UNIVERSITY OF TWENTE.

Wetenschappelijk verslag

Effect van flexie en belasting op patellofemorale parameters

Een statische en dynamische analyse van de patellasporing met een 0,25 tesla kantelbare MR-scanner bij gezonde proefpersonen

T. Bannink
M. Fitski
R.M. Geraats
M. Wennen

Beoordelingscommissie:
Prof. dr. D.B.F. Saris
Dr. ir. F.F.J. Simonis
R. Nizak, MSc
L. Hashemi, BSc

UMC Utrecht

Technische Geneeskunde
Multi Disciplinaire Opdracht

Groep 12
20 juni 2016

Samenvatting

Doel. Het onderzoeken van het effect van flexie en belasting op patellofemorale parameters met statische en dynamische MR-scans gemaakt met een 0,25 tesla kantelbare MR-scanner.

Methode. Van zes gezonde proefpersonen werden statische en dynamische MR-scans van de knie gemaakt in flexiehoeken tussen 0° en 30°. Dit werd zowel staand (0°, 15°, 30°) als liggend (0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25°, 30°) uitgevoerd. Zes klinisch relevante patellofemorale parameters; Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove (TTTG) afstand, Patellar Tilt Angle (PTA), Bisect Offset (BO), Insall Salvati index (IS-index), Trochlear Angle (TA) en Trochlear Depth (TD), zijn door drie waarnemers bepaald met RadiAnt^{TM} 3.0.2. Met behulp van IBM SPSS Statistics 22 zijn de resultaten statistisch getoetst. De Intraclass Correlatie Coëfficiënt (ICC) is berekend om een keuze te maken voor de te analyseren parameters. Vervolgens is een gepaarde T-toets uitgevoerd om het effect van belasting vast te stellen. Een two-way ANOVA werd uitgevoerd om afhankelijk van flexie aan te tonen. Een post-hoc test (Tukey-test) is gebruikt om te bepalen tussen welke hoeken een significant verschil aanwezig is.

Resultaten. ICC: De TA en TD zijn vanwege lage ICC's (respectievelijk 0,50 en 0,11) niet meegenomen in de analyse. De ICC's voor de TTTG-afstand, BO en PTA waren hoog, respectievelijk 0,98, 0,96 en 0,94. De IS-index had een ICC van 0,67 en is meegenomen in de analyse.
Gepaarde T-toets: Voor geen enkele parameter is een significant verschil gevonden tussen de metingen uit belaste en onbelaste scans.
ANOVA: Onbelaste flexie heeft significante invloed op de TTTG-afstand en de BO. Belaste flexie is significant van invloed op de TTTG-afstand, BO, PTA en IS-index.
Tukey-test: Bij onbelaste flexie waren er significante verschillen tussen 0° en 30° (TTTG-afstand en BO) en 5° en 30° (BO). Er waren geen significante verschillen voor PTA en IS-index. Voor belaste flexie was significant verschil te zien tussen 0° en 30° (alle parameters) en 0° en 15° (BO en IS-index).

Conclusie. Flexie heeft invloed op de BO en de TTTG-afstand en laat deze twee parameters afnemen. Belasting heeft geen significante invloed op de patellofemorale parameters. Aangezien flexie de grootste invloed heeft op de TTTG-afstand en de BO, wordt aangeraden om in de kliniek ook een scan onder flexie uit te voeren bij patiënten met patellaire instabiliteit.

Keywords. laagveld MRI, flexie, belasting, dynamisch, patella, TTTG-afstand

Voorwoord

Beste lezer,

Dit verslag is geschreven in het kader van de multidisciplinaire opdracht ter afsluiting van onze bachelorstudie Technische Geneeskunde aan de Universiteit Twente. De afgelopen weken hebben wij onderzoek gedaan naar de sporing van de patella onder belasting en verschillende gewrichtshoeken.

Tien weken lang hebben wij hard gewerkt en veel plezier beleefd aan de opdracht. Het was een leerzame ervaring om zelf een onderzoek te ontwerpen en uit te voeren en daarbij zelfstandig gebruik te maken van een MR-scanner. Wij zijn trots op het eindresultaat en tevreden over het groepsproces.

Graag willen wij onze begeleiders hartelijk bedanken voor de hulp die zij geboden hebben bij het tot stand komen van dit onderzoek. Van de afdeling orthopedie van het Universitair Medisch Centrum Utrecht willen wij prof. dr. Daniël Saris, Razmara Nizak en Sander Brinkhof bedanken voor de interessante opdracht en de fijne begeleiding. Van de Universiteit Twente willen wij dr. ir. Frank Simonis bedanken voor de intensieve samenwerking en het delen van zijn expertise. Liza Hashemi willen wij bedanken voor de goede procesbegeleiding en hulp bij onze samenwerking en persoonlijke leerdoelen.

Op 30 juni 2016 om 10:15 uur wordt dit onderzoek gepresenteerd en verdedigd in Noordhorst 207 op de Universiteit Twente. We willen u van harte uitnodigen om deze presentatie bij te wonen en wensen u veel leesplezier.

Met vriendelijke groeten,

Tjitske Bannink
Matthijs Fitski
Renée Geraats
Myrte Wennen

Inhoudsopgave

1 Inleiding **9**

2 Achtergrondinformatie **10**
2.1 Anatomie, fysiologie en pathofysiologie 10
2.1.1 De knie 10
2.1.2 De patella 10
2.1.3 Beweging van de knie 11
2.2 Technologie 11
2.2.1 Werking van MRI 11
2.2.2 Esaote G-scan Brio 0,25 tesla MR-scanner 13
2.2.3 Gebruikte MR-sequenties 14
2.2.4 Verwachte afbeeldingen 15

3 Probleemstelling **16**
3.1 De uitdaging 16
3.2 Parameters 16
3.2.1 Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove afstand 16
3.2.2 Bisect Offset en Patellar Tilt Angle 17
3.2.3 Insall Salvati index 18
3.2.4 Trochlear Angle en Trochlear Depth 19
3.3 Voorafgaand onderzoek 19

4 Vraagstelling en hypothese **21**
4.1 Vraagstelling 21
4.2 Hypothese 21
4.2.1 Belasting 21
4.2.2 Flexie 22
4.2.3 Dynamische scans 22

5 Methode **23**
5.1 Onderzoekspopulatie 23
5.2 Scanprotocol 23
5.3 Uitvoering 25
5.4 Data-acquisitie 27
5.5 Data-analyse 31

6 Resultaten **32**
6.1 Dynamische scans 32
6.2 Intraclass Correlatie Coëfficiënt 32
6.3 Belasting 32

6.4 Onbelaste flexie 33
6.5 Belaste flexie 33

7 Discussie **34**
7.1 Interpretatie van de resultaten 34
7.1.1 Belasting 34
7.1.2 Onbelaste flexie 34
7.1.3 Belaste flexie 35
7.1.4 Dynamische scans 35
7.1.5 Implicaties voor de kliniek 35
7.2 Validiteit 36
7.3 Betrouwbaarheid 36
7.4 Suggesties 37
7.4.1 Apparatuur 37
7.4.2 Automatisering 38

8 Conclusie **39**

9 Referenties **41**

10 Bijlagen **45**
10.1 Literatuuroverzicht 45
10.2 Scanprotocol 46
10.3 MR-instellingen 51
10.4 Resultaten data-acquisitie 51
10.5 Resultaten statistiek 55

1. Inleiding

In de kliniek hebben orthopeden regelmatig te maken met patiënten met patellaire instabiliteit. Eén of meerdere patellaluxaties kunnen de oorzaak zijn voor deze instabiliteit. Bij 17% van de patiënten die een patellaluxatie hebben gehad ontstaat instabiliteit van de knie waardoor op den duur een tweede luxatie zal optreden. Na een tweede luxatie is de kans op herhaling 50% of meer. Een reluxatie komt vooral voor bij jongere patiënten met anatomische afwijkingen. [1, 2]

De meeste patiënten met patellaire instabiliteit zijn actieve vrouwen jonger dan 20 jaar. Een patellaluxatie treedt vaak op tijdens sport of andere fysieke activiteiten. Twee tot drie procent van alle knieblessures wordt veroorzaakt door een patellaluxatie en het is de tweede meest voorkomende oorzaak van hemartrose in de knie. [3, 4, 5] Een patellaluxatie en de daaruit resulterende patellaire instabiliteit kan op de lange termijn leiden tot pijn, reluxaties en patellofemorale artrose [3]. Het is dus van belang dat er bij een patellaluxatie een geschikte behandeling kan worden gekozen.

Op dit moment wordt het beleid mede bepaald aan de hand van magnetic resonance imaging (MRI) of computertomografie (CT). Er wordt in liggende positie een scan van de knie gemaakt waarna uit de beelden de Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove (TTTG)-afstand bepaald wordt [6, 7]. Deze afstand geeft informatie over de alignment van de tuberositas tibiae ten opzichte van de trochlea [6, 8]. Afhankelijk van de anamnese en de gebruikte beeldvormende techniek wordt een TTTG-afstand van 15-20 mm of groter pathologisch bevonden [6, 9, 10]. De TTTG-afstand is een veelgebruikte parameter, echter zijn er in de literatuur ook andere parameters beschreven welke informatie geven over de sporing van de patella [5, 8, 11].

Parameters zoals de TTTG-afstand worden momenteel enkel uit statische beelden van een onbelaste gestrekte knie bepaald. Het is onvoldoende bekend of de parameters waarop het beleid wordt gebaseerd, veranderen onder invloed van belasting en flexie van de knie. Om dit te bepalen moet de knie onder belasting en tijdens flexie in beeld worden gebracht.

Vanuit de kliniek is er vraag naar een dynamische scan van de knie, waarmee de sporing van de patella gedurende flexie van de knie gemakkelijk bekeken en beoordeeld kan worden. Zo kan bepaald worden onder welke gewrichtshoek en dus bij welke bewegingen de kans op een patellaluxatie verhoogd is. Uit eerder onderzoek is gebleken dat de kans op een patellaluxatie het hoogst is binnen de eerste 30° flexie, omdat de patella hier nog niet wordt begeleid door de trochlea. [5, 12]

Met de 0,25 tesla kantelbare MR-scanner van de Universiteit Twente kunnen zowel statische als dynamische scans, onbelast (liggend) en belast (staand) verkregen worden. In dit onderzoek wordt deze scanner gebruikt om de invloed van flexie en belasting van de knie op sporing van de patella te bestuderen. Dit wordt gedaan met behulp van parameters die de verschillende aspecten van de patellasporing definiëren.

2. Achtergrondinformatie

Om een goed onderzoek op te kunnen zetten is achtergrondinformatie over de anatomie, fysiologie, pathofysiologie en technologie met betrekking tot patellaire instabiliteit van groot belang. Ook onderzoek naar gepubliceerde literatuur is essentieel om het hiaat in de kennis op te sporen en hypotheses te kunnen formuleren.

2.1. Anatomie, fysiologie en pathofysiologie

2.1.1. De knie

De knie is een scharniervormige gewricht dat de tibia en fibula verbindt met het femur. Aan de voorzijde wordt deze verbinding bedekt door de patella. Samen met het femur vormt de patella het patellofemorale gewricht. Deze twee gewrichten maken flexie, extensie en rotatie van het onderbeen ten opzichte van het bovenbeen mogelijk. Door aanspanning van de musculus quadriceps femoris en musculus biceps femoris wordt het been respectievelijk gestrekt of gebogen. [13, 14]

Verder bevat de knie ligamenten en menisci. De ligamenten van de knie zijn de ligamentum cruciatum anterius en posterius, de ligamentum collateralis medialis en lateralis en de patellofemorale ligamenten. De collaterale ligamenten lopen lateraal en mediaal van het gewricht en de cruciate ligamenten vormen binnen het gewricht een kruis dat verschuiven van de knie voorkomt. De mediale en laterale patellofemorale ligamenten (MPFL en LPFL) fixeren de patella. De menisci bestaan uit kraakbeen en bedekken deels het oppervlak tussen de tibia en femur. Ze zorgen zo voor een drukverdeling van het lichaamsgewicht over de tibia. [13, 14]

2.1.2. De patella

De patella, ofwel de knieschijf, is een bot dat aan de distale zijde van het femur ligt en zorgt voor een versterkte hefboomwerking van de musculus quadriceps bij extensie van de knie. De trochlea, de groeve aan de distale zijde van het femur, begeleidt de patella tijdens flexie en extensie van de knie. Bij flexie buigt de patella eerst mediaal en daarna, vanaf 15° flexie, richting lateraal [7]. De patella is verbonden met de tibia via de patellapees; het ligamentum patellae. De patellapees hecht aan op de tuberositas tibiae of in sommige gevallen lateraal hiervan. [13, 14]

De patella wordt in vier facetten verdeeld, gebaseerd op de plek waar de patella contact maakt met de trochlea. Het inferior facet maakt contact met de trochlea tijdens extensie, het middelste en superieure facet achtereenvolgend gedurende flexie en het mediale verticale facet enkel bij volledige flexie. [13, 14] Wanneer de patella uit de trochlea raakt en daarmee zijn functie verliest spreekt men van patellaluxatie. Vaak is dit het gevolg van een klap tegen of een verdraaiing van de knie. Dit trauma gaat gepaard met pijn, zwelling en hemartrose. Als gevolg van één of meerdere patellaluxaties verzwakken de patellofemorale ligamenten en kan de patella vrijer bewegen. Er ontstaat dan patellaire instabiliteit. [15]

Patellaire instabiliteit kan zowel conservatief als operatief behandeld worden. Een conservatieve behandeling omvat een intensief opbouwend trainingstraject onder begeleiding van een fysiotherapeut. Wanneer dit de klachten niet voldoende laat afnemen kan er alsnog gekozen worden voor een operatieve behandeling. Onderzoek toont aan dat er bij conservatieve behandeling 40% kans is op reluxatie [16]. In de praktijk blijkt dat patiënten ook over de klachten heen kunnen groeien [1].

