

Instellingen van een 3 en 7 Tesla MRI scanner ter beoordeling van de mimische lachspieren Multi Disciplinaire Opdracht





Lotte Ewals – s1577190 Marèll Niekolaas – s1604066 Angelica Steenhuis – s1538047 Sanneke Willekens – s1481835

Medische begeleiders: Drs. K. Seubring & Drs. Gawlitta Technische begeleiders: Dr. ir. Simonis & Dr. ir. Ten Haken Tutor: Mylène Jansen Procesbeoordelaar: Elyse Walter

Afdeling: Mondziekten, Kaak- en aangezichtschirurgie, Universitair Medisch Centrum Utrecht

> MDO groep 37 Technische Geneeskunde 26 juni 2017

# UNIVERSITY OF TWENTE.

# Inhoudsopgave

1	Samenvatting								
2	Voorwoord								
3	Inleiding en probleemstelling								
4	Theoretisch kader         4.1       Kaakoperatie         4.2       Anatomie en fysiologie         4.3       Techniek - Algemeen         4.3.1       Excitatie         4.3.2       Relaxatie         4.3.3       T1 relaxatie         4.3.4       T2/T2* relaxatie         4.3.5       Weefselstructuur         4.4       Techniek - Parameters en instellingen         4.4.1       Sequenties         4.4.2       Spatiële resolutie         4.4.3       Contrast         4.4.4       Artefacten         4.4.5       7 Tesla ten opzichte van lagere veldsterkten         4.4.6       Verschillen kadaverhoofd en hoofd <i>in vivo</i>	<b>5</b> 6 8 9 9 9 10 10 10 13 16 20 24 26							
5	Methode	27							
	<ul> <li>5.1 Beoordeling MRI scans</li> <li>5.1.1 Spatiële resolutie</li> <li>5.1.2 Contrast</li> <li>5.1.3 Artefacten</li> <li>5.2 Weergave anatomie</li> </ul>	27 27 28 28 29							
6	Resultaten         6.1       Analyse MRI beelden	<b>31</b> 31 31 31 32 34							
7	Discussie         7.1       Literatuuronderzoek en analyse	<b>35</b> 35 38 38							
8	Conclusie	39							
9	Aanbevelingen 4								
10	10 Referenties 4								

A	Bijlage 1. Lijst met afkortingen	44
В	Bijlage 2. Instellingen scans	45
С	Bijlage 3. Resultaten van de verschillen in grijswaarden per spier bij alle MRI scans	47
D	Bijlage 4. Origo, verloop en insertie van de mimische spieren	50

# 1 Samenvatting

Lachen is een essentiële uitdrukking om een blije emotie te kunnen tonen. Problemen met de mimische lachspieren kunnen ontstaan als gevolg van een kaakoperatie. Bij een dergelijke kaakoperatie worden de mimische spieren losgehaald, maar niet weer vastgezet, waardoor ze op een verkeerde plek vast kunnen groeien. Vastzetten zou mogelijk een uitkomst bieden, maar daarvoor moet eerst per patiënt bepaald worden wat de originele anatomie van de mimische spieren is. Onderzoek naar een manier om deze mimische spieren in beeld te kunnen brengen, begint bij het bepalen van de beste instellingen van zowel een 3T als een 7T MRI scanner. Het doel van dit onderzoek is om te bepalen wat de beste instellingen zijn voor een 3 en 7 Tesla MRI scanner, ter beoordeling van de anatomie van de mimische lachspieren die losgehaald worden bij patiënten die een kaakoperatie ondergaan.

Om deze vraag te kunnen beantwoorden is literatuuronderzoek gedaan naar de beste instellingen bij een mens *in vivo* en is er een analyse gedaan van gekregen 3T en 7T MRI beelden van een kadaverhoofd. Deze analyse is gebaseerd op het contrast, de resolutie en het aantal artefacten dat de beelden bevatten. Tot slot is gekeken naar een manier om deze spieren te visualiseren om gunstige terugplaatsing te optimaliseren.

Op basis van literatuuronderzoek is gebleken dat het tot op heden nog niet mogelijk is exacte waarden te geven voor de beste instellingen. Hierom wordt uitgebreid experimenteel onderzoek aanbevolen. Desondanks zijn er uitkomsten gevonden die basis bieden voor vervolgonderzoek. Uit de resultaten van de analyse van de verkregen data is gebleken dat het gebruiken van een 7T noodzakelijk is voor het weergeven van de mimische spieren. De scan met de beste kwaliteit had de volgende instellingen: T1 gewogen, GE, TR 16,3 ms, TE 3,5 ms, ST 0,35 mm, SG 0,35 mm, MX 732x732, FOV 768x768 mm, FA 40 graden en BW 498 mm. Voor het visualiseren is gekozen voor een 3D beeld dat gereconstrueerd is met behulp van de 7T beelden. Dit proces vergt echter veel tijd en benodigt automatisering voordat klinische implementatie mogelijk is.

#### Abstract - English version

Smiling is an essential facial expression which helps showing happiness. Problems with the facial muscles, that people use to smile, can occur as a result of a jaw surgery. During surgery, the facial muscles are consciously disembodied to release tension, but are not replaced afterwards. The muscles may root in a wrong place. Replacing these muscles could offer a solution for this problem. To achieve this, the original anatomy needs to be determined beforehand for every patient. Doing research into examining the mimic muscles with the use of a 3T and 7T MRI scanner, starts with determining which settings are most convenient for muscle imaging. The purpose of this research is to determine which settings are most convenient for mimic muscle imaging, using a 3T and 7T MRI scan, so that the anatomy of the mimic muscles can be identified per person, before a jaw surgery is performed.

The research has been executed through literature research and analysing received 3T and 7T MRI scans from a cadaver head. This analysis is based on image contrast, resolution and the presence of artefacts and in what extend. Finally, a way of visualising the exact muscle anatomy has been examined, to maximise the beneficial muscle replacement.

Based on the literature research, giving exact values for MRI settings is not possible yet. Therefore, thorough research is recommended. Nevertheless, this study led to values which may serve as a foundation for further research. Based on the analysis of the received scans, a high field strength, like 7T, is required for facial muscle imaging. The scan which came out best was made using the following MRI settings: T1-weighted GE, TR 16.3 ms, TE 3.5 ms, ST 0.35 mm, SG 0.35 mm, MX 732x732, FOV 768x768 mm, FA 40 degrees en BW 498 mm. A 3D model is reconstructed using the 7T scans. This process is, however, too time consuming and therefore automatization is needed before clinical implementation is possible.

# 2 Voorwoord

Voor u ligt de scriptie *'Instellingen van een 3 en 7 Tesla MRI scanner ter beoordeling van de mimische lachspieren'.* Deze scriptie is geschreven in het kader van ons afstuderen aan de bachelor Technische Geneeskunde aan de Universiteit Twente, in opdracht van Dr. K. Seubring namens het Universitair Medisch Centrum in Utrecht (UMCU). Wij zijn vanaf eind april 2017 tot en met eind juni 2017 bezig geweest met het onderzoek en het schrijven van deze scriptie.

Met hulp van zowel onze medische begeleidster, Dr. K. Seubring, als onze technische begeleider, Dr.ir. F.F.J. Simonis hebben we een plan van aanpak geschreven. Na goedkeuring konden we aan de slag met ons onderzoek. Het onderzoek was vrij complex en bevatte veel subvragen. Gelukkig konden we altijd bij onze begeleiders terecht wanneer we iets niet begrepen of wanneer we het overzicht kwijt waren.

Bij dezen willen wij graag onze begeleiders bedanken voor de fijne begeleiding en hun ondersteuning tijdens dit traject. Tevens willen wij Mylène Jansen bedanken voor de prettige procesbegeleiding. Tot slot willen wij Laura Visser bedanken omdat zij ons kennis heeft laten maken met de 3D Slicer, de software die we gebruikt hebben voor het vormen van het 3D model.

Wij wensen u veel leesplezier toe,

Lotte Ewals, Marèll Niekolaas, Angelica Steenhuis en Sanneke Willekens

Enschede, 26 juni 2017

# 3 Inleiding en probleemstelling

Lachen is een essentiële uitdrukking van het gezicht van de mens om een blije emotie te kunnen tonen. Problemen met betrekking tot de mimische lachspieren kunnen ontstaan als gevolg van een kaakoperatie. In een studie naar de effecten van een orthognatische operatie (operatieve kaakcorrectie) op de mimiek van het gezicht, werd bevestigd dat de dynamiek van de mimiek werd beïnvloed [1]. Na de kaakoperatie ondervinden patiënten een vermindering in breedte van hun lach en in een deel van de gevallen hebben zij ook een asymmetrische lach, volgens Dr. K. Seubring van het Universitair Medisch Centrum Utrecht (UMCU). Dit wordt vaak als erg vervelend ervaren en het zelfbeeld kan hierdoor achteruit gaan, waardoor patiënten minder graag lachen.

Een dergelijke kaakoperatie wordt uitgevoerd in het geval van een overbeet of na trauma. Hierbij wordt de maxilla (bovenkaak) of mandibula (onderkaak) gebroken en opnieuw gepositioneerd. De mimische spieren worden dan van de kaak losgemaakt, zodat verplaatsing van de kaak mogelijk is. In principe is dit geen probleem, omdat spieren het vermogen hebben zelf weer aan te hechten. De losgemaakte spieren hechten echter niet altijd op exact de juiste plek aan, waardoor de vectoren van de spieren veranderen en daarmee ook de functies. [2]

Voor adequaat functieherstel van de mimische spieren is het van belang deze na trauma of na een operatie op de juiste plek te plaatsen. Wanneer er sprake is van een trauma verstaan we onder de juiste plek de originele spieraanhechting. In het geval van een kaakoperatie moet de spier dusdanig aanhechten dat de vector niet verandert en de spier dus nagenoeg dezelfde mimiek genereert als voor de operatie. Er is echter onvoldoende bekend over de aanhechtingen van de spieren en dus ook over de richtingen van de vectoren. De spieren zijn klein en zitten vervlochten in elkaar, waardoor separate identificatie lastig kan zijn. De literatuur is niet altijd eenduidig over de anatomie. Zo worden kleine spieren soms samen als één spier beschouwd. Globaal zullen deze aanhechtingen kloppen, maar het is onzeker of dit in werkelijkheid ook klopt. Bovendien kan het per persoon verschillen wat de precieze anatomie van de spieren is.

Goed inzicht in de aanhechtingen, het verloop en de bijbehorende functie van de mimische spieren is dus van belang om een zo goed mogelijke reconstructie na te kunnen streven. Om dit te realiseren is het belangrijk dat er een techniek ontwikkeld wordt waarmee per patiënt kan worden bekeken hoe de anatomie is. Voor een goede interpretatie van de anatomie zou een 3D model uitkomst kunnen bieden. Idealiter wordt een dergelijk model automatisch gereconstrueerd.

Vanuit het UMCU is gekozen voor Magnetic Resonance Imaging (MRI): "Er is hiervoor gekozen omdat bij deze techniek de weke delen, dus spieren en pezen, beter weer te geven zijn. Andere mogelijke technieken zijn Computed Tomography (CT) en Ultrasound (US). CT is een techniek die beter geschikt is voor het weergeven van botstructuren, dus om die reden valt deze af. US is een dynamisch onderzoek waarbij je realtime beelden krijgt. Naderhand kunnen de momentopnames worden bekeken, maar dit zullen afbeeldingen met zwart-wit vlekken zijn."

De hoofdvraag luidt: Wat zijn de beste instellingen voor een 3 en 7 Tesla MRI scanner ter beoordeling van de anatomie van de mimische lachspieren die losgehaald worden bij patiënten die een kaakoperatie ondergaan?

Met behulp van reeds gemaakte MRI beelden van een kadaverhoofd en het doen van literatuuronderzoek zal de benodigde informatie worden verkregen over de anatomie en de instellingen van de MRI scanner. Ter bevordering van de klinische relevantie van dit onderzoek is besloten om ook MRI scans te maken van een hoofd *in vivo*. Ook wordt een eerste stap gemaakt in het segmenteren en het 3D afbeelden van de spieren.

# 4 Theoretisch kader

# 4.1 Kaakoperatie

Een kaakoperatie, of specifieker een kaakstandcorrectie, wordt vaak uitgevoerd wanneer er een afwijking in de stand van het gebit is of wanneer één of beide kaken klachten geven. Onder deze klachten vallen: problemen bij het kauwen, moeite met praten, pijn en ontevredenheid over het uiterlijk. Deze problemen kunnen een gevolg zijn van een aangeboren afwijking of trauma. Vaak worden deze klachten behandeld door een orthodontist. Het kan zijn dat er grote verschillen zijn in stand, vorm of in de afmeting van de boven- en/of onderkaak. In deze gevallen is een operatie nodig om de functie, zoals de beet, en soms de harmonie van het gezicht te herstellen. [3] Daarnaast komt het voor dat patiënten met het obstructief slaapapneusyndroom een kaakoperatie ondergaan, om de ruimte achter het gehemelte of in de keel te vergroten en zo de luchtdoorstroming tijdens het slapen te verbeteren [4].

Er zijn verschillende soorten kaakoperaties, namelijk het verplaatsen van de bovenkaak, onderkaak of van beide kaken. Tevens kan een verplaatsing van de kinpunt of het jukbeen nodig zijn. De operatie gebeurt onder algehele anesthesie. Direct na de operatie kan een patiënt pijn, zwelling en een verminderd of 'anders' gevoel in de lippen ervaren. [5] Bovendien kan het, zoals eerder genoemd, voorkomen dat de patiënt na een operatie merkt dat zijn of haar mimiek veranderd is. Met name bij lachen wordt hier last van ondervonden.

De LeFort osteotomie is een kaakoperatie die wordt toegepast om een abnormale positie van de bovenkaak te corrigeren. Een onwenselijke positie van de boven- en onderkaak (malocclusie) kan leiden tot problemen, zoals slecht spreken en kauwen [6]. Er zijn drie soorten LeFort osteotomieën, namelijk LeFort I osteotomie, LeFort II osteotomie en LeFort III osteotomie. [7]

De LeFort I osteotomie is de meest gebruikte procedure bij het veranderen van de positie van de bovenkaak. Het doel van de operatie is om de stand van de boven- en ondertanden goed ten opzichte van elkaar te krijgen, zodat de meest optimale beet kan worden gecreëerd. Deze operatie wordt uitgevoerd wanneer een beugel niet voldoende het gewenste effect teweeg kan brengen. De operatie duurt ongeveer één uur en wordt intra-oraal, via een incisie hoog achter de bovenlip, uitgevoerd. De chirurg brengt zaagsneden aan zodat de bovenkaak loskomt van het neusseptum en de pterygoïden. Vervolgens wordt de bovenkaak gepositioneerd en vastgezet met platen en schroeven. [8][9] Deze procedure is erg doeltreffend, omdat het relatief veilig is en de mogelijkheid geeft om de bovenkaak in een 3D vlak te positioneren, zodat er direct een nieuwe vorm van het gezicht zichtbaar wordt. [7]

Bij de LeFort II osteotomie wordt niet alleen de bovenkaak maar ook de neus naar voren verplaatst. Deze vorm van osteotomie wordt zelden uitgevoerd, omdat de noodzaak er (bijna) niet is. [7]

De LeFort III osteotomie is ontworpen om het gehele gezicht, inclusief beide oogkassen, naar voren te plaatsen. Het doel is om een meer harmonisch uiterlijk te creëren bij mensen met een disharmonie in het gezicht als resultaat van een hypoplasie. [7] Aangezien LeFort I osteotomie alleen relevant is in dit onderzoek, wordt er in de LeFort II en III osteotomie niet verder verdiept.

Er zijn twee soorten complicaties die kunnen optreden bij de LeFort I osteotomie, namelijk algemene complicaties die bij elke operatie kunnen optreden en specifieke complicaties van deze operatie. Onder algemene complicaties vallen pijn, bloedingen, infecties, bloedproppen en zwellingen van de kaak, mond of neus. De specifieke complicaties die kunnen optreden bij deze ingreep zijn een doof gevoel in de bovenlip, de mond niet volledig kunnen openen, stijfheid van de kaak, infectie van de platen en schroeven en cosmetische problemen. [8] Over het algemeen ontstaan er echter weinig complicaties en zijn er betrouwbare lange termijn resultaten. De LeFort I osteotomie wordt voornamelijk uitgevoerd bij malocclusion, asymmetrie van het gezicht, obstructieve slaapapneu en maxillaire atrofie. [10]

# 4.2 Anatomie en fysiologie

De gezichtsspieren (mimische spieren) bevinden zich in het subcutane weefsel van zowel het anterior als posterior deel van de hoofdhuid, het gezicht en de nek. De spieren bewegen de huid, wat resulteert in gezichtsuitdrukking waarmee men zijn gesteldheid uit kan drukken. Als gevolg van de gemeenschappelijke embryologische oorsprong zijn de nek- en gezichtsspieren vaak gefuseerd en hun vezels worden vaak gemengd. [11] Gezien het feit dat patiënten met name problemen ondervinden met de mimische spieren die een bijdrage leveren aan het lachen, zal op deze spieren verder ingegaan worden.



