR	1000 ms
Series	Interleaved
Concatenations	1

Geometry - AutoAlign

Slab group	1
Position	L9.0 P11.3 H22.0 mm
Orientation	T > C-3.7 > S2.0
Phase enc. dir.	R >> L
AutoAlign	---
Initial Position	L9.0 P11.3 H22.0
L	9.0 mm
P	11.3 mm
H	22.0 mm
Initial Rotation	85.90 deg
Initial Orientation	T > C
T > C	-3.7
> S	2.0

Geometry - Saturation

Fat suppr.	Fat sat.
Restore magn.	On
Special sat.	None

Geometry - Navigator

Geometry - Tim Planning Suite

Set-n-Go Protocol	Off
Table position	H
Table position	0 mm
Inline Composing	Off

System - Miscellaneous

Positioning mode	FIX
Table position	H
Table position	0 mm
MSMA	S - C - T
Sagittal	R >> L
Coronal	A >> P
Transversal	F >> H
Coil Combine Mode	Adaptive Combine
Save uncombined	Off
Matrix Optimization	Off
AutoAlign	---
Coil Select Mode	Off - All

System - Adjustments

B0 Shim mode	Tune up
B1 Shim mode	TrueForm
Adjust with body coil	Off
Confirm freq. adjustment	Off
Assume Dominant Fat	Off
Assume Silicone	Off
Adjustment Tolerance	Auto

System - Adjust Volume

Position	Isocenter
Orientation	Transversal
Rotation	0.00 deg
A >> P	263 mm
R >> L	350 mm
F >> H	350 mm
Reset	Off

System - Tx/Rx

Frequency 1H	123.224752 MHz
Correction factor	1
Gain	High
Img. Scale Cor.	1.000
Reset	Off
? Ref. amplitude 1H	0.000 V

Physio - Signal1

1st Signal/Mode	None
Trigger delay	0 ms
TR	1000 ms
Concatenations	1

Physio - Cardiac

Magn. preparation	None
Fat suppr.	Fat sat.
Dark blood	Off
FoV read	185 mm
FoV phase	100.0 %
Phase resolution	100 %

Physio - PACE

Resp. control	Off
Concatenations	1

Inline - Common

Subtract	Off
Measurements	1
StdDev	Off
Save original images	On

Inline - MIP

MIP-Sag	Off
MIP-Cor	Off
MIP-Tra	Off
MIP-Time	Off
Save original images	On

Inline - Composing

Inline Composing	Off
Distortion Corr.	Off

Sequence - Part 1

Introduction	On
Dimension	3D
Elliptical scanning	On
Reordering	Radial
Flow comp.	No
Echo spacing	5.17 ms
Adiabatic-mode	Off
Bandwidth	399 Hz/Px

Sequence - Part 2

Echo train duration	124 ms
RF pulse type	Normal
Gradient mode	Fast
Excitation	Slab-sel.
Flip angle mode	T1 var
Turbo factor	35

Sequence - Assistant

Allowed delay	30 s
---------------	------