Er zijn veel verschillende operaties beschreven, alle met het doel de patella te stabiliseren. Drie veel toegepaste methoden zijn tuberositas-transpositie, trochleaplastiek en MPFL-reconstructie. Tuberositas-transpositie en trochleaplastiek zijn beide ingrepen aan het bot waarbij respectievelijk de tuberositas tibiae wordt verplaatst of de trochlea dieper wordt gemaakt. Hierdoor wordt de alignment van de patella verbeterd en kan deze minder makkelijk de trochlea verlaten. Bij MPFL-reconstructie wordt de patella mediaal strakker aangetrokken door de MPFL te verkorten. Hierdoor is er een kleinere kans op laterale luxatie van de patella. [17]

2.1.3. Beweging van de knie

Bij bewegingen wordt er onderscheid gemaakt tussen een open- en closed-chain beweging. Bij een closed-chain beweging is het eindpunt van het mechanisch model gefixeerd in de ruimte. In het geval van de knie is dit de voet. Bij een open-chain beweging kan het eindpunt vrij bewegen.

Gedurende de eerste 30° flexie ofwel de laatste 30° extensie van de knie treedt er endorotatie van het femur of exorotatie van de tibia op. Afhankelijk van het type beweging, open- of closed-chain, roteert respectievelijk de tibia of het femur ongeveer 10°. Dit is het zogenaamde 'screw-home' mechanisme. [18] De enkel kan compenseren voor de exorotatie van de tibia bij een open chain beweging. Bij een closed chain beweging is dit echter niet het geval en is het screw-home mechanisme sterker aanwezig. [19]

2.2. Technologie

De knie kan in beeld worden gebracht met Magnetic Resonance Imaging. Dit gedeelte van het verslag geeft uitleg over de werking van deze beeldvormende techniek. Ook de specificaties van de MR-scanner op de Universiteit Twente, de gebruikte MR-sequenties en verkregen beelden worden besproken.

MRI is geschikt om zachte weefsels af te beelden. Voor het in beeld brengen van benige structuren is CT of röntgen een meer geschikte techniek. Bij deze technieken wordt echter gebruik gemaakt van schadelijke ioniserende straling. MRI maakt geen gebruik van deze straling waardoor het verantwoord is om met MRI onderzoek te doen op proefpersonen.

2.2.1. Werking van MRI

MRI werkt op basis van waterstofatomen (protonen). Protonen hebben de eigenschap dat ze om hun as tollen, dit wordt kernspin genoemd. De werking van MRI

berust op de resonantie van deze magnetische kernspin. De elektrische lading van een ronddraaiend proton wekt een klein magnetisch veld op waardoor elk proton gezien zou kunnen worden als een miniscule magneet. Wanneer het lichaam in een een magneetveld (het B_0-veld) wordt gebracht, zullen de spins van de protonen in het lichaam meer in de richting van het veld gaan staan. Hoe sterker het magneetveld is, hoe meer protonen in lijn gaan liggen met het B_0-veld en hoe groter de netto magnetisatievector wordt.

De MR-scanner van de Universiteit Twente heeft een permanente magneet die een B_0-veld van 0,25 tesla creëert. De permanente magneet houdt het veld zo homogeen mogelijk. Eventuele veldinhomogeniteiten kunnen gecorrigeerd worden door shimming tijdens de calibratiefase van de MR-scan. Hierbij worden kleine aanpassingen aan het B_0-veld gedaan. [20, 21]

De frequentie van het ronddraaien van de protonen, de precessie, is afhankelijk van de sterkte van het magneetveld waarin het proton zich bevindt. Om de protonen te kunnen laten resoneren moeten er pulsen van exact deze frequentie worden gebruikt. De frequentie waarmee protonen ronddraaien in een magneetveld wordt de Larmorfrequentie genoemd en kan worden berekend met de volgende formule:

$$f_L = \frac{\gamma}{2\pi} B$$

Hierin is f_L de Larmorfrequentie, $\frac{\gamma}{2\pi}$ de gyromagnetische verhouding in Hz/T en B de sterkte van het magneetveld in tesla. De magnetische kernspin van protonen heeft een gyromagnetische verhouding van 42,6 MHz/T. In het geval van een 0,25 tesla MR-scanner is de Larmorfrequentie gelijk aan 10,65 MHz. [21]

Door radiofrequente magneetgolven van 10,65 MHz uit te zenden wordt de spin van de protonen tijdelijk uit balans gebracht en kantelt deze. De hoek waaronder de protonen worden gekanteld wordt de fliphoek genoemd. Direct na de radiofrequente puls zullen de protonen weer meer in de richting van het B_0-veld gaan staan. De tijd waarin dit gebeurt zegt iets de over manier waarop de protonen in het weefsel gebonden zijn. Het groeien van de signaalsterkte in de richting van het B_0-veld wordt T1-relaxatie genoemd. T1-relaxatie is het proces van het terugkeren van de netto magnetisatie van het transversale vlak richting het B_0-magneetveld. [22, 20]

Na de radiofrequente puls zullen de precessies van de individuele protonen zich weer willekeurig verdelen in de transversale richting. Dit komt doordat ze op moleculair niveau invloed op elkaar uitoefenen. Dit proces wordt T2-relaxatie genoemd en door dit effect neemt de netto magnetisatievector in het transversale vlak af [23]. De T2-relaxatie van een weefsel hangt af van verschillende factoren. Externe factoren zoals veldinhomogeniteiten kunnen ervoor zorgen dat de T2-relaxatietijd kleiner wordt waargenomen dan het daadwerkelijke moleculaire effect. Deze geobserveerde relaxatietijd wordt T2* genoemd. [22, 20]

Een essentieel onderdeel van een MR-scanner is de spoel waarmee onder andere de T1- en T2-relaxatietijden kunnen worden gemeten. Deze metingen berusten op het principe dat de ronddraaiende protonen zorgen voor een magnetische flux in de spoel. De spoel heeft naast het meten van deze flux nog een andere functionaliteit; het uitzenden van de radiofrequente pulsen. Bij klinische scanners is er vaak een grote spoel opgenomen binnen de behuizing van de scanner. Bij de scanner van de Universiteit Twente is dit niet het geval waardoor er altijd een losse spoel gebruikt wordt.

Om te bepalen waar het signaal van een proton vandaan komt, wordt er een gradiënt, frequentie- en fasecodering toegepast. Dit bepaalt de plak-, lijn- en voxelselectie. [21]

2.2.2. Esaote G-scan Brio 0,25 tesla MR-scanner

In de kliniek hebben de meeste MR-scanners veldsterkte van 1,5 of 3 tesla. Het B_0-veld van deze scanners wordt opgewekt door een elektromagneet die continue gekoeld wordt door een koelsysteem met vloeibaar helium. Dit maakt het onmogelijk om de scanner te kantelen.

De Universiteit Twente heeft in november 2015 een Esaote G-scan Brio 0,25 tesla MR-scanner aangeschaft (zie figuur 1). Deze scanner is uniek door zijn permanente magneet waarbij koelen niet nodig is. Hierdoor is het mogelijk om de scanner tot 90° te kantelen terwijl de patiënt in de scanner ligt. Er kan naast liggend dus ook staand gescand worden. Dit biedt mogelijkheden voor orthopedische onderzoeken onder belasting. Daarnaast biedt het apparaat bewegingsvrijheid voor de patiënt doordat de scanner niet als tunnel is ontworpen. Dit kan eventuele claustrofobische gevoelens verminderen. [24]

Figuur 1: De G-Scan Brio 0,25 tesla MR-scanner van Esaote op drie verschillende manieren gekanteld.[24]

Esaote biedt verschillende spoelen voor de G-scan Brio voor verschillende doeleinden. De schouderspoel (figuur 2) is het meest geschikt voor het afbeelden van een gebogen knie en zal in dit onderzoek gebruikt worden.

Figuur 2: De gebruikte spoel voor dit onderzoek. Esaote geeft aan dat deze spoel geschikt is voor schouders, heupen en grote knieën [24].

2.2.3. Gebruikte MR-sequenties

Er zijn veel verschillende instellingen mogelijk voor het maken van een MR-scan. Bij het maken van de afbeeldingen voor dit onderzoek is gebruik gemaakt van de scout-, localizer-, 3D HYCE (HYbrid Contrast-Enhanced)- en de 2D HYCE S (streaming)-sequentie.

Scout en localizer. Om de field of view van de 3D HYCE alsmede de richting van de plakken te kunnen plannen, dient een scout en localizer te worden gemaakt. De scout maakt in coronale, transversale en sagittale richting één scan uit het midden van de spoel. De localizer maakt twaalf transversale scans. Na het wisselen van houding van de patiënt of het kantelen van de scanner dient er een nieuwe scout en localizer gemaakt te worden.

3D HYCE. In de literatuur wordt de HYCE-sequentie vooral beschreven onder de namen True FISP-, Balanced FFE- of Balanced SSFP-sequentie. Het grote voordeel van deze sequentie is dat de scantijd erg kort is. Een 3D-scan van bijvoorbeeld de knie kan in anderhalve minuut worden gemaakt.

De HYCE-sequentie is een gradiëntecho steady-state vrije precessie sequentie die resulteert in een T2/T1 gewogen plaatje [25]. Gradiëntecho-sequenties zijn veelzijdig in hun gebruik, omdat defaserende en refaserende gradiënten kunnen worden toegevoegd. Verder kan naast de repetitietijd en de echotijd ook de fliphoek worden aangepast. [22]

Steady-state vrije precessie is een type gradiëntecho-sequentie waarbij netto een statisch transversaal magneetveld wordt behouden. Binnen één repetitietijd wordt steeds een positieve en een negatieve puls gegeven, waardoor de netto magnetisatie stabiel blijft. Sequenties van deze soort staan bekend om de toepasbaarheid voor dynamische beeldvorming. [22]

2D HYCE S. Deze sequentie werkt in principe hetzelfde als de 3D HYCE, maar wordt gebruikt voor het maken van repeterende scans om uiteindelijk een dynamisch beeld te kunnen reconstrueren. De 2D HYCE S-sequentie scant plakken van 5 mm dik waarmee bij het afbeelden van een enkele plak een snelheid van één scan per seconde kan worden behaald.

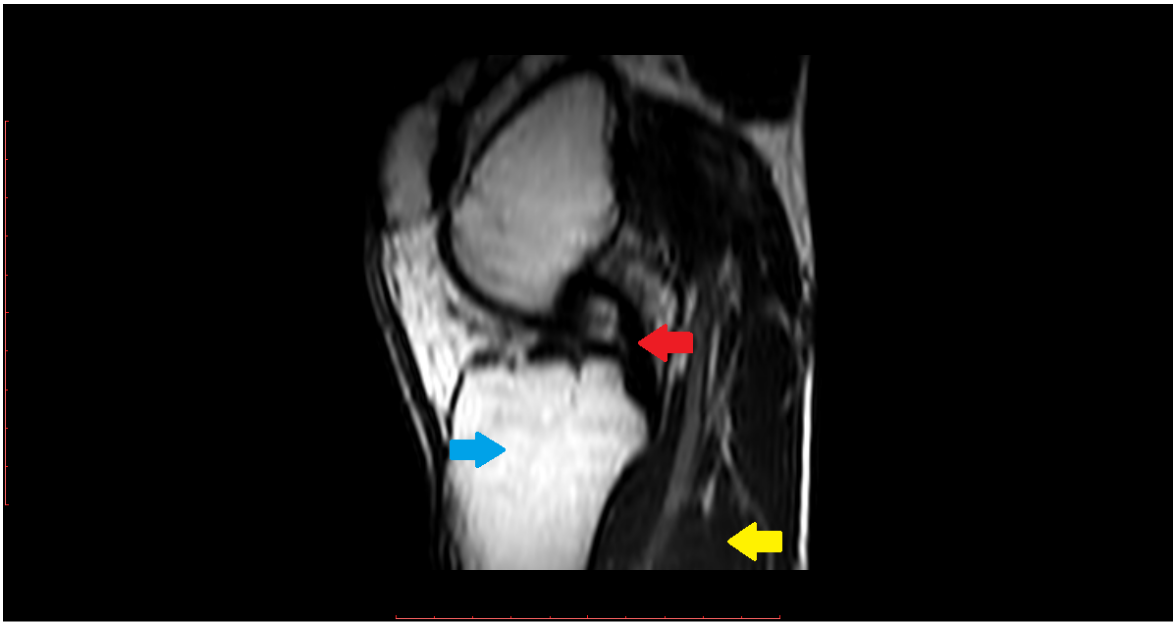
2.2.4. Verwachte afbeeldingen

Bij de HYCE-sequentie wordt de afbeelding gereconstrueerd op basis van de T1- en T2-relaxatietijd. Vooraf kan geredeneerd worden welk signaal kan worden verwacht voor de verschillende weefsels in de knie. De HYCE-sequentie maakt gebruik van een T2/T1 gewogen meting. In tabel 1 zijn de waarden voor T2, T1, T2/T1 en de te verwachten grijstint opgenomen. Deze grijstinten zijn ook te zien in figuur 3.

Tabel 1: T1- en T2-relaxatietijd en verwachte grijswaarde op een T2/T1 gewogen scan. [26]

Weefsel	**T1**	**T2**	**T2/T1**	**Grijstint**
Beenmerg	607 ms	106 ms	0,175	Licht
Spieren	409 ms	47 ms	0,115	Donker
Ligamenten	∼100 ms*	5 ms	∼0,050*	Bijna zwart

*De T1-relaxatietijd en het te verwachten signaal voor ligamenten zijn geschat op basis van de waarde in een 1,5 tesla B_0-veld en het zichtbare contrast op de gemaakte MR-scans. [20]



Figuur 3: Sagittale scan van de knie. Het beenmerg (blauw), de spieren (geel) en de kruisbanden (rood) zijn duidelijk zichtbaar.