Figuur 1: Spieren van het aangezicht en de hoofdhuid. [11]

Op basis van reeds lopend onderzoek in het UMCU is er mede door Dr. K. Seubring de keuze gemaakt bepaalde spieren te betrekken in dit onderzoek. Dit zijn de *musculus nasalis, musculus levator labii superioris alaeque nasi, musculus zygomaticus major, musculus zygomaticus minor, musculus orbicularis oris* en de *musculus depressor anguli oris*. Bij dit onderzoek ligt de focus bij een

operatie aan de mandibula. Van de zes spieren zijn vier spieren, wegens hun anatomische ligging, met name belangrijk, namelijk de *m. nasalis, m. levator labii superioris alaeque nasi, m. zygomaticus major* en de *m. zygomaticus minor*.

Dr. K. Seubring: "De *m. orbicularis oris* zit verweven met de *m. nasalis* en de *m. levator labii* superioris alaeque nasi. De *m. orbicularis oris* wordt niet gericht losgemaakt, maar zal wel worden aangedaan door de verweven spiervezels." Dit is de reden dat de *m. orbicularis oris* wordt meegenomen in het onderzoek. Verder speelt ook de *m. depressor anguli oris* een rol bij het lachen. 'Dit is de tegenhanger van de lach. Lachen is een bepaalde verhouding tussen de mondhoeken omhoog opkrullen (bij lachen richting de 100%) en de mondhoeken naar beneden pruilen (bij lachen hopelijk richting 0%). Deze spier hecht aan de mandibula en wordt dus alleen losgehaald in het geval van een bilaterale sagittale splijtingsosteotomie, ofwel een operatie waarbij de onderkaak wordt verzet." Bij dit onderzoek ligt de focus op een operatie aan de mandibula, maar vanwege de essentie bij het lachen wordt deze toch meegenomen in het onderzoek.

De *m. nasalis* (figuur 1) is de neusspier en bestaat uit de pars transversa en de pars alaris. De pars transversa ontspringt in het gebied ter hoogte van de wortel van de laterale hoektand en kent zijn insertie in de peesplaat op de neusbrug. [12] De pars transversa trekt het neuskraakbeen omlaag [13]. De pars alaris kent zijn oorsprong ter hoogte van de laterale snijtand en hecht aan bij de randen van de neusopening en het aangrenzende gebied. [12] De pars alaris verwijdt de neusopening [13].

De *m. labii superioris alaeque nasi* (figuur 1) ontspringt mediaal van de orbita en vindt zijn insertie bij de neusvleugel en lip. [12] Deze spier trekt de bovenlip op en verwijdt de neusingang [14].

De *m. zygomaticus major* (figuur 1) heeft zijn oorsprong aan de laterale zijde van het zygomatisch bot en hecht aan de modiolus (figuur 2). De modiolus is een chiasma van faciale spieren die bij elkaar

gehouden worden door fibreus bindweefsel. De modiolus is lateraal en lichtelijk superior gelokaliseerd ten opzichte van beide mondhoeken. De functie van de *m. zygomaticus major* is het gedeeltelijk dilateren van de mond en het liften van de mondhoek, dit kan zowel één- als tweezijdig. [11] In combinatie met activatie van de *m. orbicularis oculi*, welke de ogen sluit, zorgen ze samen voor een authentieke lach van genot. Wanneer de *m. orbicularis oculi* niet meedoet en de *m. zygomaticus major* dus als enige aanspant, resulteert dit in een geforceerde lach. [15]

De *m. zygomaticus minor* (figuur 1) heeft zijn oorsprong aan de ventrale zijde van het zygomatisch bot. Dr. K. Seubring: "De insertie van de *m. zygomaticus minor* is aan de huid van de bovenlip, tussen de modiolus en de christa philtri (puntjes van cupidoboog)".



Figuur 2: Weergave van de modiolus. Dit is een chiasma van faciale spieren die bij elkaar gehouden worden door fibreus bindweefsel. [16]

De functie van deze spier is het gedeeltelijk dilateren van de mond, ofwel het liften en/of omkeren van de bovenlip, dus het verdiepen van de nasolabiale sulcus (plooien van de neus naar de hoeken van de mond). [11]

De *m. orbicularis oris* (figuur 1) is een kringspier om de mond met lippen. Deze spier controleert het in- en uittreden van voedsel door de mondholte. [11] De spier bestaat uit twee delen, namelijk de pars marginalis en de pars labialis. De pars marginalis is de perifere rand van de *m. orbicularis oris* en straalt uit in de omgevende spieren. De pars labialis is het hoofdbestanddeel van de *m. orbicularis oris* oris en is een kringsysteem rondom de mondopening inclusief het onder de lippen liggende deel, dat

kommavormig naar buiten gebogen is. [12] De *m. orbicularis oris* hecht bilateraal aan de modiolus. Dr. K. Seubring: "De verticale bepaling van de spier is als volgt: craniaal loopt de spier tot aan het ventrale deel van de septum nasalis en caudaal tot aan de overgang naar de lip."

Tot slot, de *m. depressor anguli oris* (figuur 1). Deze spier vindt zijn oorsprong in de modiolus en zijn insertie aan de anterolaterale basis van de mandibula, ofwel de voor- en zijkant van de basis van de onderkaak. In realiteit heeft deze spier een insertie die vermengd is met de *m. platysma* (huidspier van de hals). Desondanks wordt de onderrand van de mandibula als insertie aangenomen. De functie van de *m. depressor anguli oris* is het gedeeltelijk dilateren van de mond, ofwel het intrekken en/of omkeren van de onderlip. [11]

Voor de genoemde oorsprongen en aanhechtingen zijn verschillende anatomieboeken gebruikt, welke niet altijd overeenstemmen. Globaal zullen deze aanhechtingen kloppen, maar het is onduidelijk of dit in werkelijkheid ook klopt. Bovendien kan per persoon verschillen wat de precieze anatomie van spieren is.

## 4.3 Techniek - Algemeen

MRI wordt al ruim dertig jaar gebruikt in ziekenhuizen als non-invasieve diagnostische techniek [5]. Het basisprincipe van MRI is gebaseerd op een magnetisch veld en de magnetische kernspinresonantie van de protonen (ook wel spins genoemd) van waterstofatomen in het menselijk lichaam. Waterstofatomen bevatten één proton en hebben een gyromagnetische ratio (ratio tussen de eigenfrequentie en de magnetische veldsterkte van een element [17]) van 42,58 MHz/T, wat correleert met een sterke signaalafgifte. Ieder element heeft een eigen gyromagnetische ratio, maar die van waterstofatomen is het grootst. Waterstofatomen komen in overvloed in water en vet voor en dus is dit atoom bijzonder geschikt om te bekijken met behulp van een MRI techniek [18].

Het magnetische dipoolmoment van een kern, ook wel het magnetische moment genoemd, is een vectorgrootheid die een maat vormt voor de sterkte en richting van het magnetisch dipoolveld [19]. Naast dat een proton draait om zijn eigen as, beloopt het magnetische moment een zogenaamd precessie pad (figuur 3), ook wel bekend als precessie. Precessie is te beschrijven als de tolbeweging van de rotatie-as. [20]



Figuur 3: Precessie van het magnetische moment van een proton. [21]

Er heerst een magnetisch veld met bepaalde veldsterkte  $B_0$  in de MRI scanner. Zodra de protonen zich in dit veld bevinden, zullen deze zich netto aan  $B_0$  gaan rangschikken. Atomen hebben de eigenschap dat ze draaien en zich continu door de ruimte verplaatsen. Het is vergelijkbaar met een wasmachine met kompassen erin: ondanks dat de kompassen continu draaien en zich verplaatsen, zullen ze netto wel in de richting van het noorden wijzen. Er ontstaat een netto magnetisch veld, ofwel de longitudinale magnetisatie in het z-vlak. De stappen die worden doorlopen tijdens het vormen van een MRI afbeelding zijn excitatie, relaxatie, acquisitie, berekenen en de weergave. [20]

# 4.3.1 Excitatie

Voor het detecteren van een signaal, moet de oriëntatie van de protonen gemanipuleerd worden. Om dit te bewerkstelligen wordt er een radiofrequente (RF) excitatiepuls uitgezonden, zodat er een kernspinresonantie ontstaat. Hierdoor wordt de Netto Magnetisatie Vector (NMV) van de protonen, die allemaal met dezelfde frequentie draaien, vanuit de z-as naar het xy-vlak geroteerd met een fliphoek (flip angle, FA) van bijvoorbeeld 90 graden. De magnetisatie wordt nu de transversale magnetisatie genoemd. [20]

# 4.3.2 Relaxatie

De protonen die zich nu in het xy-vlak bevinden, hebben de energie van de RF puls geabsorbeerd. De transversale magnetisatievector zal afnemen door twee verschillende vormen van interactie, namelijk de protonen onderling (spin-spin interactie) of tussen de protonen en het omliggende weefsel (spinlattice interactie), waarbij energie wordt afgegeven in de vorm van warmte en RF golven. Deze afgifte is onder te verdelen in T1 en T2 relaxatie. [20][22]

## 4.3.3 T1 relaxatie

Na de excitatiepuls zal de transversale magnetisatie terugkeren naar zijn equilibrium in de z-richting. Hierdoor wordt de longitudinale magnetisatie langs de z-as (Mz) weer groter. Het herstelproces van de longitudinale magnetisatie wordt ook wel spin-lattice of T1 relaxatie genoemd. Sterk gebonden protonen, zoals in vetweefsel, geven hun energie sneller af aan het omliggende weefsel dan minder sterk gebonden protonen. Zo ontstaat er een verschil in energieafgifte tussen weefsels. De tijdconstante T1 is de tijd die de longitudinale magnetisatie nodig heeft om 63% van de originele waarde te bereiken. [20][22] De hoeveelheid longitudinale magnetisatie op tijdstip t ( $M_z(t)$ ) kan worden beschreven volgens formule (1), waarbij Mz, eq de oorspronkelijke toestand van de longitudinale magnetisatie is en t de tijd.

$$M_z(t) = M_{z,eq}(1 - e^{-t/T_1})$$
 [23]

Formule (1)

# 4.3.4 T2/T2\* relaxatie

Wanneer er een 90 graden puls wordt gegeven, flippen de spins niet alleen naar het xy-vlak, maar gaan ze ook in fase draaien. Dit heet fasecoherentie. Deze coherentie gaat geleidelijk verloren; de spins gaan meer uit fase lopen. Ook de transversale magnetisatie gaat geleidelijk verloren, waarbij de spins energie met elkaar uitwisselen. T2 relaxatie vindt dus niet in het z-vlak, maar in het xy-vlak plaats. Deze transversale magnetisatie op tijdstip  $t (M_x y(t))$  kan worden beschreven volgens formule (2). Hierbij is  $M_{xy}(0)$  de transversale magnetisatie op tijdstip 0 en t de tijd.

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)(e^{-t/T_2})$$
 [24]

Formule (2)

De fasecoherentie kan verloren gaan door lokale veranderingen in het magnetisch veld. Spins veroorzaken lokale veranderingen door hun kleine magnetische velden. Hierdoor ontstaat er een verschil in snelheid tussen spins. Het gevolg is energie-overdracht tussen de spins, ofwel spin-spin interactie. Daarnaast gaat de coherentie verloren door de tijdsafhankelijke inhomogeniteiten van B<sub>0</sub>. Deze inhomogeniteiten worden veroorzaakt door intrinsieke defecten van de magneet of door susceptibiliteit geïnduceerde veld vervormingen. Deze veld vervormingen worden veroorzaakt door het weefsel of andere materialen die in het veld geplaatst worden. Hierdoor ontstaat er een signaalverval, die sneller gaat dan spin-spin interactie. Dit verval gebeurt met tijdsconstante T2\* en vindt voornamelijk plaats bij weefselovergangen. Bij T2\* worden de inhomogeniteiten dus wel meegenomen en bij T2 niet. Dit wordt beschreven in formule (3). [25]

$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T2} + \frac{1}{T2_i}$$
 [25] Formule (3)

Hierbij is  $T2_i$  de T2-tijd veroorzaakt door inhomogeniteiten. Het verlies van het Magnetic Resonance (MR) signaal door T2\* wordt ook wel Free Induction Decay (FID) genoemd. [22] De tijd van de afname van het MR signaal bij T2 relaxatie (100-300 ms) is veel korter dan bij T1 relaxatie (0,5 - 5 sec). Dit komt doordat een verandering in het z-vlak een uitwisseling van energie met de omgeving vereist. In het xy-vlak verandert de potentiële energie niet. [26]

# 4.3.5 Weefselstructuur

Een aantal origo's en inserties van spieren bestaan uit peesstructuren. Het droge gewicht van deze peesstructuren bestaat voornamelijk uit type 1 collageen, namelijk voor 65-80%. [27] In een pees liggen het collageen en water langs één rij gerangschikt. Hierdoor zullen de dipoolinteracties in een (gezonde) pees de T2 verkorten bij 3T. Als gevolg hiervan wordt op een MRI scan een pees met een lage signaalintensiteit afgebeeld. Daarnaast is de T1 relaxatietijd relatief kort in (gezonde) pezen, namelijk ongeveer 600 ms bij 3T. [28] De mimische spieren bestaan uit dwarsgestreept spierweefsel sel [29]. Dwarsgestreept spierweefsel bestaat uit lange, veelkernige spiervezels. De ruimte in de vezel wordt grotendeels ingenomen door langgerekte structuren, de myofibrillen. [30] De T2 van spierweefsel is langer dan de T2 van peesstructuren, namelijk ongeveer 32 ms. De T1 waarde van spierweefsel ligt rond de 1400 ms. [31]

# 4.4 Techniek - Parameters en instellingen

# 4.4.1 Sequenties

Er zijn vele sequenties die gebruikt kunnen worden bij een MRI scanner. De meest standaard sequenties zijn Spin Echo (SE), Gradiënt Echo (GE) en Inversion Recovery (IR).

# Spin Echo (SE)

Bij de SE sequentie wordt gebruik gemaakt van een 90 graden excitatiepuls om de NMV naar het transversale vlak te flippen (figuur 4, B). Hierdoor wordt het pad van precessie van de kernen, ook wel het pad van de magnetische momenten van de kernen, vertaald naar het transversale vlak. Na de 90 graden RF puls, ontstaat er een FID signaal als gevolg van T2\* defasering [21][32]. Hierbij zijn de magnetische momenten uit fase ten opzichte van elkaar in het transversale vlak (figuur 4, C). Voor het elimineren van het T2\* effect kan gebruik gemaakt worden van een 180 RF puls na de 90

graden puls (figuur 4, D). Hierdoor zullen de magnetische momenten weer in fase raken, ook wel refasering genoemd. Uiteindelijk zal in de spoel een maximaal signaal, de SE, worden geregistreerd. (figuur 4, F). [20][21] SE sequenties worden getypeerd door afbeeldingen met een goede kwaliteit. Dit vanwege een hoog signaal en de mogelijkheid tot compensatie van de T2\* effecten. [33]



Figuur 4: Stilstaande figuren van een SE animatie. Hier wordt de eerste 90 graden puls (B), het defaseren (C), de 180 graden puls (D), het refaseren (E) en de echo (F) geïllustreerd. [33]

#### Gradiënt Echo (GE)

GE staat ook wel bekend als gradiënt-recalled echo (GRE) [22]. Bij de GE sequentie gebeurt er bijna hetzelfde als bij de SE sequentie wat betreft het optreden van de refasering na defasering. Het verschil wordt veroorzaakt door de echo die op een andere manier gecreëerd wordt. Tijdens de excitatie wordt de plakselectiegradiënt aangezet en daarna de fasecoderingsgradiënt. Even later wordt de frequentiecoderingsgradiënt aangezet met een negatieve polariteit zodat de spins gaan defaseren. Gedurende de TE wordt de negatieve gradiënt omgedraaid naar positief, waardoor de spins gaan refaseren en er een echo ontstaat (figuur 5). [33]

De GE sequentie wordt getypeerd door een lage RF afgifte en korte scantijd. Er is geen RF puls nodig voor het refaseren en dat zorgt ervoor dat een korte TR kan worden behaald. De Signal to Noise Ratio (SNR), de ratio tussen de amplitude van het ontvangen signaal en de gemiddelde amplitude van de ruis [33], zegt iets over de kwaliteit van de afbeelding. Ongenuanceerd zou gesteld kunnen worden: des te hoger de SNR, des te beter de kwaliteit van de afbeelding. De SNR bij GE is in vergelijking met SE wel lager, doordat T2\* effecten niet onderdrukt worden. [33] Dit komt doordat er geen 180 graden puls wordt gegeven en er dus niet wordt gecorrigeerd voor signaalverlies als gevolg van inhomogeniteiten. Desondanks kan een GE sequentie ook voordelig zijn, namelijk wanneer men geïnteresseerd is in een proces dat wordt veroorzaakt door zulke inhomogeniteiten van het magnetische veld. Zo bevat hemoglobine paramagnetische componenten die de T2\* relaxatie kunnen versnellen, waardoor er signaal verloren gaat. Dit signaalverlies draagt er juist aan bij dat bijvoorbeeld bloedingen op een MRI scan zichtbaar gemaakt kunnen worden. [25][33] Daarnaast maakt GE gebruik van een kortere TR, waardoor de scantijd wordt verkort [21].

Bij GE kan ook gebruik gemaakt worden van een zogenaamde *steady state*. Dit wordt bewerkstelligd door gebruik te maken van een TR die kleiner is dan de T1 en T2 van weefsels in combinatie met een kleine fliphoek (rond de 30-45 graden). Hierdoor is er niet genoeg tijd voor volledige relaxa-



Figuur 5: GE pulssequentie.  $\alpha$  staat voor een FA van 90 graden. [22]

tie van de transversale magnetisatie, vóórdat de volgende RF puls wordt gegeven. Zodoende is er constant een transversale en longitudinale component van de magnetisatie. Als gevolg van herhaaldelijke excitaties produceert de transversale component een zogenaamde overgebleven transversale magnetisatie (Residual Transverse Magnetisation, RTM). Hierdoor wordt er tijdens de data acquisitie relatief veel signaal opgevangen vanuit het transversale vlak. Weefsels met een lange T2 tijd geven het meeste signaal en worden daarom wit afgebeeld. Bij GE sequenties wordt regelmatig gebruik gemaakt van een *steady state* gezien de erg korte TR. [21]

Er wordt onderscheid gemaakt tussen RTM die in fase is (coherent) en RTM die uit fase is (incoherent). In het geval van coherent GE, ook wel Fast Field Echo (FFE) genoemd, wordt deze RTM in stand gehouden door een proces genaamd *rewinding*. Dit wordt bereikt door de helling van de fasecoderingsgradiënt om te draaien nadat de frequentiecoderingsgradiënt is uitgezet. Dit resulteert in refaseren van de resterende magnetisatie, waardoor het weer in fase is aan het begin van de volgende repetitie. Hierdoor zal de RTM steeds verder toenemen, zodat weefsels met een lange T2 een hoog signaal produceren. Het toepassen van coherente GE pulssequenties resulteert in T2\* gewogen afbeeldingen. Doordat water hier een heel sterk signaal geeft, wordt er een angiografisch, myelografisch of arthrografisch effect gecreëerd. [21]

In het geval van incoherente (spoiled) magnetisatie defaseert de RTM waardoor het effect op het contrast minimaal is. gradiënt *spoiling* is het tegenovergestelde van rewinding. Hierbij worden de slice select, de fasecoderings- en de frequentiecoderingsgradiënt gebruikt om de resterende magnetisatie te defaseren. Zodoende is het incoherent op het begin van elke nieuwe repetitie. T2\* effecten worden hiermee onderdrukt. [21]

#### Inversion Recovery (IR)

De IR sequentie heeft veel overeenkomsten met de SE sequentie. Het verschil is gebaseerd op een 180 graden puls die wordt afgegeven voordat de gebruikelijke SE sequentie met de 90 en 180 graden puls plaatsvindt. Het contrast is in dit geval erg afhankelijk van de tijd tussen de eerste 180 graden

puls en de 90 graden puls, dit wordt ook wel de Inversie Tijd (TI) genoemd. [20]

SE en GE scans hebben een goede kwaliteit wanneer optimale instellingen gebruikt worden. Tegenwoordig heeft IR niet veel meer voordelen in vergelijking met andere sequenties. Een IR scan duurt relatief lang vanwege de lange TR, terwijl ongeveer hetzelfde resultaat als met een SE verkregen wordt. Om deze reden is een IR MRI scan minder geschikt dan een SE of GE om de mimische spieren af te beelden. [21][34]

Er zijn nog veel meer soorten sequenties die gebruikt kunnen worden. De bovengenoemde sequenties zijn vaak ook weer op te delen in verschillende varianten. Elke sequentie heeft zijn voordelen. Voorbeelden van voordelen van bepaalde sequenties zijn: vet signaal onderdrukken (WATS), cerebrospinale vloeistof (CSF) signaal onderdrukken, kortere scantijd, hoog contrast, enzovoort. Er zijn verschillende methoden om een WATS scan te maken. De techniek die voornamelijk toegepast wordt, is het gebruik van frequentie selectieve pulsen (CHESS) die zorgen voor de verzadiging van het vetweefsel. Hierbij wordt een dergelijke frequentie selectieve puls gegeven op de resonantiefrequentie van de protonen van vet voorafgaand aan de uiteindelijke pulssequentie. Deze techniek is gebaseerd op het verschil in resonantiefrequentie tussen water en vet, waarbij dit verschil groter wordt naarmate de veldsterkte toe neemt. [35][36]

Bij het afbeelden van de mimische spieren is er dus gericht op twee soorten sequenties, namelijk GE en SE. De voordelen van de GE zijn de snelle scantijd, de kleine FA en minder RF pulsen. De nadelen zijn echter dat het lastig is om een goed T2 contrast te verkrijgen, GE is gevoelig voor B<sub>0</sub> inhomogeniteiten en susceptibiliteit effecten. Als we kijken naar SE zijn de voordelen daarvan het hoge contrast, de échte T2 weging en SE minimaliseert de susceptibiliteit effecten. De nadelen zijn wel de lange scantijden (vooral in T2) en de hogere RF energie dan bij GE.

#### 4.4.2 Spatiële resolutie

De spatiële resolutie wordt gedefinieerd als het vermogen om twee locaties in het weefsel die van belang zijn te kunnen onderscheiden en af te beelden als verschillende locaties. Deze spatiële resolutie wordt bepaald door de voxelgrootte. [20][33] De voxelgrootte en dus de spatiële resolutie kunnen worden beïnvloed door de volgende parameters: ST, grootte van de acquisitie matrix (MX) en de grootte van de FOV.

Binnen MRI bestaat er een variabele die samenhangt met de spatiële resolutie: de SNR. De SNR is een inverse van de spatiële resolutie; als de spatiële resolutie groter wordt, is de consequentie dat de SNR kleiner wordt. Er moet dus worden gestreefd naar een juiste balans tussen de spatiële resolutie en de SNR om de meest gewenste afbeelding te verkrijgen. Naast de ST, MX en FOV zijn er nog een tweetal parameters die bijdragen aan de SNR, namelijk de plak tussenruimte (Slice Gap, SG) en de bandbreedte (Bandwith, BW). [33]

#### Plakdikte (ST)

De plakdikte (slice thickness, ST) heeft invloed op de hoeveelheid signaal en de scherpte van het beeld. Een toename in ST veroorzaakt een toename in de SNR, maar een afname in spatiële resolutie. [33][37] De toename in SNR wordt veroorzaakt doordat een signaal wordt gemeten op een voxel tot voxel basis. Dit houdt in dat signaal afgeleid van één voxel de som is van meerdere signalen die voortkomen uit de spins in de desbetreffende voxel. Hieruit volgt dat indien een voxel meer spins bevat, er dus meer signaal per voxel zal zijn. De hoeveelheid ruis hangt niet samen met de ST en zal dus niet veranderen wanneer de ST groter wordt. Daaruit volgt dat de SNR zal toenemen. Wanneer de afmetingen van de scan worden vergroot, zal het volume van de voxels toenemen. Dit leidt tot een verhoging van het SNR. [20] Daaropvolgend zal bij een kleine ST de SNR dalen. Dit kan gecompenseerd worden door het aantal acquisities te verhogen of een langere TR te nemen. [22]

Bij voxels met een groot volume worden individuele signaalintensiteiten gemiddeld tot een signaal en worden niet als afzonderlijke signalen in de voxel gerepresenteerd. Dit resulteert in afname van de spatiële resolutie en kan leiden tot het partiële volume artefact. Hierbij treedt er verlies van contrast op tussen verschillende weefsels, waardoor structuren slechter te onderscheiden zijn. [33]

De ST is idealiter redelijk dun, aangezien er bij dikke plakken een vergroting van de voxel in de scanrichting is, wat zorgt voor een afname van de spatiële resolutie. Door een kleine ST zijn kleine mimische spieren beter te volgen wanneer men door de beelden scrollt. Er worden dan geen grote delen overgeslagen en het ene beeld zal 'vloeiender' overgaan in het andere beeld. ST is gelijk aan de lengte van de voxel in de scanrichting. De voorkeur gaat daarom uit naar een ST tussen de 0,27 en 0,55 mm (zie paragraaf 'Field of view'). [33]

#### Grootte van de acquisitie matrix

De grootte van de acquisitie matrix (MX) is een dataset van een aantal onafhankelijke samples in elke richting, dat wil zeggen de twee zijdes  $MX_{PE}$  en  $MX_{RO}$ . Een toename in grootte van de MX veroorzaakt een toename in de spatiële resolutie en een afname van de SNR. [33] De toename van de spatiële resolutie kan worden verklaard doordat bij een constant blijvend FOV en een toename van de MX grootte, de voxelgrootte afneemt (zie paragraaf 'plakdikte (ST)'). Dus wat dat betreft zou het ideaal zijn als de MX zo groot mogelijk is, doordat er dan goed onderscheid kan worden gemaakt tussen structuren. Voor de berekening van de ideale MX zie paragraaf 'Field of view'. [22][33]

#### Field of view

De Field Of View (FOV) kan worden beschreven als een gebied binnen de MRI scanner, welke bepaalt welk deel van de patiënt in beeld wordt gebracht. De MX bepaalt het aantal voxels in de FOV. Een vergroting van de FOV veroorzaakt een toename in de SNR en een afname van de spatiële resolutie. [33][37] De toename in SNR wordt verklaard doordat een vergroting van de FOV leidt tot grotere voxels, zonder dat de MX verandert. [20]

De afname van de spatiële resolutie wordt wederom veroorzaakt door het toegenomen volume van de voxel en de daarmee gepaard gaande vermindering in contrast en onderscheidend vermogen. Voor dit onderzoek is het voldoende wanneer de FOV reikt van tot iets boven de wenkbrauwen tot onder de kin en zo breed is als het hoofd. Op deze manier zal het hele gebied waarin de mimische spieren zich bevinden gescand worden. Een zo klein mogelijke FOV behoudt de resolutie, maar een te kleine FOV kan resulteren in aliasing (zie paragraaf 'artefacten'). In dit geval moet het FOV dus iets groter worden gekozen. Dit komt neer op een FOV van ongeveer 240 mm in de *y* richting (Anterior-Posterior), 240 mm in de *z* richting (Foot-Head) en 180 mm in de *x* richting (Right-Left).

Eén tot twee pixels zijn minimaal nodig voor het weergeven van structuren [38]. Eén van de meest dunne mimische spieren is de *m. nasalis*. Op figuur 6 is deze spier afgebeeld, waarbij aangegeven is wat ongeveer de diameter is, namelijk 0,54 mm. De pixels van deze scan hebben een grootte van  $0,35 \times 0,35 mm^2$ . Dat betekent dus dat 1-2 pixels zorgen voor het afbeelden van de diameter van de spier. In deze afbeelding zouden de pixels dus tussen de 0,27 en 0,54 mm moeten zijn voor een duidelijke weergave.

Om een voxelgrootte van ongeveer  $0, 4 \times 0, 4 \times 0, 4 mm^3$  te verkrijgen, in het geval van een FOV van  $240 \times 240 \times 180 mm^3$ , is de volgende acquisitie matrix benodigd:  $240/0, 4 \times 240/0, 4 \times 180/0, 4 = 600 \times 600 \times 450$ .



Figuur 6: Diameter van de m. nasalis en de pixelgrootte, opgemeten in een 7T scan (Scan 8)

#### Plak tussenruimte

Met plak tussenruimte (Slice Gap, SG) wordt een zekere hoeveelheid ruimte tussen twee aangrenzende plakken bedoeld. Idealiter zou er geen tussenruimte bestaan en zouden er dus geheel aansluitende plakken zijn. Dit is echter niet mogelijk, wegens het niet perfect rechthoekige profiel van de amplitudes van de RF pulsen (figuur 7). Daardoor overlappen twee aangrenzende plakken bij de randen als ze relatief dicht bij elkaar liggen. Dit is te zien in figuur 7. [20][22]



Figuur 7: Plak tussenruimte a) Het ideale slice profiel. b) Vervormde, niet-rectangulaire slice profiel bij SE afbeelden met ongewenste excitatie van aangrenzende slices verlagen het SNR. c) Met interslice ruimten, de afname van het SNR is geminimaliseerd. [22]

De protonen van het weefsel die in het gebied van overlap liggen, zullen tijdens het afvuren van een RF puls voor beide plakken excitatie ondergaan. Het signaal uit dit gebied zal door de snel opvolgende RF pulsen verzadigd zijn; bij de opvolgende excitatie van de volgende plak zal geen signaal meer gegeven kunnen worden vanuit die voxel. Dit verschijnsel wordt ook wel crosstalk genoemd. [20][22] Als gevolg van de verzadiging kan er geen relaxatie optreden en zal er minder tot geen signaal uit dat gebied komen, wat resulteert in een relatief donkere afbeelding. Hierdoor kan informatie verloren gaan. Met name bij kleine structuren kan dit een probleem vormen. Wanneer men de slices achter elkaar bekijkt kunnen deze kleine structuren moeilijk te volgen zijn. De SNR zal afnemen door de vermindering in signaal. [22]

Crosstalk kan worden tegengegaan door een SG in te stellen die minimaal 10% is van de ST. [39] Ook voor de SG moet dus een goede overweging gemaakt worden om de beste keuze te maken. Wanneer in beperkte mate crosstalk aanwezig is, leidt dit niet tot direct een probleem. Wanneer er zich echter te veel crosstalk in de beelden bevindt, gaat de kwaliteit van de MRI scans verloren. De reden dat in dit onderzoek een grotere SG dan 10% van de ST gebruikt is, is dat een scan anders erg lang duurt. Ook hier moet dus een compromis in gevonden worden.

#### Bandbreedte

De bandbreedte (Bandwidth, BW) wordt beschreven als de reeks aan frequenties die wordt bemonsterd tijdens de frequentiecodering. Als de BW toeneemt, zal er een afname in SNR plaatsvinden. [33][37] Dit kan worden verklaard doordat een grote BW als gevolg heeft dat er meer ruis wordt gesampled, waardoor de SNR afneemt. [33] Als de BW wordt gehalveerd, zal er minder ruis worden meegenomen, wat zorgt voor een verhoging van 30-40% in de SNR. [22][33]

Om een conclusie te trekken wat betreft de spatiële resolutie: voor de optimale spatiële resolutie moet er een kleine ST, een grote acquisitie MX en een kleine FOV worden gekozen. In het achterhoofd houdend dat hierbij de SNR even achterwege wordt gelaten. Voor een optimale SNR moet er een grote ST, kleine acquisitie MX, grote FOV, grote SG en een kleine BW worden gekozen. Er moet een goede balans gevonden worden tussen de spatiële resolutie en de SNR.

In bijlage II (tabel B2) is een overzicht gegeven over wat er gebeurt met de SNR en de spatiële resolutie wanneer parameters aangepast worden.

## 4.4.3 Contrast

Om weefsels te kunnen onderscheiden met MRI is contrast van groot belang. Wanneer er een grote transversale component van de magnetisatie is, geeft het weefsel een hoog signaal en zal het gebied op de afbeelding wit worden. Wanneer er een kleine transversale component is, geeft het weefsel een laag signaal en zal het deel van de afbeelding zwart worden. Ook zijn er gebieden met een signaal dat daartussenin valt. Die gebieden krijgen verschillende grijswaarden. [21]

## **Contrast-to-Noise Ratio**

De Contrast-to-Noise Ratio (CNR) wordt gedefinieerd als een maat om het contrast in een afbeelding weer te geven; een maat voor vermogen om twee aangrenzende structuren in een afbeelding van elkaar te kunnen onderscheiden op basis van de signaalintensiteit in verhouding tot de aanwezige ruis. Dit wordt ook wel beschreven als het verschil in de SNR tussen twee structuren in het lichaam. [20][21][22] De CNR is een gevolg van verschillende waarden en wordt beïnvloed door dezelfde factoren als de SNR. [37] Een hogere SNR geeft dus een hogere CNR (wat ideaal is).