De meeste metingen die aan MR-scans van de knie worden gedaan zijn gebaseerd op botpunten. Op een MR-scan is de overgang van beenmerg naar corticaal bot duidelijk te zien. Het onderscheid tussen corticaal bot en andere weke delen is echter moeilijk te maken. Om objectieve metingen aan de knie te kunnen doen dient dus de overgang van corticaal bot en beenmerg gebruikt te worden.

3. Probleemstelling

3.1. De uitdaging

Reguliere MR-scans van de knie worden onbelast en in extensie gemaakt, terwijl patellaluxaties zich meestal voordoen onder belasting in de eerste 30° flexie van de knie. Het is onbekend of scans onder belasting en in flexie andere inzichten in de patellasporing geven ten opzichte van reguliere liggende scans. Vanuit de kliniek is er vraag naar dynamische MR-scans van belaste flexie van de knie om de sporing van de patella in beeld te brengen. De open, kantelbare 0,25 tesla MR-scanner van de Universiteit Twente kan in korte tijd beelden maken en geeft ruimte om proefpersonen in verschillende posities te scannen. Hierdoor kan de knie dynamisch zowel belast als onbelast worden afgebeeld.

Bij patiënten met een voorgeschiedenis van patellaluxaties wordt de keuze voor een interventie mede bepaald door de MR-scan. Het is nuttig om te weten in welke posities de MR-scans meer informatie opleveren over de sporing van de patella zodat de diagnostiek hierop kan worden aangepast. Zo kan de keuze voor het beleid van de individuele patiënt mogelijk beter worden onderbouwd.

Er zijn in de literatuur veel parameters beschreven die op basis van afstanden, hoeken en verhoudingen de patellasporing kwantificeren. Er is echter nog weinig bekend over de invloed van belasting en flexie op deze parameters.

3.2. Parameters

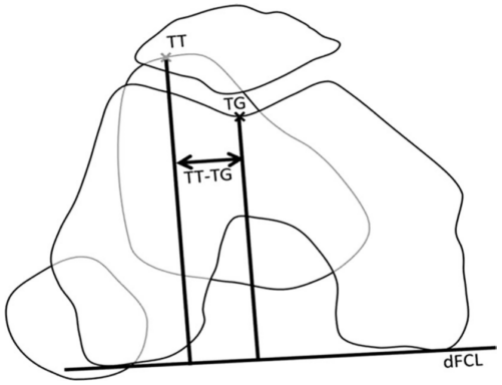
Met behulp van een zestal parameters wordt getracht verschillende aspecten van de beweging van de patella te kwantificeren. De TTTG-afstand beschrijft de alignment van de patella. De Bisect Offset (BO) en Patellar Tilt Angle (PTA) kwantificeren de kanteling en verschuiving van de patella in het transversale vlak. De hoogte van de patella wordt beschreven door de Insall Salvati (IS)-index. De vorm van de trochlea wordt beschreven door de Trochlear Angle (TA) en Trochlear Depth (TD).

Deze zes parameters zijn gekozen omdat uit literatuurstudie blijkt dat het indicatoren van patellaire instabiliteit kunnen zijn. Voor een overzicht van deze literatuurstudie wordt verwezen naar tabel 10.1 in de bijlage op pagina 45. In het hoofdstuk 'Methode' op pagina 23 wordt de meetmethode van de parameters uitgelegd en afgebeeld.

3.2.1. Tuberositas Tibiae - Trochlear Groove afstand

De TTTG-afstand is de meest beschreven en gebruikte parameter om de alignment van de patella met de tibia te kwantificeren. Een TTTG-afstand van 15 tot 20 mm of groter gemeten met MRI in onbelaste extensie wordt als pathologisch beschouwd. [6, 9, 10] De TTTG-afstand is de mediolaterale afstand tussen een lijn door het diepste punt van de trochlea en een lijn door de tuberositas tibiae zoals te zien in figuur 4. Indien deze afstand groot is wordt de patella schuin over het kniegewricht getrokken door de patellapees. Dit levert een groter risico op patellaluxatie. Er zijn enkele onderzoeken

uitgevoerd naar het effect van flexie en belasting op de TTTG-afstand. Hieruit is gebleken dat flexie de TTTG-afstand laat afnemen. [27, 28, 19] Ook het belasten van de knie resulteert volgens voorgaande studies in het kleiner worden van de TTTG-afstand. [28]



Figuur 4: Bepalen van de TTTG-afstand. De lijn dFCL wordt distaal aan de femorale condylen getrokken. Haaks hierop worden twee lijnen getrokken door de tuberositas tibiae en het diepste gedeelte van de trochlea. De mediolaterale afstand tussen deze lijnen wordt gedefinieerd als de TTTG-afstand. [29]

3.2.2. Bisect Offset en Patellar Tilt Angle

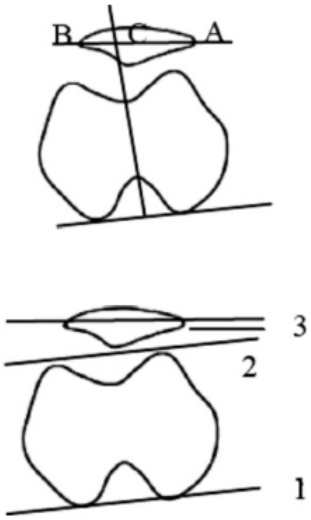
De patella verschuift tijdens flexie niet alleen door de trochlea, maar transleert hierbij ook naar mediaal en later richting lateraal. Hoe verder de patella richting lateraal verschuift, hoe groter het risico op luxatie. Deze lateralisatie (patellar tilt) kan worden uitgedrukt in de PTA en de BO zoals te zien is in figuur 5.

De PTA is de hoek tussen de patella en het femur, de BO geeft aan in welke mate de patella richting lateraal is verschoven ten opzichte van het femur. Uit meta-analyse is gebleken dat de BO onder belasting een goede correlatie heeft met patellofemorale pijn en een goede maat kan zijn voor patellaire instabiliteit [30].

Als de PTA toeneemt, staat de patella schuin ten opzichte van de condylen van het femur. Wanneer de BO is toegenomen, staat de patella meer richting lateraal. Beide geven een verhoogd risico op patellaluxatie.

Er is geen consensus over de invloed van belasting op de BO. Uit een onderzoek blijkt dat de BO toeneemt door belasting [12], maar een ander onderzoek heeft als resultaat dat de BO juist groter is in liggende positie [31]. Ook een onderzoek dat gebruik maakte van röntgenfoto's laat een grotere BO zien in liggende positie [32]. Becher et al. (2015) [12] hebben gezonde proefpersonen met patiënten met patellofemorale pijn vergeleken en laten zien dat de effecten van belasting groter zijn bij gezonde proefpersonen dan bij patiënten. Wel hebben beide onderzoeken [12, 31] als uitkomst dat flexie groter dan 5°, niet van invloed is op de BO.

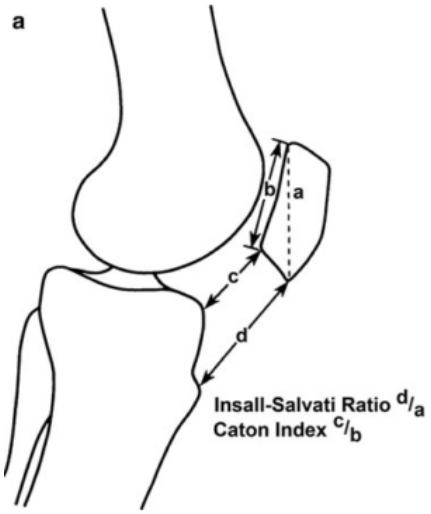
Ook voor de PTA is de invloed van belasting en flexie niet duidelijk; onderzoeken geven tegenstrijdige resultaten [12, 31, 33]. Wel is gebleken dat de PTA een goede diagnostische maat is voor patellaire instabiliteit [33].



Figuur 5: Bepalen van de BO en PTA. *Boven:* De BO is de verhouding tussen de afstand van het meest laterale punt van de patella tot de lijn loodrecht op de baseline langs de femorale epicondylen en de gehele breedte van de patella. Dit is AC/AB. *Onder:* De PTA is de hoek tussen de lijn door het midden van de patella (3) en de baseline langs de femorale condylen (1). [34]

3.2.3. Insall Salvati index

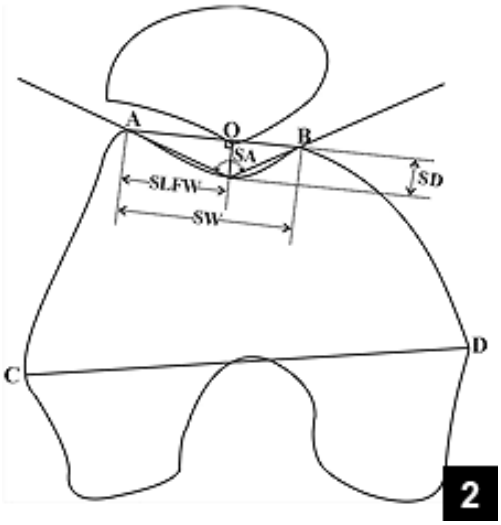
In vergelijking met andere parameters die de hoogte kwantificeren is de IS-index de beste parameter om de hoogte van de patella te beschrijven [35]. Voor de IS-index wordt de afstand van de onderkant van de patella tot de aanhechting van de patellapees op de tibia gedeeld door de lengte van de patella, zoals te zien in figuur 6. In principe zouden de flexiehoek en belasting geen invloed moeten hebben op de IS-index omdat de pees gedurende de flexie en belasting volledig op spanning is en geen lengteverandering ondergaat. [12]



Figuur 6: Bepalen van de IS-index. De IS-index wordt berekend door de afstand van de onderkant van de patella tot de tuberositas tibiae (d) te delen door de lengte van de patella (a). [36]

3.2.4. Trochlear Angle en Trochlear Depth

De TA is de hoek van de trochlea in het transversale vlak. De TD is de diepte van de trochlea. Deze parameters zijn te zien in figuur 7. De TA en TD worden gebruikt om trochleaire dysplasie te kwantificeren. De waarden staan vast zolang het bot geen vormverandering ondergaat. De TA en TD zijn echter niet over de gehele trochlea gelijk. Het is dus belangrijk om te onderzoeken of het mogelijk is om deze parameters ook uit scans onder flexie en belasting te halen.



Figuur 7: Bepalen van TA en TD. De TA is de hoek van de trochlea (SA). TD is de loodrechte afstand tussen een lijn over de anterior femorale condylen en het diepste punt van de trochlea (SD). [36]

3.3. Voorafgaand onderzoek

Sinds de ontwikkeling van kantelbare MR-scanners zijn er enkele onderzoeken gedaan naar de invloed van belasting en flexie op de patellasporing. Een overzicht van deze onderzoeken is te vinden in de bijlage op pagina 45. Er zijn de afgelopen jaren meerdere artikelen verschenen in de journal van de European Society of Sports Traumatology genaamd Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthrose (KSSTA). Enkele onderzoeken hebben al gebruik gemaakt van een kantelbare MR-scanner. Ook zijn er onderzoeken gedaan met een zelfgemaakt systeem voor het kantelen van een bed in de MR-scanner. Verder zijn CT en röntgenafbeeldingen gebruikt voor onderzoek naar de invloed van belasting en flexie op verschillende parameters van de knie.

Becher et al. (2015) [12] hebben gebruik gemaakt van een open 0,6 tesla MR-scanner van FONAR. Zij hebben gekeken naar het effect van belasting en flexie op parameters die de sporing van de patella beschrijven. Dit deden ze bij 15°, 30° en 45° flexie. Hieruit bleek dat de TTTG-afstand, BO en PTA significant worden beïnvloed door flexie en belasting van de knie.

Uit onderzoek van Izadpanah et al. (2014) [28] blijkt ook dat de TTTG-afstand beïnvloed wordt door flexie en belasting. Echter lijkt belasting alleen effect te hebben

in een gestrekte positie (0° flexie) en dus niet bij flexie. Dit is bepaald met een Esaote G-scan Brio van 0,25 tesla. Er is alleen onderzoek gedaan naar de TTTG-afstand bij 0° en 30° flexie.

Souza et al. (2010) [37] hebben onderzoek gedaan met een 0,5 tesla open verticale MR-scanner van General Electric Medical Systems. Bij 0°, 15°, 30° en 45° flexie hebben zij verschillende parameters bepaald. Deze parameters zijn echter niet vergeleken met onbelaste scans waardoor er geen uitspraak kan worden gedaan over het effect van belasting. Zij concludeerden dat de PTA groter was bij proefpersonen met patallofemorale pijn dan bij gezonde proefpersonen. Draper et al. (2011) [31] hebben met dezelfde scanner als Souza et al. [37] belaste scans in flexie gemaakt en dit vergeleken met een liggende meting in een 1,5 tesla MRI. Ook hieruit blijkt dat belasting en flexie invloed hebben op de patellasporing, vooral in de mate waarin de patella lateraal transleert.

Mariani et al. (2015) [33] hebben dezelfde MR-scanner gebruikt als op de Universiteit Twente aanwezig is (Esaote G-scan Brio van 0,25 tesla). Zij hebben met name een vergelijking gemaakt tussen belaste en onbelaste MR-scans bij patiënten met slechte sporing van de patella in vergelijking met gezonde proefpersonen. Als enige vonden zij geen veranderingen in de gemeten parameters bij belaste en onbelaste scans bij de gezonde proefpersonen. Dit verschil was wel aanwezig bij de patiëntengroep; met name voor de PTA en Lateral Patellar Tilt. Hieruit concluderen ze dat deze parameters de grootste diagnostische waarde hebben.