Er zijn een aantal intrinsieke eigenschappen van weefsels die zorgen voor het contrast van een MRI afbeelding, namelijk de proton dichtheid (PD), de T1 en de T2/T2\*. [22]

## **Proton Dichtheid contrast**

De PD is de hoeveelheid exciteerbare spins per eenheid volume van een weefsel. [19] Het bepaalt het maximale signaal dat uit een bepaald weefsel kan worden verkregen. Het PD contrast refereert naar de relatieve hoeveelheid protonen per eenheid volume. De transversale component van de magnetisatie reflecteert de verschillen in de proton dichtheden. Weefsels met een hoge PD hebben een grote transversale component van de magnetisatie en zijn licht op een PD gewogen afbeelding. Weefsels met een lage PD hebben een kleine transversale component van magnetisatie en hebben dus een laag signaal en zijn donker op een PD gewogen afbeelding. [21] Er is altijd PD contrast aanwezig in een MRI afbeelding, maar om de PD als belangrijkste factor te laten dienen voor het contrast moeten de T1 en T2 weging beide beperkt worden. [22] Om T1 weging te beperken kan er een lange TR worden ingesteld. Om T2 weging te beperken wordt gebruik gemaakt van een korte TE. [20][21]

# Repetitietijd en T1 contrast

De TR is het tijdsinterval tussen twee opeenvolgende excitatiepulsen van dezelfde plak. De TR bepaalt hoeveel relaxatie plaats kan vinden tussen het einde van één RF puls en het toedienen van de volgende puls. [21] Om een T1 gewogen afbeelding te maken, waarbij dus het T1 contrast overheerst, wordt een korte TE en een korte TR gebruikt. Vanwege de korte TE heeft T2 relaxatie nog niet plaats kunnen vinden, waardoor er weinig tot geen signaal van de T2 relaxatie is. De TR is de dominante factor voor het verkrijgen van T1 contrast (figuur 8). Bij een korte TR hebben niet alle weefsels complete relaxatie van de T1 kunnen ondergaan. Sommige weefsels, zoals vet, herwinnen veel van hun longitudinale magnetisatie tijdens het korte TR interval. Wanneer er een volgende relaxatie puls wordt uitgezonden, zullen deze weefsels dus een groot aandeel hebben. Vet zal dan wit afgebeeld worden. Water bijvoorbeeld zal nog niet veel herwonnen hebben van de longitudinale magnetisatie en zal een minder groot aandeel hebben. Water zal zwart afgebeeld worden. [16][21][22]



Figuur 8: Het T1 verschil tussen vet en water [21]

#### Echotijd en T2/T2\* contrast

De TE is het tijdsinterval tussen het moment van het geven van de excitatiepuls en het ontvangen van het MR signaal. De TE bepaalt hoeveel verval van transversale magnetisatie toegestaan wordt voordat het signaal ontvangen wordt. De TE controleert dus vooral de hoeveelheid T2 relaxatie die optreedt. [21][22] T2 beeldcontrast wordt verkregen door een lange TR en een lange TE, waarbij TE de dominante factor is. Bij een lange TR hebben alle weefsels complete T1 relaxatie ondergaan, waardoor zowel vet als water volledig hersteld zijn voor een volgende excitatie. Bij een lange TE wordt T2 relaxatie toegestaan (figuur 9). De meeste weefsels zijn bij een lange TE gedefaseerd en geven daardoor weinig signaal. Water zal minder snel defaseren en zal daardoor nog wel fasecoherentie vertonen. Hierdoor komen er nog signalen vrij uit waterrijk weefsel. Water wordt wit afgebeeld op een T2 gewogen afbeelding en vet donker. [16][21][22]



Figuur 9: Het T1 verschil tussen vet en water [21]

Bij een MRI scan wordt normaliter voor een T1 gewogen afbeelding gekozen wanneer de focus ligt op het afbeelden van vettige structuren. Een T2 gewogen afbeelding wordt juist gekozen wanneer het doel is om met name waterige structuren goed zichtbaar te maken. Voor het goed afbeelden van spieren is het minder eenvoudig te zeggen of T1 of T2 gewogen afbeelding het beste is. Bij T1 worden spieren grijs afgebeeld en de huid eromheen is wit/grijs. Het onderscheid tussen huid en spieren kan daarom soms moeilijk zijn. Bij T2 gewogen afbeeldingen worden de spieren grijs en de huid zwart. Hierbij is het onderscheid tussen huid en spieren ook niet altijd even duidelijk te zien. Om toch nog een goed beeld te krijgen van het verloop van de mimische spieren is gekozen om zowel T1 als T2 beelden te maken, zodat deze twee beelden mogelijk met elkaar vergeleken kunnen worden om het verloop van de spieren zo goed mogelijk vast te stellen.

Er wordt gesproken over lange en korte TE's en TR's. Het is echter van belang om te weten welke tijden specifiek zijn voor een lange en korte TE en welke voor een lange en korte TR. De grens tussen een lange en korte tijd is afhankelijk van welke scan sequentie gebruikt wordt. Aan de hand van alle hierboven besproken parameters is tabel 1 gemaakt voor het instellen van de MRI scanner.

TE en TR zijn dus belangrijke in te stellen parameters. Ook de FA, speelt een belangrijke rol met betrekking tot het contrast.

Param.	Keuze								
T1/T2		T1		T2					
Sequentie	GE incoherent (=T1 FFE)	GE incoherent (=T1 FFE)	SE	GE coherent (=FFE/T2 FFE)	SE				
TR (ms)	<50 ms	<50 ms	300-600 ms	<50 ms	>2000 ms				

## Fliphoek

Een kenmerk van GE is dat er gebruik kan worden gemaakt van een FA die kleiner is dan 90 graden. Ondanks dat een verkleinde FA voornamelijk wordt gebruikt bij het afbeelden met GE, kan het ook worden toegepast bij andere pulssequenties. Veranderingen in de FA kunnen grote veranderingen veroorzaken in het contrast van een afbeelding. [20]

Wanneer er een korte TR gebruikt wordt kan er toch nog een adequaat MR signaal verkregen worden door de FA te variëren. Een kleinere FA zorgt ervoor dat de magnetisatie niet 90 graden, maar slechts een fractie van deze 90 graden geflipt wordt. Er is dan minder transversale magnetisatie en de individuele MR signalen zijn kleiner, terwijl er meer longitudinale magnetisatie beschikbaar is voor excitatie, ook wanneer de TR heel kort is. Over het algemeen geldt dat hoe korter de TR is, hoe kleiner de FA is die nodig is om overmatige saturatie te voorkomen. [20]

De mate waarin specifiek T1 verschillen bijdragen aan het vormen van contrast in afbeeldingen kan dus gecontroleerd worden door de FA te veranderen. Door gebruik te maken van een kleine FA wordt T1 contrast onderdrukt zonder dat er een lange TR nodig is, waardoor de scantijd beperkt blijft. TR hoeft dus niet meer de dominante rol te spelen bij het vormen van het contrast, want ook de FA kan veranderd worden. [20]

De TR, TE en FA beïnvloeden met name het contrast, maar ze hebben ook invloed op de SNR en daarmee dus ook op de kwaliteit van de afbeelding. Instellingen die bijdragen om een grote SNR te verkrijgen zijn een grote FA, een lange TR en een korte TE. [21][33] Door gebruik te maken van een optimale FA kan de beste SNR verkregen worden. [20] Een langere TR heeft wel als gevolg dat het T1 effect verloren gaat. Door een korte TE gaat het T2 contrast verloren. Om deze reden is de optie om TE korter te maken om de SNR te verbeteren alleen mogelijk voor T1 gewogen sequenties. [22] Wanneer de TR groter wordt zal de SNR groter worden en het aantal slices per acquisitie toenemen. Bovendien wordt de acquisitietijd langer bij een hogere TR. De SNR en acquisitietijd hangen sterk samen. Nadelen van een grotere TR zijn dus een langere scantijd en een afname van de T1 weging. [33]

In bijlage II (tabel B3) is een overzicht gegeven van de parameters en de afwegingen die daarbij gemaakt kunnen worden.

## Scanrichting

Een MRI scan kan in drie richtingen gemaakt worden, namelijk coronaal, sagittaal of axiaal. Er moet dus altijd een keuze gemaakt worden voor een bepaalde richting. In de gekozen richting wordt de beste beeldkwaliteit verkregen in vergelijking met de andere richtingen waarin de scan later bekeken kan worden. In dit onderzoek wordt gefocust op zes mimische spieren. De ligging en richting van deze spieren zijn variabel. Dus wanneer al deze spieren in één scan worden onderzocht, maakt het niet uit in welke richting deze scan wordt gemaakt. Wanneer er interesse is in een beperkt aantal spieren, wordt aangeraden de volgende scanrichtingen te handhaven: voor de *m. nasalis* en de *m. levator labii superioris alaeque nasi* sagittaal. Voor de *m. zygomaticus minor en major, m. orbicularis oris* en de *m. depressor anguli oris* coronaal.

# 4.4.4 Artefacten

Artefacten komen in verschillende mate voor bij alle MRI scans. Daarom is het van belang deze artefacten te begrijpen en, waar nodig, te corrigeren. Sommige artefacten zijn alleen te verminderen, andere zijn te elimineren. [21] Artefacten vormen binnen het beoordelen van een MRI scan een uitdaging. [41] Om het stellen van een verkeerde diagnose te voorkomen, moeten de artefacten herkend worden. Bovendien kunnen artefacten in sommige gevallen van pas komen bij het diagnosticeren. Er bestaan veel soorten artefacten, slechts een deel zal besproken worden.

## Chemical shift artefact

Dit artefact is een gevolg van de verschillende chemische omgevingen van vet en water. Water en vet bevatten beide waterstofprotonen. Waterstof in vet is echter gebonden aan carbon en waterstof in water is gebonden aan zuurstof. Hierdoor heeft vet een lagere precessiefrequentie dan water, wat kan leiden tot chemical shift artefacten. [21] Een dergelijk verschil in precessiefrequentie bevindt zich in realiteit in elke type weefsel, maar deze zijn dusdanig klein dat deze niet zichtbaar zijn op een MRI beeld. Door de veel lagere precessiefrequentie van vet ten opzichte van water, heeft vet een relatief grote chemische verschuiving. Hierdoor vindt er een signaalverschuiving plaats wat te zien is als een verschoven voxel. Wanneer het signaal van het vet wordt verplaatst in de richting van het water, worden de signalen bij elkaar opgeteld en ontstaat er een witte lijn. Daar waar het vet signaal wordt verplaatst van het water af, worden de signalen van elkaar afgetrokken en ontstaat er een donkere lijn (figuur 10). [20] Een dergelijk artefact kan worden voorkomen/verminderd door gebruik te maken van een lagere veldsterkte en een kleinere FOV. [21]

Dit artefact kan in sommige gevallen een probleem geven, maar het kan ook een diagnostische meerwaarde hebben wanneer men bepaalde vettige structuren wil vinden in een waterige omgeving en vise versa. Er kan bovendien vrij eenvoudig worden gecontroleerd of er sprake is van een chemical shift artefact of een pathologie. Namelijk door omkering van de fase- en frequentiedimensies. [20] Met behulp van de chemical shift artefacten zijn spieren juist goed te onderscheiden van het omliggende vetweefsel.



Figuur 10: Chemical shift artefact van de m. zygomaticus major, te zien op een frontale 7T MRI scan (Scan 9) van het aangezicht.

#### Black boundary artefact

Een black boundary artefact, ofwel *chemical shift of the second kind*, wordt ook veroorzaakt door het verschil in de precessiefrequenties van vet en water. In dit geval wordt het artefact veroorzaakt doordat vet en water op een bepaald moment in fase zijn en op een ander moment weer uit fase. Dit is vergelijkbaar met de kleine en grote wijzers van een klok: ondanks dat ze op verschillende snelheden draaien, zijn er bepaalde momenten op een dag waarop ze in dezelfde richting wijzen en dus ook in fase zijn. Wanneer vet en water in fase zijn, worden deze signalen bij elkaar opgeteld. Wanneer deze uit fase zijn, werken ze elkaar tegen wat resulteert in een laag signaal. Hierdoor verschijnt er een donkere lijn rondom bepaalde structuren (figuur 11) waar een grensvlak tussen vet en water zich in één voxel bevindt. [21] Net als bij het chemical shift artefact, kan ook dit artefact een positieve invloed hebben op het onderscheiden van spieren ten opzichte van het vet in het omliggende weefsel.



Figuur 11: Black boundary artefact rondom de m. zygomaticus major, te zien op een frontale 7T MRI scan (Scan 7) van het aangezicht.

#### Susceptibiliteit artefact

Magnetische susceptibiliteit artefacten zijn verscheidene MRI artefacten die ontstaan als gevolg van lokale magneetveld inhomogeniteiten. Deze inhomogeniteiten ontstaan als gevolg van susceptibiliteit. Susceptibiliteit van een substantie drukt in het algemeen de mate uit waarin structuren magnetisch worden als ze worden blootgesteld aan een magnetisch veld [39]. Sommige weefsels magnetiseren anders dan anderen, wat resulteert in een verschil in precessiefrequentie en fase. In de praktijk worden dit soort artefacten voornamelijk veroorzaakt door metalen en ijzer in het bloed. [21] Daarnaast kan het ook veroorzaakt worden door bot, lucht en calcificatie [20]. Tot slot kunnen susceptibiliteit artefacten ook voorkomen op (weefsel)overgangen, bijvoorbeeld tussen bot en spier en tussen bot en lucht. Een specifiek anatomisch gebied dat gevoelig is voor dit artefact is de overgang tussen de neusbijholtes en de schedelbasis. [22]

Een hogere veldsterkte zou mogelijk voor meer susceptibiliteit artefacten kunnen zorgen (zie paragraaf 'de voor- en nadelen van de 7 Tesla MRI scanner ten opzichte van een lagere veldsterkte MRI') [43]. Magnetische susceptibiliteit artefacten komen voornamelijk voor bij GE. [21] Ze komen nauwelijks voor bij SE afbeeldingen omdat de 180 graden RF puls corrigeert voor het T2\* effect en daarnaast zijn SE sequenties relatief ongevoelig voor veld inhomogeniteiten. In de praktijk is het vooral van belang susceptibiliteit artefacten te minimaliseren wanneer men te maken heeft met

lichaamsdelen die een orthopedisch implantaat bevatten.

Er zijn verscheidene manieren om deze artefacten te reduceren: gebruik (fast) SE in plaats van GE, wissel de fase- en frequentie coderende assen/richtingen, gebruik een grotere BW en gebruik Short-TI IR (STIR) in plaats van vet onderdrukkende technieken. Meestal is een dergelijk artefact te zien als een zwarte vlek (figuur 12) als gevolg van signaalverlies. [22]



Figuur 12: Signaalverlies door magnetische susceptibiliteit artefact. Te zien op een sagittale 7T MRI scan (Scan 7) van de hersenen.

## Aliasing

Aliasing, of vouwvervorming, is een artefact waarbij structuren die zich in realiteit buiten de FOV bevinden, foutief geprojecteerd worden binnen de FOV (figuur 13). De structuren buiten de FOV produceren een signaal wanneer deze zich dicht bij de ontvangstspoel bevinden. Dit signaal moet gecodeerd worden, dit wil zeggen dat dit signaal een voxel binnen de FOV toegewezen moet krijgen. Dit wordt ook wel vouwvervorming genoemd, omdat de structuur van buiten de FOV als het ware wordt omgevouwen en geprojecteerd binnen de FOV. [21]



Figuur 13: Aliasing als gevolg van het verkleinen van de FOV. Een vergelijking van afbeeldingen van dezelfde structuur, maar met een verschillend FOV: 22 cm (a), 18 cm (b) en 16 cm (c). [44]

# Zebra stripes

De combinatie van aliasing en susceptibiliteit artefacten kan leiden tot zebra stripes. Dit artefact wordt voornamelijk gezien bij GE scans en is te herkennen aan de afwisselende donkere en lichte banden op een MRI scan (figuur 14). Ze ontstaan meestal op weefselovergangen (bijvoorbeeld weefsellucht) waar susceptibiliteit artefacten zitten. [39] Om dit artefact te reduceren wordt aangeraden een SE sequentie te gebruiken in plaats van GE. Hierdoor worden de veld inhomogeniteiten van de T2\* effecten gefilterd wat resulteert in minder zebra stripes [45]. [33]



Figuur 14: Zebra stripes rondom een veld inhomogeniteit in de hersenen, te zien op een sagittale 7T MRI scan (Scan 7) van de hersenen.