Er is niet alleen MRI, maar ook CT en röntgen gebruikt om de invloed van belasting en flexie te bepalen. Uit deze studies bleek met name dat de TTTG-afstand, BO en PTA afneemt onder invloed van belasting en/of flexie [32, 38, 39].

Het kwantificeren van de sporing van de patella bij verschillende mate van flexie en belasting is dus een actueel onderwerp. De resultaten van de onderzoeken zijn echter uiteenlopend.

4. Vraagstelling en hypothese

4.1. Vraagstelling

Op basis van de probleemanalyse is de volgende hoofdvraag opgesteld:

Hoe verloopt de sporing van de patella onder belasting en verschillende gewrichtshoeken en is dit in beeld te brengen met dynamische magnetic resonance imaging met een 0,25 tesla kantelbare scanner bij gezonde proefpersonen?

Om de hoofdvraag te beantwoorden zijn de volgende subvragen opgesteld:

- Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van belasting?
- Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van onbelaste flexie?
- Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van belaste flexie?
- Is het mogelijk om de zes parameters te bepalen met een dynamische MRI-scan van 0,25 tesla?
- In hoeverre komen de metingen van de parameters in dynamische en statische beelden overeen?
- Wat zijn de implicaties voor de kliniek?

4.2. Hypothese

In tabel 2 staat samengevat op welke manier wordt verwacht dat de parameters worden beïnvloed door flexie en belasting. Dit is deels gebaseerd op literatuur (zie tabel 10.1), deels op de anatomie. Voor de PTA en BO geeft literatuur geen uitsluitsel over de invloed van flexie en belasting.

4.2.1. Belasting

Onder belasting wordt de patella omhoog getrokken door de m. quadriceps en richting mediaal door de patellapees. De patella komt dus onder belasting dieper en meer mediaal in de trochlea te liggen. Hierdoor zouden de BO en PTA moeten afnemen. Uit eerder onderzoek is al gebleken dat de TTTG-afstand onder belasting afneemt. Dit kan verklaard worden door aanspannen van de spieren in het been waardoor de tibia en het femur ten opzichte van elkaar roteren. De IS-index kan niet veranderen zodra de patellapees gespannen is, want de pees kan niet uitrekken.

4.2.2. Flexie

Tijdens flexie tussen 0° en 30° wordt de patella in de trochlea getrokken. Hierbij transleert de patella naar mediaal. Vervolgens verschuift de patella door de vorm van de trochlea weer naar lateraal. Op basis van de bewegingen van de patella wordt verwacht dat de BO en PTA zullen afnemen tussen 0° en 30° flexie en vervolgens weer zullen toenemen. De IS-index zal niet veranderen, omdat de patellapees is opgespannen.

Er is een verschil tussen beweging tijdens belaste en tijdens onbelaste flexie. Bij belaste flexie is er sprake van een closed-chain beweging waarbij het femur endoroteert. Bij onbelaste flexie is er sprake van een open-chain beweging en exoroteert de tibia. In beide gevallen ligt de patella echter strak in de trochlea. Er zal dus waarschijnlijk geen verschil voor PTA en BO worden gevonden tussen onbelaste en belaste flexie.

4.2.3. Dynamische scans

De verwachting is dat de mogelijkheden om de parameters te bepalen uit de dynamische MR-scans beperkt zijn. Door de beweging van de proefpersoon verplaatst het te meten gebied zich al snel buiten de plak. De statische MR-scans onder belasting geven waarschijnlijk al veel informatie over de verandering van de parameters. Waarschijnlijk zullen de statische MR-beelden ook van betere kwaliteit zijn dan de dynamische MR-beelden. Hierdoor zullen de meetwaarden die gevonden zijn in statische en dynamische scans niet overeen komen of zelfs niet vergelijkbaar zijn.

Indien de parameters veranderen onder belasting en/of flexie kan dit betekenen dat het nuttig is om in de kliniek ook onder belasting en in flexie te scannen.

Tabel 2: Schematische weergave hypothese.

Parameter	**Belasting**	**Flexie**	**Literatuur**
TTTG-afstand	↓	↓	[27, 28, 19]
BO	↓	↓	[12, 31, 32]
PTA	↓	↓	[12, 31, 33]
TA	=	=	
TD	=	=	
IS-index	=	=	

Afname (↓), toename (↑) of gelijk blijven (=) van de parameters.

5. Methode

Om de hoofdvraag en subvragen te beantwoorden zijn er dynamische en statische MR-scans gemaakt. Er is gescand met de MR-scanner in horizontale positie (0°) en in een 81° gekantelde positie. Tevens zijn er scans gemaakt onder verschillende flexiehoeken. Hierdoor zijn er dynamische en statische beelden verkregen onder zowel belaste als onbelaste flexie.

5.1. Onderzoekspopulatie

Voor dit onderzoek is er gebruik gemaakt van zes proefpersonen (drie mannen en drie vrouwen met een gemiddelde leeftijd van 23 ± 2 jaar, gemiddelde lengte van 178 ± 9 cm en een gemiddeld gewicht van 72 ± 11 kg). Deze zes gezonde vrijwilligers hebben in het verleden geen patellaluxaties of andere knieklachten gehad. Met behulp van een vragenlijst is getoetst of de proefpersonen aan de veiligheidseisen voor de MR-scanner voldeden. Van alle proefpersonen is schriftelijk informed consent verkregen.

5.2. Scanprotocol

De eerste stap in de uitvoering van dit onderzoek was het opstellen van een efficiënt en volledig scanprotocol. Het opgestelde scanprotocol is te vinden in de bijlage op pagina 46. Dit protocol is gemaakt naar aanleiding van proefscans om de beeldkwaliteit en logistiek rondom de MR-scanner te optimaliseren. Hierbij is gezocht naar een balans tussen de fysieke uitvoerbaarheid van de scanposities, de kwaliteit van de afbeeldingen en de beschikbare scantijd.

Uiteindelijk is besloten om voor de dynamische beelden de 2D HYCE S-sequentie met de volgende instellingen te gebruiken:

- 1 afbeelding per seconde - Dit geeft een goede balans tussen het afbeelden van de realistische kniebuiging en hoge beeldkwaliteit.
- Fliphoek van 90°
- Voxels van 0,74 * 0,74 * 5 mm
- In-plane resolutie van 0,74 * 0,74 mm en through-plane resolutie (plakdikte) van 5 mm.

Voor de statische metingen onder verschillende hoeken is gekozen om gebruik te maken van de 3D HYCE-sequentie met de volgende instellingen:

- Speed-up van 150 - Door het gebruiken van deze functie neemt de tijdsduur van de scan met één derde van de tijd af. Door het meten van minder datapunten en meer gebruik maken van interpolatie werd een tijdsbesparing van 30 seconden

per scan gerealiseerd. De scantijd inclusief een speed-up van 150 is 1:03 minuten per scan, dit is een uitzonderlijk kort. De beeldkwaliteit bleef goed genoeg om metingen met een nauwkeurigheid van 1 mm te doen.

- Echotijd van 8 ms - De standaard echotijd voor de 3D HYCE-sequentie is 10 ms. Het verlagen van de echotijd naar 8 ms zorgt voor een betere beeldkwaliteit.

- Fliphoek van 90° - De standaard fliphoek van 60° gaf geen optimale resultaten. Verhogen van de fliphoek naar 90° zorgde voor een verbetering in de beeldkwaliteit die de extra scantijd waard bleek te zijn.

- Isotropische voxels met een afmeting van 0,41 * 0,41 * 0,41 mm.

Er is besloten om de scanner tot 81° te draaien. Het is ook mogelijk om de scan volledig gekanteld op 90° te zetten, maar dan heeft de proefpersoon het gevoel voorover te vallen. Tevens is het niet mogelijk om met de hakken tegen de bank te blijven staan als de scanner volledig gekanteld staat. De keuze om de rotatie van de scanner te beperken tot 81° is ook gemaakt omdat één van de proefpersonen is flauwgevallen tijdens het maken van proefscans op 90° rotatie.

Er zijn goniometers gebruikt om de gewrichtshoeken tijdens de metingen te bepalen. Deze bevatten van origine metalen klinknagels als scharnier, maar dit zorgde voor ernstige artefacten in het beeld (zie figuur 8). De klinknagels zijn vervangen door plastic schroeven waardoor de beelden niet verstoord worden.

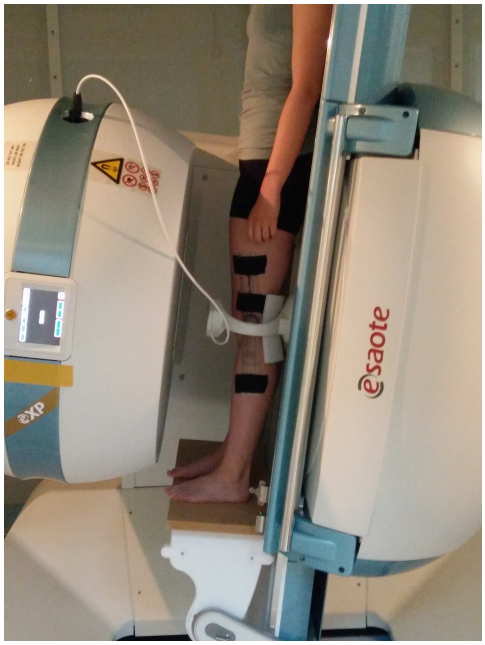
Figuur 8: Artefacten door aanwezigheid van metalen onderdeel in goniometer.

5.3. Uitvoering

Er zijn scans gemaakt van de linkerknieën van zes proefpersonen. In principe zouden dezelfde metingen uitvoerbaar zijn voor de rechterknie. Voor elke proefpersoon is het volledige protocol doorlopen. Dit duurde per proefpersoon 1 uur en 45 minuten.

De staande scan in supine positie werd uitgevoerd zoals te zien in figuur 9. Voor de staande dynamische meting diende de proefpersoon de linkervoet voor de rechtervoet te plaatsen, en vervolgens een kniebuiging te maken waarbij de linkerknie zo veel mogelijk op dezelfde plek bleef. Deze beweging is een closed-chain beweging en valt het best te omschrijven als een ondiepe lunge. In figuur 10 is te zien hoe de staande scans werden uitgevoerd.

De liggende scan in supine positie werd uitgevoerd zoals te zien in figuur 11. Voor de liggende dynamische scan diende de proefpersoon enkel het onderbeen te bewegen, waarbij het bovenbeen op dezelfde plek bleef. Deze beweging is van het type open-chain. In figuur 12 is te zien hoe de liggende scans zijn uitgevoerd.



Figuur 9: MR-scanner tot 81° geroteerd met proefpersoon in supine positie.

Figuur 10: MR-scanner tot 81° geroteerd met proefpersoon op de linkerzij gedraaid. Deze positie werd gebruikt voor de staande dynamische scan en de statische scans onder drie flexiehoeken.

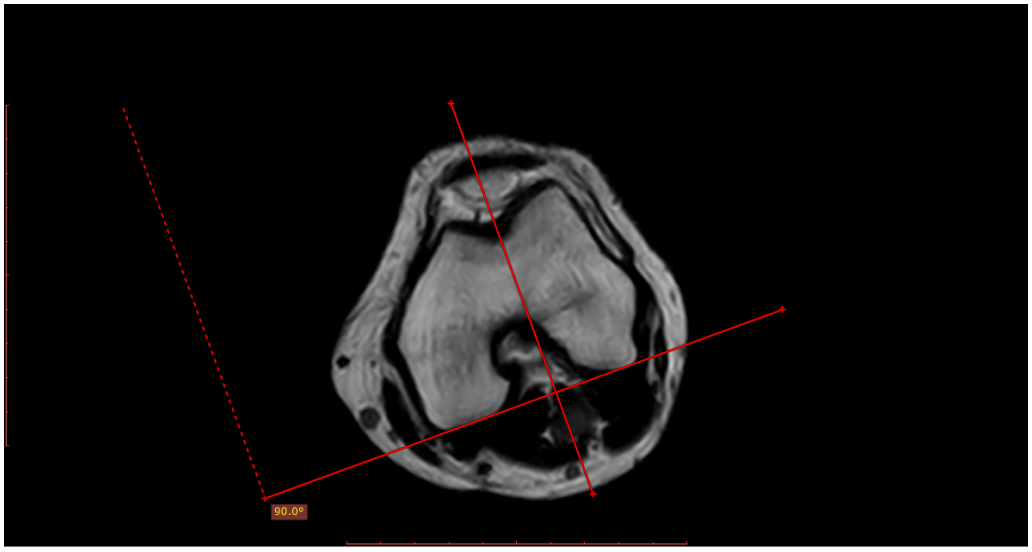
Figuur 11: MR-scanner in horizontale positie met proefpersoon in supine positie.

Figuur 12: MR-scanner in horizontale positie met proefpersoon op de rechterzij gedraaid. Deze positie werd gebruikt voor de liggende dynamische scan en de statische scans onder zeven flexiehoeken.