## Truncation

Dit artefact is een resultaat van undersampling van data met als gevolg dat interfaces van hoge en lage signalen incorrect worden gerepresenteerd in een afbeelding. [21] Alle signalen die bijdragen aan het vormen van de afbeelding worden dus niet correct gesampled. Truncation komt voornamelijk voor wanneer er een abrupte rand zit tussen weefsel (met hoog signaal) en lucht. [20] Dit artefact is te herkennen aan rechte of halfcirkelvormige parallelle lijnen die zich bevinden op grenzen met hoog en laag signaal (figuur 15). [22]



Figuur 15: Truncation in oogbol en sinus maxillaris, te zien op een sagittale 3T MRI scan (Scan 2) van het aangezicht.

#### Bewegingsartefacten

Deze artefacten worden veroorzaakt door misregistratie van de protonen. In het tijdsverschil tussen de excitatie en het meten van het signaal kunnen protonen zich verplaatsen door een gradiëntveld en op die manier een extra faseverschil krijgen. Dit gebeurt bijvoorbeeld door ademhaling, pulsatie of beweging van de patiënt. Bewegingsartefacten kunnen worden ingedeeld in twee soorten, namelijk artefacten die worden veroorzaakt door ademhaling, peristaltiek of het kloppen van het hart en artefacten die worden veroorzaakt door pulserende bloedflow of de circulatie van de CSF. [22] De scans van het proefpersoon bevatten mogelijk bewegingsartefacten, de scans van het kadaverhoofd niet.

#### 4.4.5 7 Tesla ten opzichte van lagere veldsterkten

De 7T MRI is vooral bruikbaar voor afbeeldingstechnieken waarbij een grote SNR en CNR wordt vereist. Dit is het geval bij functionele MRI, MR spectroscopie (MRS) en het afbeelden van anatomische structuren in hoge resolutie. De 7T MRI is nog vrij nieuw en is daarom nog in experimentele fase. Er wordt op dit moment voornamelijk onderzoek gedaan naar de optimalisatie van hardware en de sequentie, omdat bij '(ultra) high field imaging' veel technische uitdagingen komen kijken. De mogelijkheden, de beste instellingen en de voor- en nadelen van de 7T MRI scanner zijn op dit moment nog niet volledig bekend. Er is desondanks al enigszins duidelijkheid over een aantal belangrijke verschillen tussen de 3T en 7T MRI. [43]

Bij een 7T MRI heerst er een hogere veldsterkte B<sub>0</sub> en daarmee gepaard een hogere SNR. De MRI signaalsterkte neemt nagenoeg lineair toe met B<sub>0</sub>. Dit kan worden verklaard, doordat er grotere nucleaire polarisaties zijn en doordat er een hogere spanning geïnduceerd wordt in de RF-spoel. [37] Bij een 7T MRI scanner zal het magnetische signaal dat afgegeven wordt na excitatie dus veel groter zijn dan wanneer er een 3T MRI scanner gebruikt wordt. [26][28] Er kan dan gebruik worden gemaakt van kleinere voxels, waardoor er goed anatomisch onderscheid gemaakt kan worden. Door de ultrahoge resolutie van een 7T MRI kan de anatomie dus zeer gedetailleerd bekeken worden. [49]

Tevens is met een 7T MRI scanner beter functionele informatie van weefsel te verkrijgen. Dit komt doordat de MRS, de weergave van het frequentiespectrum van een MR signaal in een voxel, veel baat heeft bij een hoge veldsterkte. De resonantiefrequenties van verschillende moleculen liggen dan namelijk verder uit elkaar, waardoor ze beter onderscheiden kunnen worden. Er kan met een 7T MRI dus een hogere spectrale resolutie behaald worden, waarbij processen op moleculaire schaal gevolgd kunnen worden. [49]

Figuur 16 illustreert de veranderingen (witte pijlen) die kunnen plaatsvinden wanneer de sterkte van het statische veld van de MRI scanner wordt verhoogd (groene pijl omhoog). Wanneer de magnetische veldsterkte van de MRI scanner is verhoogd, zal de intrinsieke SNR verhogen. Deze SNR kan worden uitgewisseld voor de verhoging van de afbeeldingssnelheid of voor de verhoging van de resolutie. Doordat de parameters van weefsel relaxatie en gevoeligheid afhankelijk zijn van de magnetische veldsterkte, zal ook het contrast veranderen bij een hogere B<sub>0</sub>. De drie factoren SNR, afbeeldingssnelheid en spatiële resolutie bieden flexibiliteit in het gebruik van de verhoogde intrinsieke SNR. De verhoogde SNR



Figuur 16: Veranderingen (witte pijlen) als gevolg van het vergroten van de sterkte van het statische veld van de MRI scanner (groene pijl). [43]

kan gebruikt worden voor de detectie van ver-

dachte laesies, de verhoging van de afbeeldingssnelheid om bewegingsartefacten te verminderen of de verhoging van de spatiële resolutie om kleinere pathologische laesies te detecteren. Wanneer in hoge resolutie wordt afgebeeld, kan dit mogelijk leiden tot het beter visualiseren van het verloop en de aanhechtingen van de kleine mimische spieren. [43]

Een hogere B<sub>0</sub> heeft ook invloed op de relaxatietijd van het weefsel, met name voor T1 en T2\*. Ondanks de toegenomen T1 relaxatie tijden wordt er alsnog een behoorlijk contrast verkregen bij T1 gewogen afbeeldingen. Zo verhogen de T1 waarden voor de grijze en witte stof van de hersenen wanneer het magnetisch veld wordt versterkt van 1,5T naar 7T van 1188 ms en 656 ms naar respectievelijk 2132 ms en 1220 ms. [43]

Er zitten echter ook nog een aantal kanttekeningen aan het gebruik van de 7T MRI scanner. Bij een hoger B<sub>0</sub> veld zullen de T2 waarden kleiner worden. Dit is het gevolg van de verhoging van de magnetische susceptibiliteit effecten door overgangen van bijvoorbeeld lucht naar weefsel. Dit treedt meer op bij een 7T dan bij een 3T MRI scanner. Deze effecten hebben invloed op het lineaire karakter van de magnetische veldsterkte en zorgen voor lokale verstoringen van het magneetveld, waardoor ook de beeldvorming verstoord wordt. Dit vindt vooral plaats door paramagnetische (platinum, titanium; positieve susceptibiliteit) en diagmagnetische (water, biologische substanties; negatieve susceptibiliteit) substanties zoals deoxyhemoglobine, calcium, afvalproducten van het bloed, ijzerdeposities en lucht [49]. Ook al kunnen deze versterkte susceptibiliteit effecten zorgen voor de vervorming van het beeld en/of voor lokale daling van het signaal, het geeft ook de kans om een beter weefselcontrast te creëren. Dit kan worden gevisualiseerd met een T2\* gewogen sequentie die gevoelig is voor de susceptibiliteit effecten. Vanwege de grotere magnetische susceptibiliteit effecten bij een hogere magnetische veldsterkte, zullen metalen objecten, zoals metalen kronen of andere chirurgische implantaten, en lucht, zoals de neusholten, voor een grotere vervorming van het beeld en beeldartefacten zorgen dan bij een lagere veldsterkte bij een specifieke BW. [43]

Daarnaast zorgen mogelijke temperatuurseffecten in de geleidende, geïmplanteerde materialen voor een belemmering in het klinisch gebruik van een hoge Tesla MRI scanner. De verhoging van de temperatuur ontstaat doordat een 7T MRI kortere golflengtes uitzendt in vergelijking met een 3T MRI. Deze golflengtes liggen dichter in de buurt van het resonantiegebied van een metalen object. Het gevolg is een mogelijke resonantie in het metalen implantaat wat leidt tot verhoging van warmteafgifte aan het weefsel. Daarnaast zal bij de 7T MRI de hoeveelheid energie die opgenomen wordt door het weefsel, met het kwadraat van de frequentie toenemen. Dit komt doordat bij een hogere magnetische veldsterkte de protonen tijdens hun relaxatie meer warmte aan het weefsel zullen afgeven. De warmte die vrijkomt zal in aanraking komen met de geïmplanteerde materialen. Wanneer dit een metalen kroon is, zal de warmte door de kroon worden geleid. Dit kan ten eerste als zeer onaangenaam worden ervaren bij de patiënt en ten tweede kan dit tot een verergering van de verstoring van het verkregen beeld zorgen. Om ervoor te zorgen dat het lichaam bij een 7T MRI scan niet meer opwarmt dan bij een 3T MRI scan moeten er slimme sequenties ontwikkeld worden. Een eis is dat het lichaam niet meer dan 1 graden Celsius mag opwarmen. Op dit moment is echter nog niet duidelijk welke effecten metalen implantaten hebben wanneer deze worden geplaatst in een hoog magnetisch veld, aangezien de meeste studies met metalen objecten zijn uitgevoerd met behulp van een 1,5T of 3T MRI. Als voorzorgsmaatregel bij een 7T MRI scanner wordt geen enkel soort (geïmplanteerd) metaal toegelaten in het hoog magnetische veld. [43]

Bovendien zal het inhomogene RF veld zorgen voor beperkingen in de specifieke absorptie ratio (SAR). De globale SAR (gemiddelde SAR over een bepaalde volume) groeit met de wortel van de toegevoegde magnetische veldsterkte. Vanwege de inhomogeniteiten van het toegevoegde veld,

zullen er echter grote verschillen ontstaan in de SAR tussen bepaalde gebieden in het gescande gebied. De uitdagingen bij het RF veld kunnen worden aangepakt met nieuwe benaderingen in hardware en in verbeterde design in pulssequentie. [43]

Daarnaast kunnen er golfpatronen in de beelden ontstaan. Dit wordt veroorzaakt door de golflengte van de radiogolf die kleiner is dan de golflengte in het lichaam. Er ontstaan staande golven in het lichaam die zorgen voor plaatsafhankelijke beïnvloeding van de magnetisatie. Hierdoor zal het contrast en de intensiteit van de beelden niet uniform zijn. Om dit probleem tegen te gaan, worden er spoelen ontwikkeld die meerdere radiogolven door het lichaam kunnen zenden. Dat zorgt ervoor dat het netto veld van de radiogolven homogeen is. [43]

Tot slot ervaren sommige patiënten de scan met een 7T MRI in vergelijking met een 3T MRI als onaangenaam. De voornaamste reden die hiervoor gegeven wordt, is het lawaai dat de 7T MRI produceert. Dit lawaai kan worden verminderd door de patiënten beter te positioneren, het aanbieden van effectievere gehoorbeschermers en/of het gebruik van MR sequenties die minder lawaai produceren. Een ander probleem dat patiënten in een 7T MRI ervaren is duizeligheid. Deze duizeligheid wordt vooral ervaren wanneer patiënten de scanner in en uit gaan [48]. Bij een aantal gaat deze duizeligheid zelfs over in misselijkheid. Daarnaast proeven sommigen een metalen smaak tijdens een scan met een 7T MRI. Tot slot ervaren sommige patiënten dat zij lichtflitsen zien [49]. Desalniettemin geeft de meerderheid van de patiënten aan dat het comfort in een 7T MRI niet veel afwijkt van het comfort in een 1,5T of 3T MRI. [27]

#### 4.4.6 Verschillen kadaverhoofd en hoofd in vivo

De temperatuur in een kadaverhoofd, gekoeld op ongeveer 5 graden Celsius, is lager dan bij *in vivo* MRI metingen, waarbij er sprake is van een temperatuur van ongeveer 37 graden Celsius [42]. Het effect van deze verlaagde temperatuur is over het algemeen lagere T1 en T2 waarden. Tijdens het maken van een MRI scan van een kadaverhoofd kan de temperatuur een klein beetje stijgen, maar dit zal beperkt zijn. Bovendien vindt er minder diffusie plaats in een kadaverhoofd, waardoor diffusie gewogen imaging (DWI) nagenoeg onmogelijk is. Verder bevat een kadaverhoofd minder vloeistof. Het hoofd is minder doorbloed en er zal minder hersenvloeistof aanwezig zijn, wat effect heeft op de afbeelding. [42] Vloeistof is goed te zien op een T2 gewogen afbeelding [22]. Deze afbeelding zal dus verschillen tussen een kadaverhoofd en een hoofd *in vivo*.

# 5 Methode

# 5.1 Beoordeling MRI scans

# 3 en 7 Tesla MRI scans van het kadaverhoofd

De verkregen 3T en 7T beelden van het kadaverhoofd met bepaalde instellingen zijn gemaakt met een Philips scanner. Om te bepalen welke MRI scan het beste de mimische spieren weergeeft, moet gekeken worden welke factoren van invloed zijn. Wanneer er een hoog contrast bestaat tussen spier en het omliggende weefsel zijn spieren eenvoudiger te identificeren. Omliggend weefsel kan bot, vet of huid zijn. Daarnaast heeft ook de resolutie van het beeld invloed op het herkennen van de spieren en de bijbehorende (pees)aanhechtingen. De mimische spieren zijn erg klein, waardoor een goede resolutie van belang is. Er moet gestreefd worden naar zo klein mogelijke voxels. Tot slot heeft het voorkomen van artefacten ook invloed op de kwaliteit van het beeld. Per scan wordt gekeken naar deze drie factoren om vervolgens daarop te kunnen baseren welke scan en daarmee welke instellingen, het beste zijn om de mimische spieren te bekijken. In bijlage II (tabel B1) zijn de gegevens per scan terug te vinden.

# 3 Tesla MRI scans van het hoofd (in vivo)

Uit literatuuronderzoek bleek dat het vrijwel onmogelijk is om exacte instellingen te geven die het beste zijn om de spieren weer te geven. Desondanks zijn richtlijnen voor instellingen gevonden die bevorderlijk zijn voor het weergeven van de spieren. Deze instellingen kwamen redelijk overeen met de instellingen die gebruikt zijn bij het kadaverhoofd. Om deze reden is in overleg met de laborant en de medische begeleider gekozen om voor bijna alle scans exact dezelfde instellingen te gebruiken als gebruikt zijn bij het kadaverhoofd. Hierdoor konden de beelden van het kadaver en het hoofd *in vivo* ook goed vergeleken worden. Bij Scan 1 werden een ST en SG van 2 mm gebruikt. Aangezien dit geen goed resultaat leverde is ervoor gekozen deze afstanden te verkleinen naar 1,2 mm bij Scan 12. Verder is er ook nog een extra scan gemaakt, Scan 11. Tijdens het maken van de scans leken de spieren op Scan 13 op het oog het beste zichtbaar. Om deze reden is er een poging gedaan het contrast te verhogen door de FA kleiner te maken.

# 5.1.1 Spatiële resolutie

Om de resolutie te bepalen wordt gekeken naar de voxelgrootte per scan. De voxelgrootte kan bepaald worden aan de hand van de FOV en de MX in alle drie de richtingen. De FOV en de MX bestaan beide uit drie getallen in het geval van een 3D MRI scan. Deze waarden kunnen opgehaald worden door in RadiantViewer te zoeken tussen de DICOM Tags. De Tag ID's zijn codes die Philips hanteert voor bepaalde instellingen. De codes (2005,1074), (2005,1075) en (2005,1076) staan respectievelijk voor MRStackFovAP, MRStackFovFH en MRStackFovRL [50]. Dit zijn de waardes van de FOV in de x (RL), y (AP) en z (FH) richting. De matrixgrootte in de scanrichting staat gelijk aan het aantal slices. De overige twee waarden van de matrixgrootte kunnen bepaald worden door binnen de DICOM Tags te zoeken op op *acquisition matrix*. Deze waarden werden genoteerd voor alle zestien scans (zie bijlage II; tabel B1). Formule 4 geeft de berekening weer voor de voxelgrootte in de bijbehorende richting [51].

$$q = FOV_q/N_q$$
 (q = x  $\lor$  y  $\lor$  z) (Formule 4)

De plakdikte staat voor de grootte van een voxel in de scanrichting. Stel dat er wordt gescand in de *x* richting, dan staat de plakdikte gelijk aan  $FOV_x/N_x$ . Gezien in dit onderzoek zowel de FOV als

de MX in alle richtingen bekend was, werd de plakdikte uitsluitend gebruikt ter controle. Nadat de x, y en z waarden van de voxels berekend waren, werden deze vermenigvuldigd, wat resulteerde in het volume  $(mm^3)$  van de voxels. De resolutie kan worden bepaald door 1 te delen door het volume [52] en staat voor het aantal voxels per kubieke mm.