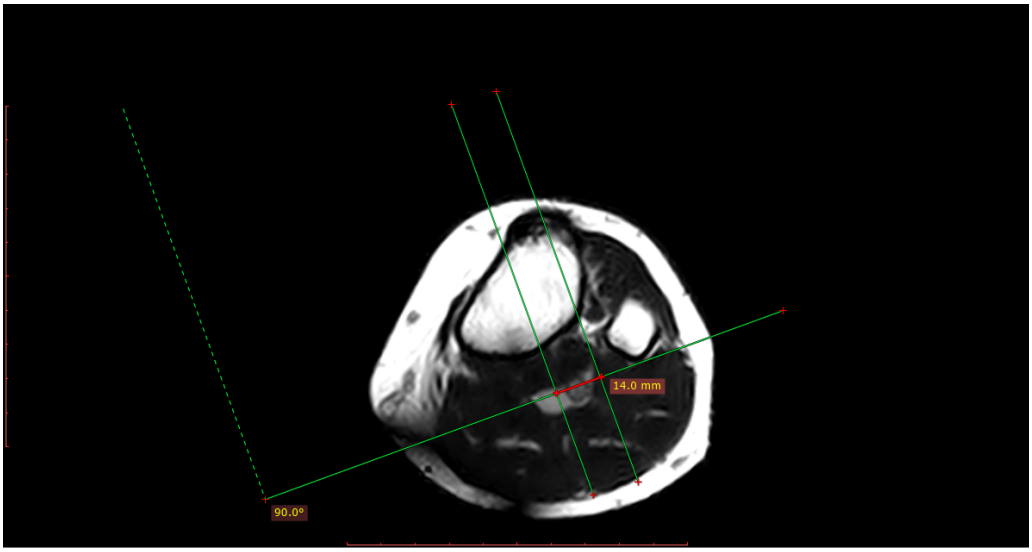
De invloed van de voetpositie en mate van gewichtsverdeling over beide benen worden in dit onderzoek niet onderzocht. Dit betekent dat deze factoren zo veel mogelijk constant moeten worden gehouden tijdens het scannen.

5.4. Data-acquisitie

De beelden zijn verwerkt in RadiAnt™ versie 3.0.2. De datapunten voor de zes verschillende parameters zijn op de volgende manieren gemeten.

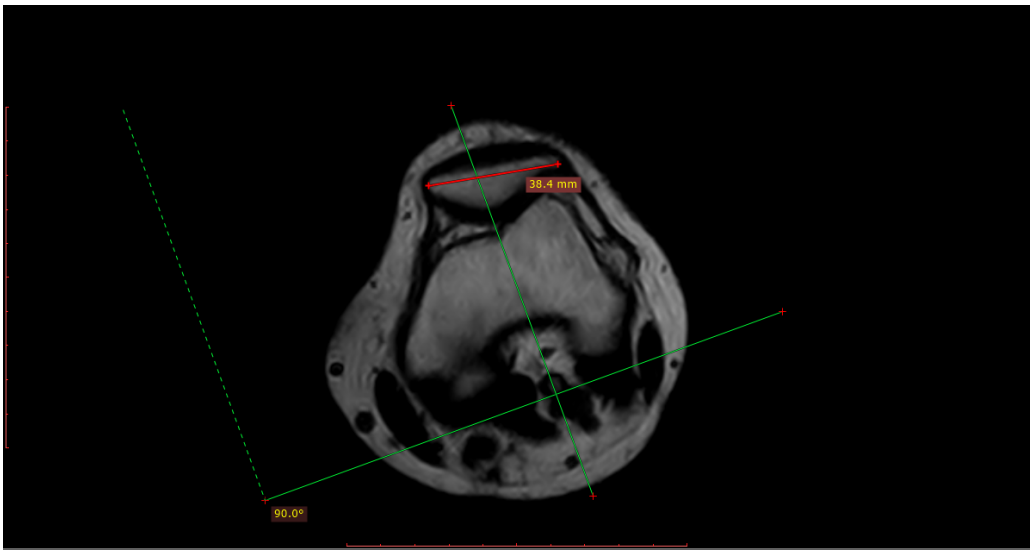


(a)

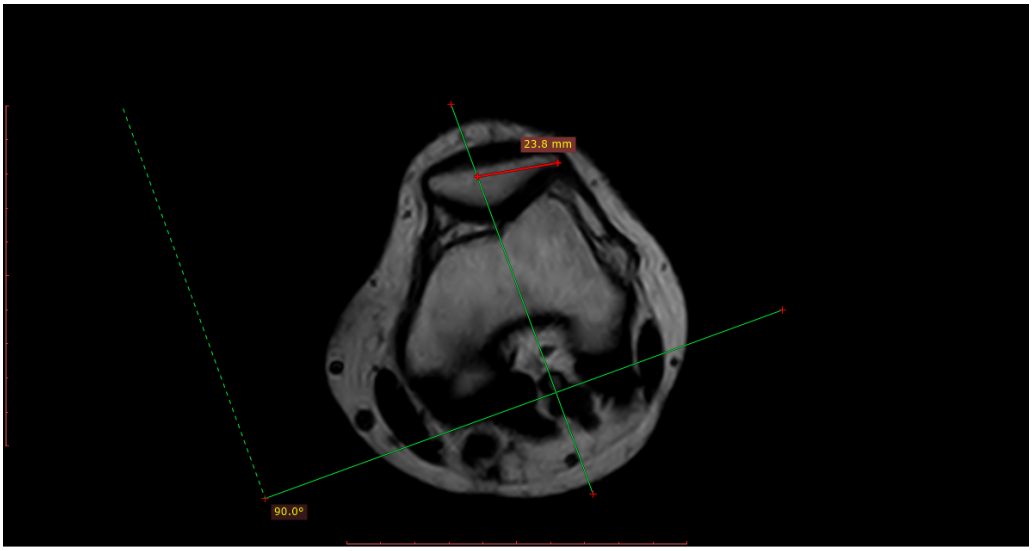


(b)

Figuur 13: Bepalen van de TTTG-afstand. (a) In de transversale plak waarin de trochlea het diepst is wordt een lijn dorsaal aan de femorale condylen getrokken. Loodrecht hierop wordt een lijn getrokken door het diepste gedeelte van de trochlea. Deze lijnen worden vastgezet in alle transversale plakken en worden respectievelijk de baseline en loodrechte baseline genoemd. (b) In de transversale plak waar de tuberositas tibiae het meest uitsteekt, wordt een lijn getrokken loodrecht op de baseline. De mediolaterale afstand tussen de lijn door de tuberositas tibiae en de loodrechte baseline wordt gedefinieerd als de TTTG-afstand.

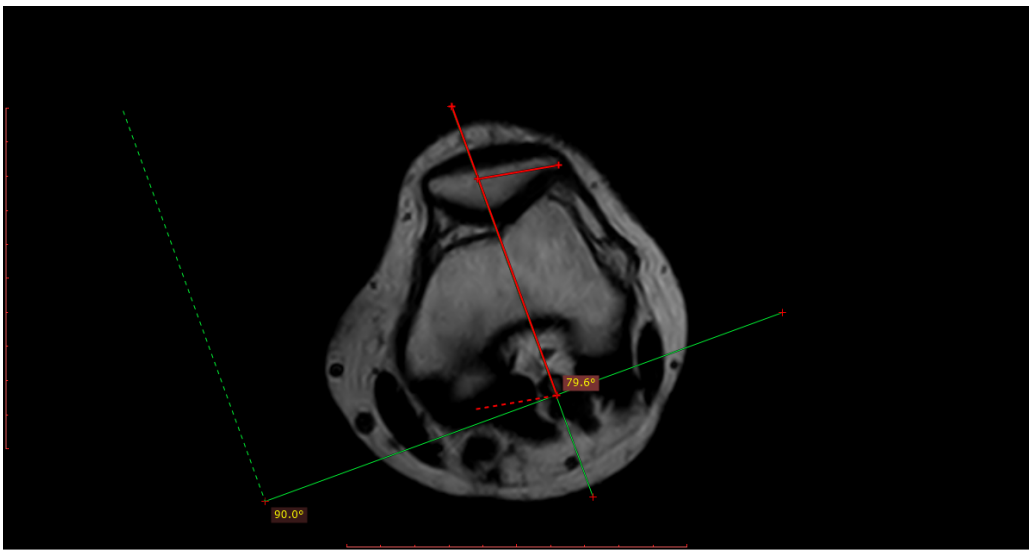


(a)

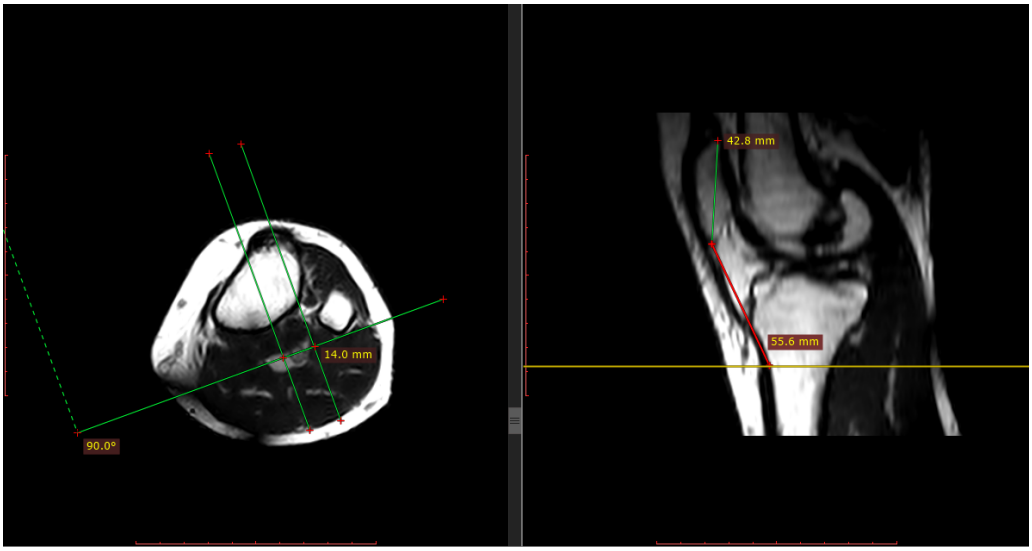


(b)

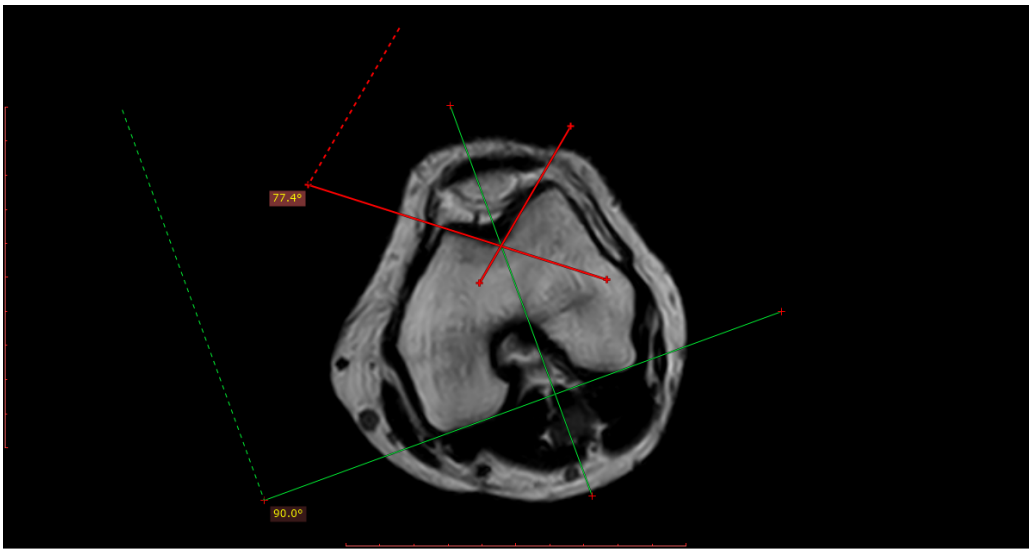
Figuur 14: Bepalen van de BO. De BO is de verhouding tussen de breedte van de patella (a) en de afstand van het meest laterale punt van de patella tot de loodrechte baseline (b). Deze wordt bepaald in de transversale plak waar de patella het breedst is. De BO wordt berekend door b/a.



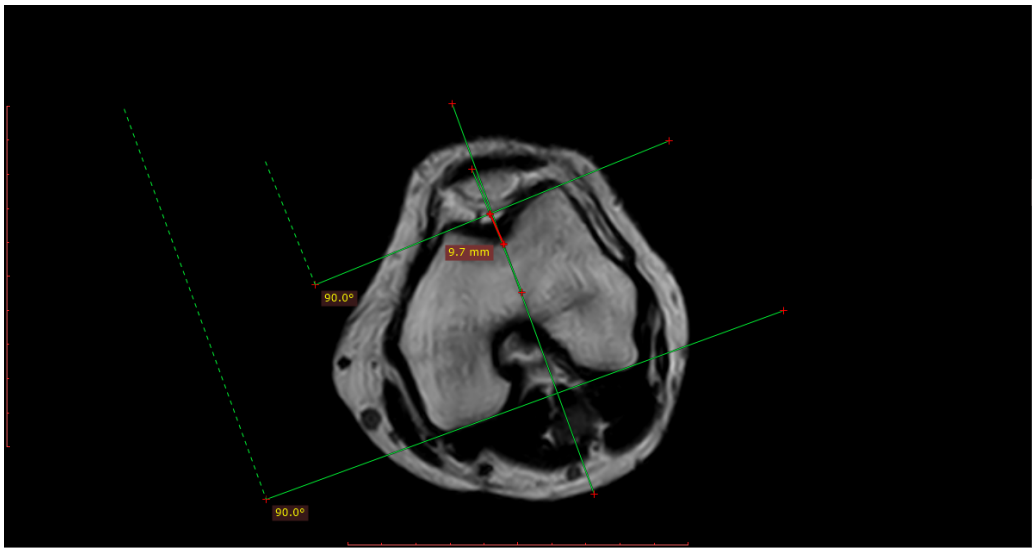
Figuur 15: Bepalen van de PTA. De PTA is de hoek tussen de lijn door het breedste punt van de patella en de baseline langs de femorale condylen. Deze wordt bepaald in de transversale plak waar de patella het breedst is. Van de weergegeven hoek dient dus nog van 90° afgetrokken te worden om tot de daadwerkelijke waarde te komen.