#### 5.1.2 Contrast

Om het contrast van de mimische spieren ten opzichte van omliggend weefsel in de 3T en 7T MRI scans te bepalen, was het van belang om eerst iedere mimische spier afzonderlijk in een MRI scan te vinden. De referentie scan die hiervoor is gebruikt, is een 7T MRI scan, namelijk Scan 7. De reden dat deze scan als referentie is genomen, is dat deze scan er op het oog goed uitzag en structuren relatief goed te onderscheiden waren. Op deze scan is de de origo, het verloop en de insertie van de *m. orbicularis oris, m. levator labii superioris alaque nasi, m. nasalis, m. depressor anguli oris, m. zygomaticus minor* in het frontale, axiale en coronale vlak bepaald (zie bijlage IV). Vervolgens werden de spieren in alle 3T en 7T MRI scans met behulp van RadiAnt DICOM viewer bepaald.

Het contrast werd bepaald door de grijswaarden van pixels van het spierweefsel en het omliggende weefsel te noteren en het verschil hiertussen te nemen (zie bijlage III). Het verschil tussen deze grijswaarden is een maat voor hoe groot of klein het contrast is tussen twee punten en is idealiter zo groot mogelijk. Deze waarden (values) werden genoteerd van de origo, het verloop en de insertie. In RadiantViewer staat de value voor een bepaalde grijswaarde van een pixel. De grijswaarden van de pixels veranderen niet wanneer het contrast of de helderheid gevarieerd wordt. In het 2D vlak worden de posities bepaald, hier heb je dan te maken met een pixel. Wanneer er wordt gesproken over een punt in 3D, heet dit punt een voxel. Dit werd herhaald voor alle spieren en bij alle scans. De ingevulde tabellen voor de zes mimische spieren werden gedigitaliseerd door de waarden in te vullen in Excel.

Dit resulteerde in achttien contrastwaardes per scan, namelijk drie posities van zes spieren. Eerst werd per spier het gemiddelde genomen van de waarden van de drie gemeten punten (origo, verloop en insertie). Dit werd gedaan voor elke scan waardoor gekeken kon worden welke scan het grootste verschil in grijswaarden geeft per spier. Deze waarden werden vervolgens weer gemiddeld om zo één contrastwaarde per MRI scan te genereren.

Bij het bepalen van de grijswaarden van de pixels is rekening gehouden met de subjectiviteit van het meten. Om de interbeoordelaarsbetrouwbaarheid te maximaliseren hebben telkens dezelfde twee onderzoekers de contrastwaarden voor alle spieren bepaald.

#### 5.1.3 Artefacten

Per scan werd bekeken welke artefacten voorkwamen en in welke mate. Om dit te realiseren zijn er per artefact waarden tussen 0 en 3 gegeven. Er is voor deze schaal gekozen om het classificeren te vereenvoudigen. Wanneer een bepaald artefact niet voorkomt op een scan krijgt deze de waarde 0; wanneer deze een enkele keer voorkomt krijgt deze de waarde 1; komt een artefact vaker voor dan krijgt deze de waarde 2; komt een artefact heel veel (meer dan 50% van het beeld) voor dan krijgt deze de waarde 3. Gezien sommige artefacten uitsluitend in gebieden zoals de hersenen voorkwamen, zijn deze genoteerd als 'minder relevant'.

Artefacten die invloed hadden op de weergave van spieren werden beschouwd als relevant. Artefacten die minder weefsel gerelateerd zijn en dus overal op de scan voor konden komen, werden ook meegenomen. De MRI scans zijn uiteindelijk op de artefacten chemical shift, black boundary, susceptibiliteit, aliasing, zebra stripes en truncation beoordeeld. Dit waren namelijk de artefacten die gezien werden in de MRI beelden. De beoordeling van de artefacten is telkens door dezelfde twee onderzoekers gedaan.

Chemical shift en black boundary kunnen echter een positieve invloed uitoefenen (zie paragraaf 'Artefacten'). Deze positieve invloed is lastig mee te nemen omdat hier een waarde aan gehangen moet worden. Om toch de onterechte negatieve invloed te elimineren wordt ervoor gekozen om de chemical shift en de black boundary artefacten niet meer mee te laten tellen. Om deze reden is additioneel een diagram gemaakt waarbij deze twee artefacten niet meegenomen zijn.

## Beste scan

Na het maken van alle diagrammen is bepaald welke scan het beste is om de mimische spieren af te beelden, waarmee dus bepaalde instellingen gepaard gaan. Het is echter een afgewogen keuze op basis van de verschillende factoren van de verkregen data.

# 5.2 Weergave anatomie

Vervolgens was het doel om de spieren allemaal weer te geven in een 3D model. Om dit te kunnen realiseren zijn de spieren eerst gesegmenteerd. Voor dit segmenteren van de spieren werd voor elke spier gebruik gemaakt van de MRI scan die deze bepaalde spier het beste in beeld bracht. Hierbij werd gebruik gemaakt van de resultaten die volgden uit het onderzoek (zie paragraaf 'Resultaten'). De 3T MRI scans konden worden uitgesloten, aangezien deze een relatief slechte resolutie hebben, waardoor kleine spiertjes nauwelijks te volgen zijn. Een voorbeeld hiervan is in figuur 17 te zien. Hier is het superiore deel van de *m. orbiculairs oris* afgebeeld op Scan 4 (links) en Scan 9 (rechts). Deze twee scans zijn ter vergelijking gekozen, omdat deze scans qua instellingen het meest met elkaar overeenkomen. Zo zijn de TR en TE van Scan 4 respectievelijk 15 en 2,3 ms. Voor Scan 9 zijn deze waarden gelijk aan 16,3 en 2,9 ms. Links op de 3T MRI scan is de *m. orbicularis oris* nauwelijks zichtbaar, op de 7T MRI scan is deze spier duidelijk te zien.



Figuur 17: Links Scan 4 (3T) en rechts Scan 9 (7T). Met de rode pijlen is het superiore deel van de m. orbicularis oris aangegeven.

Voor de *m. nasalis, m. depressor anguli oris, m. zygomaticus major* en *minor* wordt Scan 8 gebruikt voor de segmentatie. Voor de *m. orbicularis* wordt Scan 7 en voor de *m. levator labii superioris alaeque nasi* wordt Scan 9 gebruikt.

Vervolgens werden de MRI scans in het programma 3D slicer 4.7.0 geladen. Dit is een medisch beeldverwerkings- en visualisatiesysteem [47]. Wanneer het nog vrij lastig was om delen van de spier te herkennen, werden het contrast en de helderheid aangepast. Ook was het mogelijk om twee MRI scans met verschillende instellingen over elkaar af te beelden. Op deze manier kon gebruik gemaakt worden van de gunstige eigenschappen van twee scans om de spier zo goed mogelijk in beeld te brengen.

Daarna werden de spieren aangekleurd in alle slices waar deze zich bevonden (figuur 18). Er kon aangegeven worden welke grijswaarden wel en welke grijswaarden niet aankleuren wanneer men daar met de muis overheen ging. Hierdoor kon er wat grover gewerkt worden. In welk vlak begonnen werd met aankleuren, werd bepaald door eerdere analyse, waar gekeken werd in welk vlak de spieren goed zichtbaar zijn (zie bijlage IV).



Figuur 18: Het intekenen van de mimische spieren in de 7T scan van het kadaverhoofd in verschillende richtingen.

Wanneer de spier in één richting in meerdere plakken was aangekleurd, werd deze aankleuring gecontroleerd in de andere twee richtingen, zodat eventuele fouten konden worden gecorrigeerd. Wanneer de aankleuring op iedere plak correct was, werd er een 3D model geconstrueerd. Dit ruwe model werd gladder gemaakt. Tevens werd het schedel gesegmenteerd en 3D afgebeeld. Op deze manier kon goed zichtbaar worden gemaakt waar de spieren op de botdelen aanhechten en hoe de botdelen en de spieren in verhouding stonden tot elkaar. Tot slot werden de 3D modellen van de mimische spieren en de botdelen in één model gereconstrueerd.

# 6 Resultaten

# 6.1 Analyse MRI beelden

# 6.1.1 Spatiële resolutie

In figuur 19 is de resolutie weergeven van alle 3T, 7T en 3T *in vivo* MRI scans. Uit deze resultaten is gebleken dat Scan 7 als Scan 8 over de beste resolutie beschikken, met beide een resolutie van 23,4 voxels per  $mm^3$ . In het geval van de 3T scans heeft Scan 2 de beste resolutie met 5,8 voxels per  $mm^3$ . Tot slot heeft Scan 14 de beste resolutie van de 3T *in vivo* scans, namelijk 7,0 voxels per  $mm^3$ . In bijlage I, tabel B1 zijn alle parameters en bijbehorende waarden die invloed hebben op de spatiële resolutie terug te vinden.



Figuur 19: De spatiële resolutie bij de 3T (1t/m5), 7T (6 t/m 10) en 3T in vivo (11 t/m 16) MRI scans.

# 6.1.2 Contrast

In figuur 20 zijn de resultaten te zien van het gemiddelde verschil in grijswaarden voor alle zestien scans. Hieruit blijkt dat Scan 8 het grootste verschil in grijswaarden heeft, met een waarde van 919. Wanneer alleen gekeken wordt naar de 3T scans, heeft Scan 1 het grootste verschil in grijswaarden, namelijk 681. Van de 3T scans *in vivo* komt scan 16 het best uit de resultaten, met een waarde van 229. De gegevens van het contrast per mimische spier zijn terug te vinden in bijlage III.



Figuur 20: De verschillen in grijswaarden bij de 3T (1t/m5), 7T (6 t/m 10) en 3T in vivo (11 t/m 16) MRI scans.

#### 6.1.3 Artefacten

De mate waarin de artefacten voorkwamen op 3T en 7T scans waren verschillend. Als de 3T scans vergeleken worden met de 7T scans is te zien dat de 3T scans over het algemeen net wat meer artefacten bevatten dan de 7T scans (figuur 21).

Bij de 3T scans van het kadaverhoofd was voornamelijk sprake van chemical shift, susceptibiliteit, een enkele keer een black boundary of zebra stripes artefact en overige artefacten. Van de 3T scans bevat Scan 1 het minst aantal artefacten.

Bij de 7T scans van het kadaverhoofd was er voornamelijk sprake van chemical shift, susceptibiliteit, black boundary en zebra stripes artefacten. Van de 7T scans bevat Scan 10 het minst aantal artefacten. De artefacten die voorkomen bij de 3T scans van een hoofd *in vivo* zijn over het algemeen dezelfde als bij de 3T en 7T scans van het kadaverhoofd, maar in dit geval zijn er ook nog bewegingsartefacten te zien. De artefacten die het meest voorkomen in de scans zijn susceptibiliteit artefacten en bewegingsartefacten. Verder komt het zebra stripes artefact ook nog een aantal keer voor. Het chemical shift artefact en aliasing (welke valt onder overig) komen maar een enkele keer voor. Van de 3T *in vivo* scans bevat Scan 15 het minst aantal artefacten.

De 7T scans bevatten wel relatief veel chemical shift en black boundary artefacten in vergelijking tot de 3T scans. Dit komt echter goed van pas bij dit onderzoek (zie paragraaf 'Artefacten'). Het resultaat wanneer deze twee artefacten niet meegenomen worden is te zien in figuur 22. Wanneer opnieuw wordt gekeken naar het aantal artefacten, blijkt dat Scan 1, 6, en 7 geen (negatieve) artefacten bevatten. Met betrekking tot de 3T *in vivo* scans, heeft Scan 15 nu het minst aantal artefacten.



Figuur 21: De mate van voorkomen van verschillende soorten artefacten bij de 3T (1t/m5), 7T (6 t/m 10) en 3T in vivo (11 t/m 16) MRI scans.



Figuur 22: De mate van voorkomen van verschillende soorten artefacten bij de 3T (1t/m5), 7T (6 t/m 10) en 3T in vivo (11 t/m 16) MRI scans, zonder de artefacten chemical shift en black boundary.

# 6.2 Weergave anatomie

Om de anatomie zo goed mogelijk weer te geven is een 3D reconstructie gemaakt van de mimische spieren. Het resultaat is te zien in figuur 23. Het construeren van het 3D model nam globaal 110 manuren in beslag. Deze tijd is gebaseerd op beginnende gebruikers van de 3D Slicer.



Figuur 23: Een 3D reconstructie van de m. nasalis (paars), m. depressor anguli oris (groen), m. zygomaticus major en minor (oranje), m. levator labii superioris alaeque nasi (blauw) en de m. orbicularis (roze). Tevens zijn de mandibula en de schedel met daaraan de maxilla gereconstrueerd. De 3D reconstructies zijn gemaakt met behulp van de 3D slicer 4.7.0 software.

# 7 Discussie

## 7.1 Literatuuronderzoek en analyse

Om een goede conclusie te kunnen trekken, dienen er vanuit de resultaten eerst subconclusies getrokken te worden, die leiden tot de uiteindelijke conclusie van dit onderzoek. De subconclusies omvatten de antwoorden op: 'welke MRI scan bevat het beste contrast, welke de beste resolutie en welke het minste aantal artefacten'. Gebaseerd op deze subconclusies is er een conclusie getrokken vanuit de zestien MRI scans, wat betreft de beste scan om de mimische spieren te weergeven.

Met betrekking tot de spatiële resolutie zijn Scan 8 en Scan 9 de beste scans. Gebaseerd op het contrast diagram, heeft Scan 8 (7T MRI scan) van alle zestien MRI scans het beste contrast, waarna Scan 10 en Scan 7 volgen. Als gekeken wordt naar de artefacten waren er verschillende opvattingen. Scan 1 heeft de minste artefacten. Wanneer de chemical shift en black boundary artefacten niet werden meegenomen, kan er geconcludeerd worden dat Scan 1, Scan 6 en Scan 7 het beste zijn (zie paragraaf 'Resultaten'). Wanneer ook nog rekening werd gehouden met het positieve effect van de chemical shift en de black boundary artefacten, kan geconcludeerd worden dat Scan 7 het beste zijn (zie paragraaf 'Resultaten'). Wanneer ook nog rekening werd gehouden met het positieve effect van de chemical shift en de black boundary artefacten, kan geconcludeerd worden dat Scan 7 het beste is, gezien deze veel van de bovengenoemde artefacten bevat, maar geen andere artefacten.

Scan 8 scoort dus goed met betrekking tot het contrast en de resolutie. Scan 7 heeft weinig artefacten en een goede resolutie. Op Scan 7 bevinden zich alleen de chemical shift en black boundary artefacten. Deze twee artefacten komen goed van pas in dit onderzoek, dus Scan 7 bevat geen (negatieve) artefacten (figuur 21). De bijdrage van deze twee artefacten heeft een grotere toegevoegde waarde op het afbeelden van de mimische lachspieren in vergelijking met de iets hogere contrast waarde van Scan 8. Voor het segmenteren van spieren ten opzichte van de omgeving spelen de gunstige artefacten een grote rol. Daarom kan geconcludeerd worden dat Scan 7 de beste instellingen bevat om de mimische lachspieren in beeld te brengen. Dit is een T1 gewogen GE afbeelding gemaakt met een 7T MRI scanner met de volgende instellingen: TR 16,3 ms, TE 3,5 ms, ST 0,35 mm, SG 0,35 mm, MX  $732 \times 732$ , FOV  $768 \times 768 mm$ , FA 40 graden en BW 498 mm.

Indien blijkt dat een zorginstelling alleen beschikking heeft tot een 3 T MRI scan, volgt er een conclusie waarbij de 7T scans achterwege zijn gelaten.

Voor het afbeelden van mimische spieren met behulp van een 3T MRI scan bij een kadaverhoofd kan het beste gebruik gemaakt worden van de combinatie van twee scans, met ieder aparte instellingen. Deze instellingen behoren bij Scan 1 en Scan 2. Scan 1 vanwege het beste contrast en de lage hoeveelheid aan artefacten, maar deze scan heeft een slechte resolutie. Om toch een redelijke resolutie te verwezenlijken kunnen de instellingen van Scan 2 gebruikt worden, dit is de scan met de beste resolutie. Deze twee scans kunnen over elkaar afgebeeld worden.

Voor het afbeelden van mimische spieren met behulp van een 3T MRI scan bij een hoofd *in vivo* kan ook het beste gebruik gemaakt worden van de combinatie van twee scans. De instellingen behoren bij Scan 16 en Scan 15. Scan 16 vanwege het beste contrast en resolutie. Scan 15 vanwege de lage hoeveelheid aan artefacten. Voor de instellingen behorend bij Scan 1, Scan 2, Scan 15 en Scan 16, zie bijlage (tabel B1).

Vanuit de literatuuranalyse is het lastig om exacte waarden voor de beste instellingen te geven. Er zijn veel verschillende parameters die ingesteld kunnen worden en deze zijn ook weer van invloed op elkaar. [53] De gevonden instellingen vanuit de literatuur, gebaseerd op een T1 gewogen GE afbeelding, zijn: TR < 50 ms, TE < 5 ms (tabel 1). Voor scans over het algemeen blijkt vanuit de

literatuur dat ST < 1 mm, MX  $600 \times 600 \times 450$ , FOV  $240 \times 240 \times 180 \text{ } mm^3$  en SG minstens 10% van ST dient te zijn (zie hoofdstuk 'Theoretisch kader').

De instellingen vanuit de analyse van de verkregen data en vanuit de literatuur komen dus grotendeels overeen, want de gekozen TR en TE waarden (TR 16,3 ms, TE 3,5 ms) van Scan 7 komen in de buurt van de waarden die zijn gebleken vanuit de literatuur voor een T1 gewogen GE afbeelding (Tabel 1). Verder komen de waarden voor ST, FA en SG van Scan 7, respectievelijk 0,35 mm, 40 graden en 0,35 mm, ook overeen met de waarden vanuit de literatuur. Tot slot geldt dit ook voor de MX en de FOV van Scan 7, namelijk  $732 \times 732$  voor de MX en  $190 \times 256 \times 256$  voor de FOV (zie bijlage II; tabel B1). (zie hoofdstuk 'Theoretisch kader')

De beste instellingen voor het afbeelden van de mimische spieren met behulp van MRI zijn gebaseerd op de resultaten van zowel het literatuuronderzoek als de analyse. Deze instellingen worden genoemd onder 'aanbevelingen'.

Dit is echter niet het enige waar naar gekeken moet worden bij het maken van een MRI scan. Binnen het analyse- en het literatuuronderzoek zijn er zwakke en sterke punten te benoemen wat betreft keuzes die zijn gemaakt. Zo is het van belang altijd goed te bedenken wat het voornaamste doel is van de MRI scan. In dit geval moeten kleine spieren afgebeeld worden en is het belangrijk om zichtbaar te maken waar ze aanhechten en hoe ze verlopen. Hierbij zijn een goede resolutie, een groot contrast en weinig artefactvorming van belang. Dit zijn veel eisen en er moet dus een compromis gemaakt worden. De combinatie van de ingestelde waarden zal leiden tot een bepaald beeld. Aan de hand van literatuur kan beredeneerd worden wat ongeveer de juiste waarden voor de parameters zullen zijn, maar uiteindelijk zul je met deze instellingen moeten experimenteren om te kunnen beoordelen of het beeld dat volgt gewenst is. Bij het kiezen van de instellingen voor het maken van een MRI scan, komt dus een zekere trial and error kijken.

Verder is bij het bepalen van de beste instellingen uit de literatuur geen rekening gehouden met de scantijd van de MRI. De scantijd volgt uit de instellingen van de MRI, maar is geen primaire parameter om de spieren beter in beeld te krijgen. In deze fase van het onderzoek heeft de scantijd een lagere prioriteit ten opzichte van veel andere parameters. Wanneer er in de toekomst bijvoorbeeld voor een operatie een MRI scan gemaakt zal worden om het verloop en de aanhechtingen van de mimische spieren te bepalen, zal dit echter wel van belang zijn.

Wat betreft het gedeelte met de analyse van de scans: voor dit onderzoek hebben de onderzoekers data aangeleverd gekregen van het UMCU. Dit zijn scans van een kadaverhoofd. Voordat de scans gemaakt werden, heeft er geen literatuuronderzoek plaatsgevonden om een indicatie voor goede instellingen te krijgen. De keuze van de instellingen van de scans is niet wetenschappelijk onderbouwd, maar is gebaseerd op de ervaring van de laborant. Mogelijk was de kwaliteit van de scans beter geweest wanneer er andere instellingen gebruikt waren. Doordat de scans al gemaakt waren, hebben de onderzoekers niet zelf kunnen experimenteren om de meest optimale instellingen te bereiken.

Er moet nagedacht worden over de scans en hun kwaliteit. Tot op heden wordt de 3T MRI scan voornamelijk in de kliniek toegepast en de 7T MRI scan bevindt zich op dit moment nog in experimentele fase. Om op dit moment de mimische lachspieren van patiënten in beeld te brengen, zou dit logischerwijs gebeuren in een 3T MRI scan. Er werd echter al snel geconcludeerd dat met de aangeleverde data van de 3T scans de spieren niet goed zichtbaar waren. De spieren zijn eerst opgezocht en geanalyseerd vanuit de 7T scans en daarna pas geanalyseerd in de 3T beelden. Dit betekent dus dat de analyse de verkeerde kant op is gedaan: de 7T scans werden als referentie gebruikt om in de 3T scans (de eigenlijke referentie) de spieren op te zoeken.

Gedurende de analyse is bepaald welke scan het beste contrast weergeeft. Een belangrijk punt is dat de punten op de MRI scans waarvan de pixelwaarde is bepaald, zelf zijn gekozen. Aan de hand van een subjectieve observatie van de beoordelaars zijn plekken gekozen en van iedere plek is de pixelwaarde genoteerd. Er is geen controle vanuit andere beoordelaars of instellingen die zeggen of de gekozen plek de juiste is om het contrast op te baseren. Vanwege het korte tijdsbestek van het onderzoek is het niet realistisch om de scans door meer personen te laten beoordelen.

Om de interbeoordelaarsbetrouwbaarheid te vergroten (bij zowel het beoordelen van de artefacten als het bepalen van de contrastwaarden) is ervoor gekozen om met eenzelfde tweetal alle scans na te lopen, zodat er tussen de beoordelaars geen verschil zou zitten. De reden dat ervoor gekozen is om een tweetal te laten beoordelen, is zodat bij deze subjectieve beoordeling niet alleen de mening van één persoon wordt meegenomen, maar dat er in een tweetal gediscussieerd kan worden. Op deze manier zal de eventuele foutmarge verkleinen.

Verder worden er achttien waarden bepaald: van alle zes de spieren de origo, het verloop en de insertie. Doordat er meerdere plekken zijn waar het contrast van iedere spier wordt bepaald, dragen er meerdere waarden bij aan het gemiddelde, wat resulteert in een meer valide waarde voor het contrastverschil. Idealiter zouden de contrastwaarden van iedere spier op iedere scan vaker worden bepaald, om zo een waarde te krijgen die het contrast optimaal weerspiegelt. Dit is wederom niet realistisch wat betreft tijd en het beperkte aantal onderzoekers.

Voor het beoordelen van de artefacten in de scans is gekozen om een schaal van nul tot drie te gebruiken (zie hoofdstuk methode, paragraaf 'artefacten'). Wanneer er een grotere schaal gebruikt zou worden, wordt het voor de beoordelaars moeilijker om de mate van artefacten te classificeren. De kans op 'foute' keuzes is dan redelijk groot. Op het oog is het vrij lastig om een nauwkeurige waarde in de schaal aan te geven. Het is erg subjectief. Met wat minder keuze gaat het classificeren makkelijker.

Tussen de 3T scans van het kadaver en *in vivo* is nauwelijks verschil in het aantal artefacten. Een mogelijke reden hiervoor is dat er in dit onderzoek gekozen is om alleen de relevante artefacten mee te nemen in de analyse. Wanneer het artefact bijvoorbeeld heel specifiek was voor het oog en daar dan ook voorkwam, is deze niet meegenomen. Wanneer een artefact ook voor kon komen in het gebied waar de spieren lopen, zoals het susceptibiliteit artefact, is deze wel meegenomen. Wel wordt verwacht dat bij 7T scans *in vivo* meer artefacten zichtbaar zullen zijn dan bij de 7T scans van het kadaver. Dit vanwege bewegingsartefacten bij 7T scans *in vivo*.

Daarnaast resulteren de 3T beelden van de proefpersoon *in vivo* in een korrelachtig beeld. Normaliter zou dit verklaard kunnen worden door een lage SNR als gevolg van een buitenproportioneel grote matrix. Hierbij zijn de voxels erg klein, waardoor er relatief weinig signaal per voxel binnenkomt. De ruis blijft echter constant, waardoor de SNR verlaagt en er dus relatief veel ruis in een beeld is. De 3T beelden in kwestie hadden echter geen relatief grote matrix. De oorzaak van de korrelige afbeeldingen is vanuit onze analyse onbekend.

Achteraf was het prettiger geweest als de onderzoekers keuzes hadden kunnen maken wat betreft de instellingen, voordat de scans gemaakt werden. De instellingen van de scans van het kadaverhoofd bij de 3T MRI en 7T MRI scans waren namelijk al vastgesteld, aangezien de scans al gemaakt waren. Hierdoor kon vanuit dit onderzoek niet geconcludeerd worden welke instellingen exact het beste zijn, omdat niet alle mogelijk goede waarden gebruikt zijn.

Ook was het waardevol geweest als er 7T MRI scans gemaakt konden worden van een hoofd

*in vivo*. Na de afronding blijft het nu nog de vraag of 7T daadwerkelijk meerwaarde heeft voor dit onderzoek bij patiënten. Het zou kunnen dat de kwaliteit van deze scans door artefacten niet goed genoeg zal zijn, maar het zal een speculatie blijven.

# 7.2 Segmenteren

Bij het segmenteren van de spieren kwamen een aantal moeilijkheden naar voren. Sommige mimische spieren hebben een erg kleine doorsnede (figuur 6). Daardoor moeten ze met een grote vergroting bekeken worden, waardoor ze weergegeven worden met veel zichtbare pixels. De randen van de spieren zijn dan niet glad, waardoor het moeilijk is een spier in elke slice goed te volgen en aan te kleuren.

Verder liggen veel spieren in elkaar verstrengeld, waardoor deze soms moeilijk te volgen waren in de scans. Wanneer een spier tegen een andere spier aan ligt, zijn deze niet van elkaar te onderscheiden doordat er geen grens zichtbaar is. Regelmatig kon dit probleem opgelost worden door de beelden van meerdere richtingen te vergelijken. Het 3D beeld dat uiteindelijk is verkregen kan dus mogelijk enigszins afwijken van de werkelijkheid. Van het kadaverhoofd zijn na het maken van de scans coupes gemaakt. Het zou eventueel hebben geholpen om deze coupes te vergelijken met de scans. Door aankleuring zijn de spieren in deze coupes goed te onderscheiden, waar deze spieren op de MRI scans soms nauwelijks te onderscheiden zijn. Gezien de onderzoeksvraag is het logisch dat er geen gebruik gemaakt is van deze coupes, omdat gevraagd werd naar het identificeren van de spieren op basis van MRI scans.

# 7.3 Generaliseerbaarheid/referentie

De anatomie die bepaald is aan de hand van de MRI scans geldt voor dit kadaver. Helaas is de anatomie niet altijd exact hetzelfde bij elk individu, waardoor het precieze verloop en de aanhechtingen van de mimische spieren kunnen verschillen. Mogelijk zijn de resultaten te gebruiken als referentie voor andere patiënten, maar het is onbekend in hoeverre de referentie van het kadaverhoofd te generaliseren is. In de toekomst zou het zeer gunstig zijn als er voor een operatie aan de kaak een MRI scan gemaakt wordt, waarna de spieren gesegmenteerd worden en als referentie kunnen dienen voor het aanhechten van de spieren tijdens de operatie. De spieren kunnen dan op de juiste plek teruggeplaatst worden, waardoor de patiënt na een operatie nog steeds hetzelfde zal kunnen lachen.

# 8 Conclusie

Uit literatuuronderzoek is gebleken dat veel verschillende in te stellen parameters elkaar beïnvloeden, waardoor het moeilijk is om exacte waarden te geven voor de beste in te stellen parameters. Desondanks zijn uit de literatuur waarden bepaald voor mogelijk de beste instellingen, namelijk: ST < 1 mm, MX  $600 \times 600 \times 450$ , FOV  $240 \times 240 \times 180 mm^3$  en SG minstens 10% van ST. Uit de resultaten van de analyse van de verkregen data is gebleken dat met een 7T MRI scanner de mimische lachspieren beter in beeld te brengen zijn dan met een 3T MRI scanner. De 3T scans zijn van dusdanig minder goede kwaliteit, dat deze niet goed bruikbaar zijn voor het maken van onderscheid tussen spier en omliggend weefsel. De 7T MRI scan Scan 7 (TR 16,3 ms, TE 3,5 ms, ST 0,35 mm, SG 0,35 mm, N 543, MX 732  $\times$  732, FOV 768  $\times$  768mm, FA 40 graden, BW 498 mm) heeft de beste instellingen van alle verkregen scans voor de beoordeling van de anatomie van de mimische lachspieren.

# 9 Aanbevelingen

Voor vervolgonderzoek naar de mimische spieren wordt aangeraden om te starten met een 7T MRI scanner. Bij dit vervolgonderzoek is aan te raden veel parameters constant te houden en slechts een enkele parameter aan te passen. Hierdoor wordt de invloed van deze enkele parameter op de beeldkwaliteit en daarmee de mogelijkheid de spieren te onderscheiden achterhaald. De parameters die worden aanbevolen om constant te houden zijn: TR 50 ms (met 16,5 ms als ideaal), TE < 5 (idealiter: 3,5 ms), ST < 1 mm (idealiter: 0,35 mm), SG minstens 10% van ST (idealiter: 0,35 mm), FA < 90 graden (idealiter: 40 graden), FOV  $240 \times 240 \times 190$  (idealiter:  $256 \times 256 \times 190$ ) en MX  $600 \times 600$  (idealiter:  $732 \times 732$ ). De BW en N zijn de parameters waarmee gevarieerd kan worden.

Daarnaast wordt aangeraden om vervolgonderzoek te doen naar de mogelijkheden van het gebruik van een 3T MRI bij de visualisatie. Veel ziekenhuizen beschikken namelijk over een 3T MRI scanner. De 7T MRI scanner is vrij uniek en wordt op dit moment voornamelijk voor experimentele doeleinden gebruikt. Dus idealiter zouden scans van de mimische lachspieren met een 3T MRI gemaakt worden. Wanneer uit dit vervolgonderzoek instellingen naar voren komen waarmee de mimische lachspieren goed zichtbaar zijn, kan dit eerder klinisch worden geïmplementeerd dan wanneer een 7T MRI scan gebruikt zou worden. Met betrekking tot vervolgonderzoek met een 3T MRI scan, kan het beste worden gestart met onderzoek van een kadaverhoofd. Door gebruik te maken van een kadaverhoofd wordt de mogelijkheid geboden meer scans te maken. Er kan dus meer geëxperimenteerd worden over wat goede instellingen zijn. Hiermee wordt voorkomen dat er een onnodige hoeveelheid aan scans wordt uitgevoerd bij een hoofd *in vivo*. Dit is namelijk erg tijdrovend en onaangenaam voor de (proef)persoon in kwestie. De beste instellingen die uit het onderzoek met het kadaverhoofd komen, kunnen vervolgens worden gebruikt bij een 3T MRI scan *in vivo*.

Daarnaast kan dit vervolgonderzoek worden aangevuld met het maken van WATS scans met de 3T MRI scan. Op de WATS scan van de 7T MRI scan, kwam het verloop van de mimische lachspieren goed naar voren. Het is nog onbekend wat voor beelden worden verkregen met WATS bij een 3T MRI scan, maar wanneer het effect van WATS op de 7T beelden correspondeert met WATS op 3T beelden, zou dit mogelijk een toegevoegde waarde hebben voor het identificeren van spieren met behulp van 3T MRI beelden.

Tot slot is het weergeven van deze spieren in een 3D model op de manier waarop het in dit onderzoek gedaan is nog erg tijdrovend. Toekomstig onderzoek zou zich kunnen richten op het ontwikkelen van een automatisch programma om de spieren te segmenteren. Mogelijk kan een programma gevormd worden, die goed verschillende grijswaarden kan onderscheiden, waardoor er niet meer handmatig aangekleurd hoeft te worden. Door een bepaalde range van grijswaarden in te stellen, de range waar de grijswaarden van de gewenste af te beelden spier in liggen, kan de spier onderscheiden worden van het omliggende weefsel. Vervolgens kan een 3D model worden gereconstrueerd op dezelfde manier als bij het programma 3D Slicer.