Figuur 16: Bepalen van de IS-index. Eerst wordt in het transversale vlak de positie van de tuberositas tibiae bepaald. Vervolgens wordt deze positie met behulp van RadiAnt omgezet in een positie in het sagittale vlak. De IS-index wordt gemeten door de afstand van het meest distale punt van de patella tot de tuberositas tibiae te delen door de lengte van de patella.



Figuur 17: Bepalen van de TA. In de plak waar de trochlea het diepst is, wordt een hoekmeting van de groeve gedaan. Er worden twee lijnen langs de twee kanten van de groeve gelegd. De stompe hoek tussen deze twee lijnen is de TA. Van de weergegeven hoek dient dus nog van 180° afgetrokken te worden om tot de daadwerkelijke waarde te komen.



Figuur 18: Bepalen van de TD. In de plak waar de trochlea het diepst is, wordt een lijn langs de anterior condylen van het femur gelegd. De afstand loodrecht op deze lijn tot in het diepste punt van de trochlea is de TD.

De resultaten van de transversale scans (TTTG-afstand, BO, PTA, TA en TD) zijn afgerond op millimeters terwijl de resolutie van de transversale scans 0,41 mm was. Dit verschil kan verklaard worden door de interpolatie. De afronding is bepaald door een aantal parameterbepalingen herhaaldelijk uit te voeren. Het verschil tussen het minimale en maximale meetresultaat waarbij de meetmethode nog steeds correct was, heeft de afronding bepaald. Het verschil tussen de metingen was 1 mm, wat betekent dat afronding op millimeters een goede balans tussen nauwkeurigheid en betrouwbaarheid is.

De scans in het sagittale vlak zijn gereconstrueerd vanuit de transversale scans. In het sagittale is ook bovenstaande bepaling uitgevoerd, dit gaf een onnauwkeurigheid van 3 mm. Daarom is er voor de parameter IS-index, die in het sagittale vlak wordt gemeten, gekozen om af te ronden op 3 mm.

5.5. Data-analyse

De scans zijn beoordeeld door vier observers die blind waren voor elkaars meetresultaten. De waarden voor de parameters zijn verwerkt in tabellen in Excel 2013. Excel geeft de resultaten weer in grafieken. Van de metingen van iedere observer zijn de gemiddelden bepaald. Deze gemiddelden zijn gebruikt voor de data-analyse. Om te bepalen hoe betrouwbaar deze gemiddelde waarden zijn, is de two-way mixed average value Intraclass Correlatie Coëfficiënt (ICC) berekend met behulp van IBM SPSS Statistics 22 ®. Er is besloten om parameters met een ICC lager dan 0,7 niet te gebruiken in de verdere analyse [40]. Er wordt gebruik gemaakt van de average value ICC, omdat de resultaten van de observers gemiddeld worden en deze gemiddelden worden gebruikt in de verdere analyse.

Er wordt uitgegaan van een normale verdeling van alle waarnemingen, omdat de waarnemingen afkomstig zijn van een steekproef (n=6) uit een normaal verdeelde populatie.

Om te bepalen of en zo ja in hoeverre er een verband bestaat tussen de flexiehoek en de verschillende parameters, is er een two-way Analysis of Variance (ANOVA) gedaan ($\alpha = 0{,}05$). De resultaten van de belaste en onbelaste supine scan zijn getoets op significant verschil met behulp van een gepaarde T-toets.

Ook is een Tukey-test uitgevoerd ($\alpha = 0{,}05$). Deze post-hoc test toetst de gepaarde verschillen van een parameter tussen de verschillende hoeken.

6. Resultaten

In dit hoofdstuk worden de belangrijkste resultaten van het onderzoek beschreven. In tabel 10 in de bijlage zijn de gemiddelde waarden met standaarddeviatie van de parameters voor de verschillende scans te zien. Verder zullen de resultaten van de T-toets, ANOVA en Tukey-test worden besproken.

6.1. Dynamische scans

Van elke proefpersoon zijn in staande positie en liggende positie dynamische scans gemaakt van drie kniebuigingen. Hiervoor diende op basis van de scout en localizer sequentie een 2D-plak geselecteerd te worden. Deze plak codeert voor een plak in de ruimte, de scansoftware heeft geen functionaliteit om een bewegend anatomisch punt te volgen.

Behalve een goede visuele analyse van het bewegende kniegewricht zijn de MR-beelden niet nuttig gebleken om metingen op te doen. Enerzijds omdat de resolutie te laag was om de parameters te kunnen bepalen, anderzijds omdat de te meten anatomische punten gedurende de flexie uit de 2D-plak verdwijnen.

6.2. Intraclass Correlatie Coëfficiënt

Bij de eerste blik op de resultaten bleek dat waarnemer twee systematisch een andere plak heeft gebruikt voor het bepalen van het diepste punt van de trochlea. Dit zorgt voor een afwijking voor de TTTG-afstand, BO, PTA, TA en TD. Door deze systematische fout is er voor gekozen om de data van waarnemer twee niet te gebruiken voor verdere analyse.

Eerst is er per parameter gekeken naar de ICC. De gemiddelde ICC's van de TTTG-afstand, BO en PTA waren hoog, respectievelijk 0,98, 0,96 en 0,94. De gemiddelde ICCs van TA en TD waren erg laag, respectievelijk 0,50 en 0,11. Deze twee laatste parameters zullen dus niet worden gebruikt voor de T-toets en ANOVA-toetsen. De IS-index heeft een gemiddelde ICC-waarde van 0,67 en is dus niet groter dan de grenswaarde van 0,7. De IS-index wordt wel meegenomen in verdere analyse van de resultaten, maar de resultaten zullen minder nauwkeurig zijn door het onderlinge verschil tussen de waarnemers.

6.3. Belasting

Om een verschil te bepalen tussen de belaste en onbelaste scans is er een gepaarde T-toets (α=0,05) uitgevoerd voor de metingen staand en liggend in supine positie. Deze twee scans werden gebruikt omdat de scans in zijligging niet te vergelijken zijn met de scans in supine positie. Dit wordt veroorzaakt door het verschil in houding van alle gewrichten van het onderlichaam. Door alleen de supine scans te vergelijken kan enkel een effect van belasting op de parameters een eventueel verschil verklaren.

Voor geen enkele parameter is een significant verschil gevonden tussen de metingen uit belaste en onbelaste scans. De resultaten van de T-toets zijn te vinden in tabel 12 in de bijlage.

6.4. Onbelaste flexie

De ANOVA (α=0,05) liet zien dat enkele parameters die zijn meegenomen in de analyse significant afhankelijk zijn van de flexiehoeken in onbelaste positie. Dit zijn de BO (p=0,03) en de IS-index (p=0,01). De TTTG-afstand en PTA zijn niet significant verschillend onder invloed van flexie p=0,097 en p=0,391).

De post-hoc test (Tukey) liet zien dat voor zowel de TTTG-afstand als de BO de waarde significant verschilde tussen 0° en 30° onbelaste flexie (respectievelijk p=0,03 en p=0,004). Uit de Tukey-toets kwam voor de IS-index geen significant verschil tussen de hoeken. In de tabellen 13 en 15 in de bijlage staan de resultaten van de ANOVA en de Tukey-toets.

6.5. Belaste flexie

Voor belaste flexie zijn alle parameters in de analyse significant afhankelijk van de flexiehoeken (p<0,05). Uit Tukey-toets bleek dat er voor de TTTG-afstand en PTA alleen een significant verschil was tussen de scans onder 0° en 30° flexie (respectievelijk p=0,012 en p=0,006). Voor de BO en de IS-index was dit verschil ook significant aanwezig tussen 0° en 15 °(p=0,013 en p=0,002). Ook deze resultaten zijn te vinden in de tabellen 14 en 16.

7. Discussie

In dit onderzoek is de invloed van belasting en flexie op zes verschillende parameters voor patellasporing bestudeerd. In dit hoofdstuk wordt toelichting en verantwoording gegeven over de observaties. Ook wordt de validiteit en betrouwbaarheid van het onderzoek besproken. Er wordt afgesloten met verbeteringen voor de gebruikte apparatuur en suggesties voor verder onderzoek.

7.1. Interpretatie van de resultaten

Uit de grafieken in de bijlage op pagina 52 tot en met pagina 54 blijkt dat de TTTG-afstand, BO en PTA afnemen onder invloed van zowel belaste als onbelaste flexie. DE IS-index neemt toe bij belaste flexie maar neemt af bij onbelaste flexie. Voor TA en TD zijn geen duidelijk patroon te zien.

7.1.1. Belasting

Geen enkele parameter liet een significant verschil zien tussen de belaste en onbelaste supine scans. Dit is niet in overeenstemming met de hypothese voor de TTTG-afstand, BO en PTA. Voor de IS-index klopt de hypothese deels, aangezien de verwachting was dat deze niet zou veranderen als de patellapees is aangespannen. Waarschijnlijk was de pees ook in onbelaste positie aangespannen, waardoor de IS-index niet verandert door belasting.

7.1.2. Onbelaste flexie

Bij onbelaste flexie was PTA als enige parameter niet significant afhankelijk van de flexiehoeken. De IS-index was dit volgens de ANOVA wel, maar uit de Tukey-test bleek dat er geen significant verschil was tussen de verschillende hoeken. De Tukey-test gaf voor de PTA juist vaak significante overeenkomst ($p>0{,}95$). De PTA verandert onder onbelaste flexie dus bijna niet. Dit komt overeen met de gemiddelden in tabel 10 op pagina 51. Voor PTA is dit niet in lijn met de verwachting, maar het is te verklaren omdat er bij een open-chain beweging geen exorotatie van het femur is. De IS-index zou gelijk moeten blijven zodra de patellapees is aangespannen, maar blijkbaar varieert deze toch over de flexiehoeken. Dit kan komen door meetfouten als gevolg van de slechte resolutie; de ICC voor IS-index was dan ook niet erg goed.

De Tukey-test laat voor de BO en de TTTG-afstand significante verschillen tussen flexiehoeken zien. De significantie voor de test neemt toe naarmate het verschil tussen de hoeken groter wordt. Er is een significant verschil tussen de hoeken 0° en 30°, maar juist een significante overeenkomst tussen 0° en 5°, 5° en 10° enzovoorts. Bij 30° flexie zijn de TTTG-afstand en de BO kleiner dan onder 0° flexie. Dit komt overeen met de hypothese.

7.1.3. Belaste flexie

Bij belaste flexie zijn alle parameters significant afhankelijk van de flexiehoeken. Uit de Tukey-test kwamen vooral significante verschillen tussen de metingen op 0° en 15° (PTA en IS-index) en 0° en 30° (alle parameters), maar niet tussen 15° en 30° flexie. Dit kan worden verklaard doordat het screw-home mechanisme het sterkst is in de laatste graden van extensie. Uit tabel 10 en grafieken 19, 20, 21 en 22 vanaf pagina 51 blijkt dat de TTTG-afstand, BO en PTA afnemen bij flexie, maar dat de IS-index toeneemt. Dit komt overeen met de hypothese, behalve voor de IS-index. De verwachting was dat de IS-index gelijk zou blijven. De waargenomen vergroting van de IS-index is niet te verklaren.

7.1.4. Dynamische scans

Helaas bleken de dynamische beelden niet bruikbaar om metingen aan te doen. Het is dus niet mogelijk om de dynamische scans te vergelijken met de statische scans. Voor onderwijs, inzicht in de kniebuiging en ondersteuning van uitleg zijn de dynamische beelden wel van meerwaarde. Het levert waarschijnlijk nieuwe inzichten op om de patella tijdens flexie in de trochlea te zien sporen. Hiervoor moeten dynamische scans in meerdere richtingen worden gemaakt, waardoor de patella kan worden gevolgd.

7.1.5. Implicaties voor de kliniek

Op dit moment wordt bij het vaststellen van het beleid gebruik gemaakt van de TTTG-afstand. Flexie heeft de grootste invloed op de TTTG-afstand en BO. Het kan nuttig zijn om het klinische beleid ook op de BO te baseren. Aan de hand van dit onderzoek wordt aangeraden om patiënten te scannen op 0° en 30° flexie. Het is mogelijk dat iemand bij 0° flexie een pathologische TTTG-afstand heeft die door flexie afneemt tot onder de pathologische waarde. Het is dan maar de vraag of interventie noodzakelijk is. Indien er onder flexie wordt gescand heeft het geen meerwaarde om de TA en TD te meten, omdat deze waarden veel tussen waarnemers en flexiehoeken variëren.

De resultaten laten zien dat het niet noodzakelijk is om bij patellaire instabiliteit in de medische praktijk een kantelbare MR-scanner te gebruiken. Omdat belasting geen significante invloed heeft op de gemeten patellofemorale parameters, levert een staande scan geen toegevoegde informatie op. Waarschijnlijk bieden de huidige klinische scanners van 1,5 en 3 tesla voldoende ruimte om de knie onder 30° flexie te scannen. Indien men hiervoor een kniespoel wil gebruiken, dient een aangepaste spoel te worden ontworpen. Het wordt aangeraden om een gestandaardiseerd scanprotocol op te stellen omdat het van belang is dat scans op 30° flexie vergelijkbaar zijn tussen verschillende patiënten. Een brace of aangepaste kniespoel die de knie in 30° flexie fixeert, verhoogt het comfort voor de patiënt en zorgt voor reproduceerbaarheid van de scans.

7.2. Validiteit

Het vergelijken van de meetwaarden van waarnemer één, drie en vier resulteerde in goede ICC's voor TTTG-afstand, BO en PTA. Voor TA en TD waren de ICC's erg laag, en voor de IS-index bevond de waarde zich op de grens. Hieruit kan geconcludeerd worden dat het moeilijk is om een gestandaardiseerde meetmethode voor TA en TD vast te stellen.