# 10 Referenties

- 1. Al-hiyali, A., & Ayoub, A. (n.d.). *The Impact of Orthognathic Surgery on Facial Expressions*. Journal of Oral Maxillofacial Surgery, 73(12), 23802390. https://doi.org/10.1016/j.joms.2015.05.008
- 2. Droog, R. (2008, Maart). *Aangezichtsfracturen*. Opgehaald van Traumaprotocol: http://www.traumaprotocol.nl/
- 3. *Kaakstandcorrectie (osteotomie)*. (2015, juni 16). Opgehaald van de website van het Academisch Medisch Centrum (AMC): https://www.amc.nl/web/Zorg/Patient/Zoek-op-specialisme /Mondziekten-Kaak-en-Aangezichtschirurgie/Patientenfolders/Kaakstandcorrectie-osteotomie.htm
- 4. OSAS en kaakosteomie. Opgehaald van website Kaakchirurgie St.Anna Ziekenhuis: http://www.kaakchirurgie-anna.nl/osas-kaakoperatie-kaak-correctie.html
- 5. Filler, A. (2009). *The History, Development and Impact of Computed Imaging in Neurological Diagnosis and Neurosurgery: CT, MRI, and DTI*. Nature Precedings, (April), 176. https://doi.org/10.1038/npre.2009.3267.5
- 6. *Malocclusie*. (2010, april). Opgehaald van Medicinfo: https://medicinfo.cz.nl/%7BAACF906A-3400-4BCC-876F-A2527906C49B%7D
- 7. *Le Fort Osteotomy*. Opgehaald van Deschamps-Braly: http://deschamps-braly.com/le-fort-osteotomy/
- 8. Lawrie, S.(2016). Osteotomy Fact sheet, (July), 20152016.
- 9. Boudewijn Stegenga, Arjan Vissink (2000). *Mondziekten en kaakchirurgie*. Uitgeverij Van Gorcum, 573 paginas. ISBN: 9023235002, 9789023235002 B
- 10. Buchanan, E. P., & Hyman, C. H. (2013). LeFort I Osteotomy, 16.
- 11. Keith L. Moore, Arthur F. Dalley, Anne M.R. Agur (2014). *Clinically Oriented Anatomy* (7de druk). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 1134 paginas
- 12. Feneis, H., Dauber, W. (2006). *Geïllustreerd anatomisch zakwoordenboek* (4e druk), 530 paginas. ISBN: 9789031348138
- 13. Everdingen, J.J.E. van, Eerenbeemt, A.M.M. van den (2012). *Pinkhof Geneeskundig woordenboek* (12de druk). Houten: Bohn Stafleu Van Loghum
- 14. Putz, R. & Pabst, R. (Red.) (2000). Sobotta. *Atlas van de menselijke anatomie. Deel 1. Hoofd, hals, bovenste extremiteit*. (2de druk). Houten/Diegem: Bohn Stafleu Van Loghum
- 15. Andrew, R. Biel (september 2010). *Trail guide to the body* (4e druk). Books Of Discovery Engelstalig, 434 pagina's
- 16. Pandula, V. (2012, december 5). *What is modiolus of Face and Mouth*. Opgehaald van Junior-Dentist.com : http://www.juniordentist.com/what-is-modiolus-of-face-and-mouth.html
- 17. *Gyromagnetic Ratio*. Opgehaald van MR-TIP: http://www.mr-tip.com/serv1.php?type=db1&dbs= Gyromagnetic%20Ratio
- 18. Berger, A. (2002). Magnetic resonance imaging. BMJ: British Medical Journal, 324(7328), 35.
- 19. The Editors of Encyclopaedia Britannica (2017). *Magnetic dipole*. Opgehaald van Encyclopaedia Britannica: https://www.britannica.com/science/magnetic-dipole
- 20. Lipton, M. L., & Kanal, E. (2008). *Totally accessible MRI: a users guide to principle, technology, and applications*. https://doi.org/10.1007/978-0-387-48896-7
- 21. Westbrook, C.,Kaut, C. (1998). MRI in practice (2e druk). Uitgeverij Blackwell, 318 paginas
- 22. Weishaupt, D., Köchli, V. D., & Marincek, B. (2008). *How does MRI work?* https://doi.org/10.1007/978-3-662-07805-1
- 23. *MRI: The Basics* (pagina 56). Opgehaald van Unimasr: http://www.unimasr.net/ums/upload/files/ 2011/Mar/UniMasr.com/fd19673ba502e38c10027dca2e650c4.pdf
- 24. MRI: The Basics (pagina 57). Opgehaald van Unimasr: http://www.unimasr.net/ums/upload/files-

/2011/Mar/UniMasr.com/bfd19673ba502e38c10027dca2e650c4.pdf

- 25. Shroff, M. M., & Haacke, E. M. et al. (2009). *Principles, Techniques, and Applications of T2* \* *based MR Imaging and Its Special Applications* 1, 8(62983).
- Manenti; Carlani, M; Mancino, S; Colangelo, V; Di Roma, M; Squillaci, E; Simonetti, G (2007). Diffusion tensor magnetic resonance imaging of prostate cancer. Investigative radiology. 42 (6): 4129. doi:10.1097/01.rli.0000264059.46444.bf. PMID 17507813.
- 27. Weinreb, J. H., Mccarthy, M., Cote, M. P., Mazzocca, A. D., & Mazzocca, A. D. (2014). *Tendon structure, disease, and imaging Corresponding author* :, 4(1), 6673.
- 28. Hodgson, R.J., OConnor, P.J., Grainger, A.J. *Olympic special feature (2012). Tendon and ligament imaging.* https://doi.org/10.1259/bjr/34786470
- 29. Winckel, van, J. (2006). Voetbalconditie. Uitgeverij ACCO, 324 paginas. ISBN: 903346117X, 9789033461170
- 30. Bouwman, L.N., Bernards, J.A., Boddeke, H.W.G.M. (2008). *Medische fysiologie*. Uitgeverij Bohn Stafleu van Loghum, 831 paginas. ISBN: 9031346756, 9789031346752
- 31. Garry E. Gold, et al. (2004). *Musculoskeletal MRI at 3.0 T*, 343351.Lipton, M. L., & Kanal, E. (2008).
- 32. Free induction decay. Opgehaald van MRI questions: http://mriquestions.com/free-induction-decay.html
- 33. Westbrook, C. (2008). *Handbook of MRI technique* (3e editie). Uitgeverij Wiley-Blackwell, 400 paginas. ISBN: 9781118685242
- 34. Bydder, G.M., Young, I.R. (1985). *MR Imaging: Clinical Use of the Inversion Recovery Sequence*. Uitgeverij Raven Press. ISBN: 9(4):659-675
- 35. *Fat Suppression*. Opgehaald van Revisinge MRI: http://www.revisemri.com/blog/2010/fat // suppression/
- 36. Kerviler, A. de, Leroy-Willig, A., Clment, A., Frija, J.(2002). *Magnetic resonance imaging*. https://doi.org/10.1016/S0753-3322(98)80006-1
- 37. Webb, A. (2003, januari). *Introduction to biomedical imaging* (blz. 199). Uitgeverij Wiley-IEEE Press, 264 paginas.ISBN: 978-0-471-23766-2
- Stucht, D., Appu Danishad, K., Schulze, P., Godenschweger, F., Zaitsev, M., Speck, O.(2015). Highest Resolution In Vivo Human Brain MRI Using Prospective Motion Correction. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0133921
- 39. Stadler, A., & Ba-ssalamah, A. (2007). *Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them.* 12421255. https://doi.org/10.1007/s00330-006-0470-4
- 40. *MR Image module attributes (C.8-4)*. Opgehaald van Dicom Lookup: http://dicomlookup.com/lookup.asp?sw=Ttable&q=C.8-4
- 41. Siemens; *MRI Artefacten (HC-AMRART)*, 2017. Opgehaald van: https://www.sitrain-learning. siemens.com/NL/en/product/course/PAGZ1OL/pdf.do?hash=3ccaad2bf3d73454eb142ea0008 b0291
- 42. Tofts, P. S., Jackson, J. S., Tozer, D. J., Cercignani, M., Keir, G., Macmanus, D. G., Fox, N. C.(2008). *Europe PMC Funders Group Imaging Cadavers : Brain*, 59(1), 190195. https://doi.org/10.1002/r
- 43. Van Der Kolk, A. G., Hendrikse, J., Zwanenburg, J. J. M., Visser, F., & Luijten, P. R. (2013). *Clinical applications of 7 T MRI in the brain*. European Journal of Radiology, 82(5), 70818. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.07.007
- 44. Zhuo, J., & Gullapalli, R. P. (2006). AAPM / RSNA Physics Tutorial for Residents MR Artifacts , Safety, and Quality. 275297.
- 45. Arena, L., Morehouse, H. T., Safir, J. MR Imaging Artifacts That Simulate Disaese: How to

Recognize and Eliminate Them. DOI: 10.1148/radiographics.15.6.8577963

- 46. Wieringa, H.J. (1993). *Processing MRI-data for electromagnetic source imaging*. Opgehaald van Medcat: http://www.medcat.nl/megeeg/chap4.htm
- 47. Fedorov A., Beichel R., Kalpathy-Cramer J., Finet J., Fillion-Robin J-C., Pujol S., et al. *3D slicer*. Opgehaald van: http://www.slicer.org
- 48. Osch, M. J. P. Van, Webb, A. G., & Static, . (2014). *Safety of Ultra-High Field MRI: What are the Specific Risks?* https://doi.org/10.1007/s40134-014-0061-0
- 49. Theysohn, J. M., Maderwald, S., Kraff, O., Moenninghoff, C., Ladd, M. E., & Ladd, S. C. (2008). *Subjective acceptance of 7 Tesla MRI for human imaging*. 6372. https://doi.org/10.1007/s10334-007-0095-x
- 50. Moerman, K. M. GIBBON/dicomDict/PMS-R32-dict.txt. Opgehaald van: Github: https://github.com/ -Kevin-Mattheus-Moerman/GIBBON/blob/master/dicomDict/PMS-R32-dict.txt
- 51. *Calculating Voxel Size*. Opgehaald van ReviseMRI: http://www.revisemri.com/questions/pulse-sequences/voxelsize
- 52. de Jong, J., Guerand, M. (2008). *Field Strength. Application tips: voxel size, bandwidth and water-fat shift*
- 53. George, R., Dela Cruz, J., Singh, R., Rajapandian Ilangovan. *Resolution and image quality*. Opgehaald van MRI master: https://mrimaster.com/index.4.html

# A Bijlage 1. Lijst met afkortingen

BW	Bandwith, bandbreedte
CNR	Contrast to Noise Ratio
CSF	Cerebrospinal Fluide, Cerebrospinale vloeistof
FA	Flip Angle, Fliphoek
FFE	Fast Field Echo
FID	Free Induction Decay
FOV	Field Of View
GE	gradiënt Echo
GRE	gradiënt-Recalled Echo
IR	Inversion Recovery
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MX	Matrix
Ν	Aantal plakken/slices
NMV	Netto Magnetisatie Vector
PD	Proton Density, proton dichtheid
RF	Radio Frequency, radiofrequent
RTM	Residual Transverse Magnetisation
SE	Spin Echo
SNR	Signal to Noise Ratio
SR	Saturation Recovery
ST	Slice Thickness, Plakdikte
Т	Tesla
ΤE	Echo Tijd
TFE	Turbo Field Echo
ΤI	Inversion Time, inversie tijd
TR	Repetitie Tijd

# B Bijlage 2. Instellingen scans

Tabel 2: Naamsvermelding van de scans en de bijbehorende gegevens. De R staat voor de scan die als referentie werd gebruikt.

Naam Scan	T1/T2	Sequentie	TR (me)	TE (me)	ST (mm)	Space between slices (mm)	Aantal elicee	MX (aantal)	FOV (mm)	FA (graden)	Bandwith (Hz)
Additional Title Sequence Titles (Titles) Titles (Titles)											
0								001			
Scan 1	11	SE	673,4	15	2	2	69	256 x 256	183,3 X 230 X 138	70	921
Scan 2	T2	SE	2500	362	0,7	0,35	514	340 x 344	179,9 x 240 x 240	90	577
Scan 3	T1	TFE	10	2,3	0,7	0,7	257	342 x 344	179,9 x 240 x 240	8	886
Scan 4	T1	FFE	15	2,3	0,7	0,7	257	342 x 344	179,9 x 240 x 240	40	908
Scan 5	T1	FFE	15	2,3	0,7	0,7	257	342 x 344	179,9 x 240 x 240	15	886
						7 Tesla scans (kada	aver)				
Scan 6	T1	TFE	5,5	2,2	1	1	190	256 x 256	190 x 256 x 256	6	404
Scan 7 (R)	T1	FFE	16,3	3,5	0,35	0,35	543	732 x 732	190 x 256 x 256	40	498
Scan 8	T1	FFE-wats	12	3,9	0,35	0,35	542	732 x 732	189,7 x 256 x 256	20	498
Scan 9	T1	FFE	16,3	2,9	0,4	0,4	475	640 x 640	190 x 256 x 256	40	629
Scan 10	T1	FFE	10,9	3,0	0,8	0,8	237	320 x 320	189,7 x 256 x 256	20	629
						3 Tesla scans ({in v	ivo})				
Scan 11	T1	FFE	15	2,3	1	0,5	330	236 x 236	165 x 235,7 x 200	8	1225
Scan 12	T1	SE	729	15	1,2	1,2	130	205 x 256	183,3 x 230 x 156	70	1085
Scan 13	T1	FFE	15	2,3	0,7	0,7	257	340 x 342	179,9 x 237,8 x 200	15	868
Scan 14	T2	SE	2500	334,4	0,7	0,35	514	340 x 346	179,9 x 240 x 200	90	611
Scan 15	T1	TFE	10	2,3	0,7	0,7	257	342 x 344	179,9 x 240 x 240	8	886
Scan 16	T1	FFE	15	2,2	0,7	0,7	257	340 x 342	179,9 x 137,8 x 200	40	904

Tabel 3: Overzicht van parameters om de kwaliteit van het beeld van de MRI scan te optimaliseren. [31]

Doel	Veranderde parameter	Consequentie	
		↓ Scantijd	
		↓ Spatiële resolutie	
	↑ ST	↓ Spatiële resolutie	
		↑ Minimale TE	
SNR maximalisoron		↑ Chemical shift	
Sint maximaliseren	↑ FOV	↓ spatiële resolutie	
	↑ SG	↓ Scantijd	
	↓TE	↓ T2-weging	
	^ TB	↓ T1-weging	
		↑ Aantal slices	
	↓ST	$\downarrow$ SNR	
Spatiäla rosolutia maximalisoron	* MY	$\downarrow$ SNR	
		↑ Scantijd	
	↓ FOV	↓ SNR	

#### Tabel 4: De parameters en afwegingen behorende bij de instellingen van een MRI scanner [31]

Parameter	Voordelen	Nadelen	
	SNR ↑	Scantijd ↑	
	Aantal plakken per acquisitie ↑	T1 contrast ↓	
TE↑	T2 contrast ↑	SNR ↓	
	SNR van alle weefsels ↑	Directo proportionale + van acentiid	
	Aantal flow artefacten door middelen van signaal $\downarrow$		
Plakdikta *	SNR van alle weefsels ↑	Spatiäla rosolutia	
FIANUINIE	Weergave van gehele anatomie $\uparrow$		
	SNR ↑	Spatiële resolutie ↓	
	Weergave van gehele anatomie <sup>↑</sup>		
Matrix ↑	Spatiële recolutie *	SNR ↓	
		Scantijd ↑	
	Minimale TE $\downarrow$	SNR ↓	
Banubieeule	Chemical shift $\downarrow$		

# C Bijlage 3. Resultaten van de verschillen in grijswaarden per spier bij alle MRI scans

Onderstaande staafdiagrammen geven de resultaten weer van de contrastmetingen per spier.



Figuur 24: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. orbicularis oris.



Figuur 25: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. depressor anguli oris.



Figuur 26: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. levator labii superioris alaeque nasi.



Figuur 27: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. nasalis.



Figuur 28: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. zygomaticus major.



Figuur 29: De verschillen in grijswaarden van alle MRI scans bij de m. zygomaticus minor.

# D Bijlage 4. Origo, verloop en insertie van de mimische spieren

Origo, verloop en insertie van de *m. orbicularis oris, m. levator labii superioris alaque nasi, m. nasalis, m. depressor anguli oris, m. zygomaticus major* en *m. zygomaticus minor*, gebaseerd op Scan (Referentiescan).



Figuur 30: Musculus orbicularis oris .



Figuur 31: Musculus depressor anguli oris



Figuur 32: Musculus nasalis



Figuur 33: Musculus levator labii superioris alaeque nasi



Figuur 34: Musculus zygomaticus major en minor