De beeldkwaliteit is afhankelijk van meerdere factoren; waaronder de beweging en positie van de knie in de spoel, de positie van het andere been ten opzichte van de spoel, de homogeniteit van het veld en de magnetische veldsterkte. Bij proefpersoon drie is de knie tijdens de flexie te veel naar beneden verschoven waardoor de tuberositas tibiae uit het beeld is verdwenen. Daarom is de keuze gemaakt om de positie van de tuberositas tibiae te schatten om zo de TTTG-afstand en IS-index te bepalen. Deze waarden zijn om die reden niet gebruikt in verdere analyse. Bij andere proefpersonen is erop gelet dat de tuberositas tibiae en de patella volledig zijn afgebeeld.

De parameters zijn afhankelijk van de manier waarop het assenstelsel de knie aansnijdt. De knie ligt vaak niet precies in lijn met het assenstelsel van de MR-scanner. Bij het opzetten van het onderzoek is er om twee redenen de keuze gemaakt om niet te corrigeren voor een eventuele scheefstand van de knie ten opzichte van het assenstelsel van de scanner. Ten eerste verdubbelt dit de scantijd, omdat er telkens gewacht moet worden op het reconstrueren van de vorige scan en er vervolgens een nieuwe scout-sequentie doorlopen moet worden. Ten tweede is er niet gecorrigeerd voor scheefstand om de vergelijkbaarheid van de verschillende proefpersonen goed te houden.

Bij nader inzien was het beter geweest om de metingen voor de IS-index in het sagittale vlak af te ronden op 1 mm in plaats van 3 mm. Hoewel de gereconstrueerde resolutie isotropische voxels van 0,41 mm opleverde, is de acquisitieresolutie in het sagittale vlak slechts 3,24 mm. Om te corrigeren voor deze schijnbare nauwkeurigheid is besloten om op veelvouden van 3 mm af te ronden. Dit was achteraf niet nodig geweest; afronden op gehele millimeters en het vermelden van een onzekerheidsmarge van 3 mm was beter geweest.

7.3. Betrouwbaarheid

Er dienen enkele kanttekeningen te worden gemaakt bij de betrouwbaarheid van de resultaten. Ten eerste is er besloten om beelden staand en liggend flexie niet met elkaar te vergelijken omdat de rotatie van het been anders was in staande positie ten opzichte van de liggende positie. Ook was de kniebuiging in liggende positie een open-chain beweging en staand een closed-chain beweging. Om die redenen is de invloed van belasting alleen bepaald door de supine liggende en staande scans te vergelijken. Er is immers niet met zekerheid te zeggen dat de verschillen tussen de scans liggend en staand in flexie alleen worden veroorzaakt door de belasting.

Er is een beperking in het aantal posities en flexiehoeken die onder belasting kunnen worden gescand vanwege het uithoudingsvermogen van de proefpersonen. Er is gekozen

om onder belasting drie flexiehoeken te scannen, en in liggende positie zeven flexiehoeken. Hierdoor zijn de resultaten in staande positie minder betrouwbaar dan in liggende positie.

Een andere beperking van deze studie is het kleine aantal proefpersonen (n=6). Dit heeft een negatieve invloed op de betrouwbaarheid en generaliseerbaarheid van de resultaten. Er is gekozen voor dit kleine aantal proefpersonen vanwege beperkte scantijd en de tijdrovende bepaling van de parameters.

De metingen aan de scans zijn gedaan door drie studenten die geen ervaring hebben met het beoordelen van MR-scans. Hierdoor is het mogelijk dat de betrouwbaarheid en de precisie van de metingen nog verbeterd kan worden als deze worden uitgevoerd door ervaren waarnemers.

Ten slotte zijn de posities en lichaamshoudingen van de verschillende proefpersonen niet hetzelfde. Er is in dit onderzoek gelet op de positie van de voet en de heupen, maar vanwege anatomische verschillen tussen proefpersonen zijn deze houdingen niet exact reproduceerbaar. De flexiehoek van de knie werd bepaald met behulp van een goniometer. Hoewel deze meetmethode in andere onderzoeken ook wordt gebruikt, is de nauwkeurigheid slecht.

7.4. Suggesties

Er zijn veel mogelijkheden om dit onderzoek te valideren, uit te breiden of te verbeteren. Enkele suggesties zijn essentieel voor de vertaling naar de klinische praktijk; andere opties bieden mogelijkheden om het onderzoek beter uitvoerbaar te maken.

7.4.1. Apparatuur

Tijdens dit onderzoek is gewerkt met de Esaote G-scan Brio 0,25 tesla MR-scanner om de MR-beelden te verkrijgen. Er is een aantal suggesties om de MR-scanner geschikter te maken voor rechtopstaande orthopaedische toepassingen. De grootste beperking bij het afbeelden van kniebuigingen met de G-scan Brio is de kleine ruimte tussen de magneten in combinatie met de gefixeerde spoel. Hierdoor kan in supine positie een maximale flexiehoek van 10° worden behaald. In zijligging kan de knie verder worden gebogen, maar passen de heupen van de meeste proefpersonen niet recht tussen de magneten. Een oplossing hiervoor is het gebruiken van de flexibele spoel. In de toekomst kan ook gekeken worden naar MR-scanners met een ruimere opzet dan de Esaote G-scan Brio.

Tevens kan het verstellen van de voetenplank van de scanner in het ideale geval met stappen kleiner dan drie centimeter. Ook dient de voetenplank breder en dieper te zijn om ervoor te zorgen dat de voeten van de proefpersoon niet om het plankje heen hoeven te krommen. Deze problemen zijn tijdens dit onderzoek opgelost met enkele houten planken. Hierdoor kon de hoogte van de patiënt in de scanner nauwkeuriger worden versteld en ontstond er meer ruimte om de voeten neer te zetten. Verder zou het meer natuurgetrouw zijn als de voetenplank op 90° gekanteld zou kunnen staan terwijl

de scanner op 81° gekanteld staat. Ten slotte kan er voor de reproduceerbaarheid van de bewegingen gedacht worden aan het ontwerpen van beugels of braces. Dit verhoogt de reproduceerbaarheid van de scan en de betrouwbaarheid van de meting van de flexiehoek. Hierbij moet gelet worden in hoeverre dit overeen komt met de natuurlijke kniebuiging van de patiënt.

Voor de Esaote software zijn er twee opmerkingen, beide met betrekking op de wachttijd. Het is efficiënter als de scans achteraf gereconstrueerd worden, zodat er geen kostbare scantijd verloren gaat. Tenslotte is het niet handig dat de volgende preview pas gemaakt kan worden als de reconstructie van de vorige scan is afgelopen.

7.4.2. Automatisering

Bij het bepalen van parameters uit MR-beelden is de plakkeuze een essentieel onderdeel. Bij dit onderzoek werden de datapunten in de scans met de hand aangeklikt. Het automatiseren van deze parameterbepalingen is wenselijk om interpretatiefouten te voorkomen en scans efficiënter te beoordelen. Met een programma zoals MATLAB® kan een script worden ontworpen om de parameters automatisch te bepalen. Er is gekozen om hier tijdens deze multidisciplinaire opdracht geen aandacht aan te schenken omdat dit niet de focus van de opdracht was.

Als de parameterbepalingen geautomatiseerd zijn, kan dit onderzoek gemakkelijk uitgevoerd worden met meer proefpersonen om de resultaten beter te kunnen valideren en generaliseren. Daarnaast is het raadzaam om het onderzoek uit te voeren met patiënten om te onderzoeken of de door ons getrokken conclusies ook voor de patiëntengroep gelden. Het is essentieel om deze onderzoeken uit te voeren voordat de conclusies van dit onderzoek worden toegepast in de praktijk.

Op het gebied van beeldvorming zijn ook veel mogelijkheden voor verder onderzoek. Het automatisch volgen van de bewegende patella zou nieuwe informatie over de sporing kunnen opleveren. Dit soort tracking tools zijn al beschikbaar voor andere orthopedische toepassingen, en zouden eventueel verbouwd kunnen worden om zo bruikbaar te zijn voor de patella.

8. Conclusie

In dit onderzoek is gekeken naar de mogelijkheid om het verloop van de patellaspo-ring in beeld te brengen met een 0,25 tesla kantelbare MR-scanner bij belasting en bij flexie van de knie. Hieronder worden de zes deelvragen en de hoofdvraag beantwoord. De parameters TA en TD zijn niet meegenomen in de conclusie omdat deze een te lage ICC hebben.

- **Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van belasting?**
  Belasting heeft geen significante invloed op de zes parameters.

- **Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van onbelaste flexie?**
  Er is volgens de Tukey-test een significant verschil tussen 0° en 30° flexie voor de TTTG-afstand en de BO. Beide parameters worden kleiner door flexie. De PTA laat juist een overeenkomst zien tussen deze hoeken en de IS-index verschilt volgens de Tukey-test niet significant over de verschillende flexiehoeken.

- **Hoe veranderen de zes parameters onder invloed van belaste flexie?**
  Alle parameters laten volgens de Tukey-test een significant verschil zien tussen 0° en 30° bij belaste flexie. De BO en IS-index zijn ook significant verschillend tussen 0° en 15°. Er kan geconcludeerd worden dat belaste flexie een significante invloed heeft op alle parameters; dit laat ook de ANOVA zien. Alle parameters nemen af onder belaste flexie.

- **Is het mogelijk om de zes parameters te bepalen met een dynamische MRI-scan van 0,25 tesla?**
  Het is niet mogelijk om de zes parameters te bepalen met een dynamische MRI-scan van 0,25 tesla. De resolutie is te laag en de te meten anatomische punten verdwijnen tijdens de meting buiten de scan.

- **In hoeverre komt de meting van de parameters in dynamische en statische beelden overeen?**
  Deze vraag kan niet worden beantwoord omdat de parameters niet kunnen worden bepaald aan de hand van de dynamische metingen.

- **Wat zijn de implicaties voor de kliniek?**
  TTTG-afstand en BO laten de grootste verschillen zien onder flexie. In de kliniek kan het nuttig zijn om deze parameters te bepalen bij een flexiehoek van 0° en 30°. Tussenliggende hoeken laten geen significant verschil zien en bieden dus geen extra informatie. Voor de andere parameters is er geen overtuigend bewijs voor de invloed van flexie en belasting.

  Het is niet noodzakelijk om in de medische praktijk kantelbare MR-scanners te gebruiken bij de diagnostiek van patellaire instabiliteit omdat belasting geen significante invloed heeft. Een scan onder 30° flexie kan gemaakt worden in een

reguliere klinische scanner. Eventueel dient hiervoor een brace of gebogen kniespoel te worden ontworpen. Om een efficiënte en nauwkeurige hoekmeting van het kniegewricht uit te voeren, dient de goniometer te worden uitgebreid en gestandaardiseerd te worden. De hoekmeting kan ook worden geïmplementeerd in de brace of nieuw te ontwerpen kniespoel.

Hoe verloopt de sporing van de patella onder belasting en verschillende gewrichtshoeken en is dit in beeld in te brengen met dynamische magnetic resonance imaging met een 0,25 tesla kantelbare scanner bij gezonde proefpersonen?

Het is mogelijk gebleken om dit onderzoek uit te voeren op gezonde proefpersonen met een kantelbare MR-scanner van 0,25 tesla. Maar door slechte reproduceerbaarheid van de scans konden belaste en onbelaste flexie niet met elkaar worden vergeleken. Over de waarden voor TA en TD kunnen vanwege slechte overeenkomst tussen waarnemers geen conclusies worden getrokken. Dynamische scans blijken niet bruikbaar voor het bepalen van patellofemorale parameters.

Belasting heeft geen significante invloed op de patellofemorale parameters. Bij onbelaste flexie nemen zowel de TTTG-afstand als de BO af. Onbelaste flexie had geen invloed op de PTA en de IS-index. Bij belaste flexie nemen alle parameters (TTTG-afstand, BO, PTA, IS-index) significant af.

Aangezien flexie de grootste invloed heeft op de TTTG-afstand en de BO, wordt aangeraden om in de kliniek ook een scan onder 30 ° flexie uit te voeren bij patiënten met patellaire instabiliteit.

9. Referenties

[1] OCON, https://www.ocon.nl/patienten/aandoeningen-en-behandelingen/patella-luxatie, 2016.

[2] D. C. Fithian, E. W. Paxton, M. L. Stone, P. Silva, D. K. Davis, D. A. Elias, L. M. White, Epidemiology and natural history of acute patellar dislocation, Am J Sports Med 32 (2004).

[3] C.-H. Tsai, C.-J. Hsu, C.-H. Hung, H.-C. Hsu, Primary traumatic patellar dislocation, Journal of Orthopaedic Surgery and Research 7 (2012) 1–6.

[4] J. J. Stefancin, R. D. Parker, First-time traumatic patellar dislocation: a systematic review, Clin Orthop Relat Res 455 (2007).

[5] C. K. Fitzpatrick, R. N. Steensen, A. Tumuluri, T. Trinh, J. Bentley, P. J. Rullkoetter, Computational analysis of factors contributing to patellar dislocation, Journal of Orthopaedic Research (2015) 444–453.

[6] M. S. Collins, A. J. Krych, C. L. Camp, M. J. Heidenreich, D. L. Dahm, J. R. Bond, A simple method of measuring tibial tubercle to trochlear groove distance on MRI: description of a novel and reliable technique, European Society of Sports Traumatology, Knee Surgery, Arthroscopy (2016) 879–884.

[7] V. Sanchis-Alfonso, Anterior Knee Pain and Patellar Instability, Springer, Valencia, 2006.

[8] H. Dejour, G. Walch, L. Nove-Josserand, C. Guier, Factors of patellar instability: An anatomic radiographic study, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2 (1994) 19–26.

[9] C. L. Camp, M. J. Stuart, A. J. Krych, B. a. Levy, J. R. Bond, M. S. Collins, D. L. Dahm, CT and MRI Measurements of Tibial Tubercle Trochlear Groove Distances Are Not Equivalent in Patients With Patellar Instability, Am J Sports Med 41 (2013) 1835–1840.

[10] S. Pandit, C. Frampton, J. Stoddart, T. Lynskey, Magnetic resonance imaging assessment of tibial tuberosity-trochlear groove distance: Normal values for males and females, International Orthopaedics 35 (2011) 1799–1803.

[11] B. B. Hinckel, R. G. Gobbi, E. N. Kihara Filho, M. K. Demange, J. R. Pécora, M. B. Rodrigues, G. L. Camanho, Why are bone and soft tissue measurements of the TT-TG distance on MRI different in patients with patellar instability?, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy (2016).

[12] T. S. C. Becher, B. Fleischer, M. Rase, T. Schumacher, M. Ettinger, S. Ostermeier, Effect of upright weight bearing and the knee flexion angle on patellofemoral indices using magnetic resonance imaging in patients with patellofemoral instability, ESSKA (2015) 1–9.

[13] A. and Dalley, Grants Atlas of Anatomy, Wolters Kluwer, thirteenth edition, 2013.

[14] Moore, Dalley, Clinically Oriented Anatomy, 2005.

[15] R. Dath, J. Chakravarthy, K. Porter, Patella dislocations, Trauma 8 (2006) 5–11.

[16] H. Mäenpää, H. Huhtala, M. U. Lehto, Recurrence after patellar dislocation. Redislocation in 37/75 patients followed for 6-24 years., Acta orthopaedica Scandinavica 68 (1997) 424–6.

[17] C. J. Calapodopulos, M. C. Nogueira, J. M. J. Eustáquio, C. J. Calapodopulos Júnior, O. A. Rodrigues, Reconstruction of the medial patellofemoral ligament using autologous graft from quadriceps tendon to treat recurrent patellar dislocation, Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition) 51 (2016) 187–193.

[18] D. A. Neumann, Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation, Elsevier Health Sciences, 2013.

[19] T. J. Dietrich, M. Betz, C. W. A. Pfirrmann, P. P. Koch, S. F. Fucentese, End-stage extension of the knee and its influence on tibial tuberosity-trochlear groove distance (TTTG) in asymptomatic volunteers, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy (2014).

[20] Questions and Answers in MRI, http://mri-q.com/, 2015.

[21] A. van Oosterom, T. Oostendorp, Medische Fysica, Reed Business, Amsterdam, 3 edition, 2008.

[22] Radiopaedia.org, http://radiopaedia.org/, 2016.

[23] L. G. Hanson, Is Quantum Mechanics Necessary for Understanding Magnetic Resonance?, Harvard Business Review 88 (2010) 329–340.

[24] Esaote, http://www.esaote.com/, 2015.

[25] U. Salati, E. Mansour, W. Torreggiani, True-FISP MRI in diagnosis of postoperative hernia recurrence: A brief report, Hernia (2014).

[26] E. J. Blink, Basis MRI principes (2004) 75.

[27] Carlo Camathias · Geert Pagenstert · Ulrich Stutz · Alexej Barg · Magdalena Müller Gerbl · Andrej M. Nowakowski, The effect of knee flexion and rotation on the tibial tuberosity trochlear groove distance, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy (2015) 1–7.

[28] K. Izadpanah, E. Weitzel, M. Vicari, J. Hennig, M. Weigel, N. P. Sudkamp, P. Niemeyer, Influence of knee flexion angle and weight bearing on the Tibial Tuberosity-Trochlear Groove (TTTG) distance for evaluation of patellofemoral alignment, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy (2014).

[29] M. Heidenreich, C. Camp, D. Dahm, M. Stuart, B. Levy, A. Krych, The contribution of the tibial tubercle of patellar instability: analysis of tibial tubercle-trochlear groove (TT-TG) and tibial tubercle-posterior cruciate ligament (TT-PCL) distances, Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy (2015) 5.

[30] B. Drew, A. Redmond, T. Smith, F. Penny, P. Conaghan, Which patellofemoral joint imaging features are associated with patellofemoral pain? Systematic review and meta-analysis, Osteoarthritis and Cartilage (2015) 1–13.

[31] C. E. Draper, T. F. Besier, M. Fredericson, J. M. Santos, G. S. Beaupre, S. L. Delp, G. E. Gold, Differences in patellofemoral kinematics between weight-bearing and non-weight-bearing conditions in patients with patellofemoral pain, Journal of Orthopaedic Research (2011).

[32] T. H. Kim, A. Sobti, S. H. Lee, J. S. Lee, K. J. Oh, The effects of weight-bearing conditions on patellofemoral indices in individuals without and with patellofemoral pain syndrome, Skeletal Radiology (2014).

[33] C. M. S Mariani, A. La Marra, F. Arrigoni, S. Necozione, A. Splendiani, E. Di Cesare, A. Barile, Dynamic measurement of patello-femoral joint alignment using weight-bearing magnetic resonance imaging (WB-MRI), European Journal Radiology 84 (2015) 2571–2578.

[34] C. Y. Song, J. J. Lin, M. H. Jan, Y. F. Lin, The role of patellar alignment and tracking in vivo: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome, 2011.

[35] D. van Duijvenbode, M. Stavenuiter, B. Burger, C. van Dijke, J. Spermon, M. Hoozemans, The reliability of four widely used patellar height ratios, International Orthopaedics (2015) 493–497.

[36] E. A. Arendt, D. Dejour, Patella instability: Building bridges across the ocean a historic review, Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 21 (2013) 279–293.

[37] R. B. Souza, C. E. Draper, M. Fredricson, C. M. Powers, Femur Rotation and Patellofemoral Joint Kinematics: A Weight-Bearming Magnetic Resonance Imaging Analysis, Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 40 (2010) 9.

[38] A. Hirschmann, F. M. Buck, S. F. Fucentese, C. W. A. Pfirrmann, Upright CT of the knee: the effect of weight-bearing on joint alignment, European Radiology (2015).

[39] M. J. Tanaka, J. J. Elias, A. A. Williams, J. A. Carrino, A. J. Cosgarea, Correlation between Changes in Tibial Tuberosity-Trochlear Groove Distance and Patellar Position during Active Knee Extension on Dynamic Kinematic Computed Tomographic Imaging, in: Arthroscopy - Journal of Arthroscopic and Related Surgery.

[40] R. v. P. S. Beurskens, Meten in de praktijk: stappenplan voor het gebruik van meetinstrumenten in de gezondheidszorg, Bohn Stafleu van Loghum, 1 edition, 2012.

10. Bijlagen

10.1. Literatuuroverzicht

Onderzoek	**Gebruikte techniek**	**Belangrijkste resultaat**
Becher et al. [12]	MRI, belast en flexie (0°, 15°, 30° en 45°)	Belasting: BO ↑ (gezond en patiënten) PTA ↑ (patiënten) IS-index ↑ (patiënten) Flexie: TTTG-afstand ↓ (gezond en patiënten) BO ↓ (gezond en patiënten) PTA ↓ (gezond en patiënten)
Izadpanah et al. [28]	MRI, belast en flexie (0° en 30°)	Belasting: TTTG-afstand ↓ (gezond) Flexie: TTTG-afstand ↓ (gezond)
Souza et al. [37]	MRI, belast en flexie (0°, 15°, 30° en 45°)	Flexie: BO ↑ (sterker bij patiënten dan bij gezond) PTA ↑ (sterker bij patiënten dan bij gezond) Alleen staand gescand
Draper et al. [31]	MRI, belast en flexie	Lateralisatie patella tussen 25° en 30° bij patiënten Lateralisatie patella tussen 0° en 5° bij gezond
Dietrich et al. [19]	MRI, flexie (0°, 15° en 30°)	Flexie: TTTG-afstand ↓
Camathias et al. [27]	CT, belast (met kadavers)	Flexie: TTTG-afstand ↓ bij endorotatie femur TTTG-afstand ↑ bij exorotatie femur Belasting: TTTG-afstand ↓ bij endorotatie femur TTTG-afstand ↑ bij exorotatie femur
Hirschmann et al. [38]	CT, belast	Belasting: TTTG-afstand ↓
Tanaka et al. [39]	CT dynamisch, flexie	Flexie: TTTG-afstand ↓ PTA ↓ BO ↓
Kim et al. [32]	Röntgen, belasting	Belasting: BO ↓ PTA ↓

10.2. Scanprotocol

Staande scan supine

1. Vastplakken van de goniometer met sporttape aan de laterale en mediale zijde van het been. Bij volledige extensie moet de goniometer 0° aangeven.

2. Oefen buiten de scanner samen met de proefpersoon de kniebuigingen. De linker knie moet op een vaste plek in de ruimte blijven. Het rechter been staat erachter, steunt op de tenen en buigt mee.

3. Schoudercoil aan de linkerkant van de bank bevestigen met meeste bewegingsruimte in craniale richting (punt van coil wijst naar boven).

4. Proefpersoon supine plaats laten nemen in de scanner met de linkerknie in de spoel.

5. Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt, voetensteun van scanner en MDF plaat stevig tegen de voeten afstellen.

6. Riemen vast om (het gevoel van) voorovervallen te voorkomen.

7. Rotatie van de scanner tot 81°, houd goed contact met de proefpersoon.

8. Knie fixeren binnen de spoel met kussentjes.

9. Instructie voor de proefpersoon: tenen wijzen zo recht mogelijk naar voren, ontspannen staan, tussen scans door beenspieren aanspannen om flauwvallen te voorkomen.

Scan	**Positie**	**Aandachtspunten**	**Tijd**
Scout & localizer	Staand, supine, 81° rotatie		1:00
3D HYCE transversaal	Staand, supine, 81° rotatie	• Zorg dat de TT binnen het gescande gebied valt • Instructie voor proefpersoon: ontspannen	2:30

Staande scan linker zijligging

1. Veiligheidriemen los laten maken door proefpersoon.
2. Proefpersoon kwartslag naar links laten draaien.
3. Knie opnieuw fixeren binnen de spoel, zo veel mogelijk met de knieholte tegen de spoel aan, kussentjes voor de patella.
4. Proefpersoon laten oefenen met kniebuigingen zonder de knie te verplaatsen binnen de spoel.
5. Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt.

Scan	**Positie**	**Aandachtspunten**	**Tijd**
Scout & localizer	Staand, zijligging links, 81°		1:00
2D HYCE S 1fps	Staand, zijligging links, 81°	• Zorg dat de TT binnen het gescande gebied valt • Kies de sagittale slice op de plek waar de patella het langst is, precies door de trochlea heen, en in coronale richting parallel aan het femur • Instructie voor proefpersoon: drie keer rustig buigen, gewicht op linker knie, rechterbeen op tenen staan en meebuigen. Positie van knie in spoel zo veel mogelijk constant houden	2:00

3D HYCE transversaal 0°	Staand, zijligging links, 81°	• Proefpersoon even laten ontspannen • Proefpersoon in volledige extensie laten staan • Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt en de TT binnen het beeld valt	2:30
3D HYCE transversaal 15°	Staand, zijligging links, 81°	• Proefpersoon even laten ontspannen • Proefpersoon positioneren in 15° flexie (bepalen met goniometer)	2:30
3D HYCE transversaal 30 °	Staand, zijligging links, 81°	• Proefpersoon even laten ontspannen • Proefpersoon positioneren in 30° flexie (bepalen met goniometer)	2:30

Liggende scan supine

1. Proefpersoon weer terug laten draaien op de rug.
2. Kanteling van de scanner terug naar 0°.
3. Proefpersoon comfortabel laten liggen op de rug, knie in extensie positioneren. Kussen onder de voet.
4. Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt.

Scan	Positie	Aandachtspunten	Tijd
Scout & localizer	Liggend, supine		1:00
3D HYCE transversaal	Liggend, supine	• Zorg dat de TT binnen het gescande gebied valt • Instructie voor proefpersoon: ontspannen	2:30

Liggende scan rechter zijligging

1. Proefpersoon op rechterzij laten draaien, kussentjes vooral aan de kant van de patella plaatsen, zo ver mogelijk met knieholte tegen coil aan.
2. Rechterbeen ligt opgetrokken voor de coil.
3. Houten plaat onder linkerbeen.
4. Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt.

Scan	Positie	Aandachtspunten	Tijd
Scout & localizer	Liggend, zijligging rechts		1:00
2D HYCE S 1fps	Liggend, zijligging rechts	• Kies de sagittale slice op de plek waar de patella het langst is, precies door de trochlea heen, en in coronale richting parallel aan het femur • Instructie voor proefpersoon: drie keer rustig buigen, positie van knie in spoel zo veel mogelijk constant houden, voet zo recht mogelijk houden	2:00

3D HYCE transversaal 0°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon in volledige extensie neerleggen • Preview maken, zorgen dat de achterkant van de patella precies in het midden van het beeld ligt en de TT binnen het beeld valt • Scan op 0°	2:30
3D HYCE transversaal 5°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 5° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 5°	2:30
3D HYCE transversaal 10°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 10° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 10°	2:30
3D HYCE transversaal 15°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 15° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 15°	2:30
3D HYCE transversaal 20°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 20° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 20°	2:30
3D HYCE transversaal 25°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 25° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 25°	2:30
3D HYCE transversaal 30°	Liggend, zijligging rechts	• Proefpersoon positioneren in 30° flexie (bepalen met goniometer) • Scan op 30°	2:30
		Scantijd gehele protocol	**38:00**

10.3. MR-instellingen

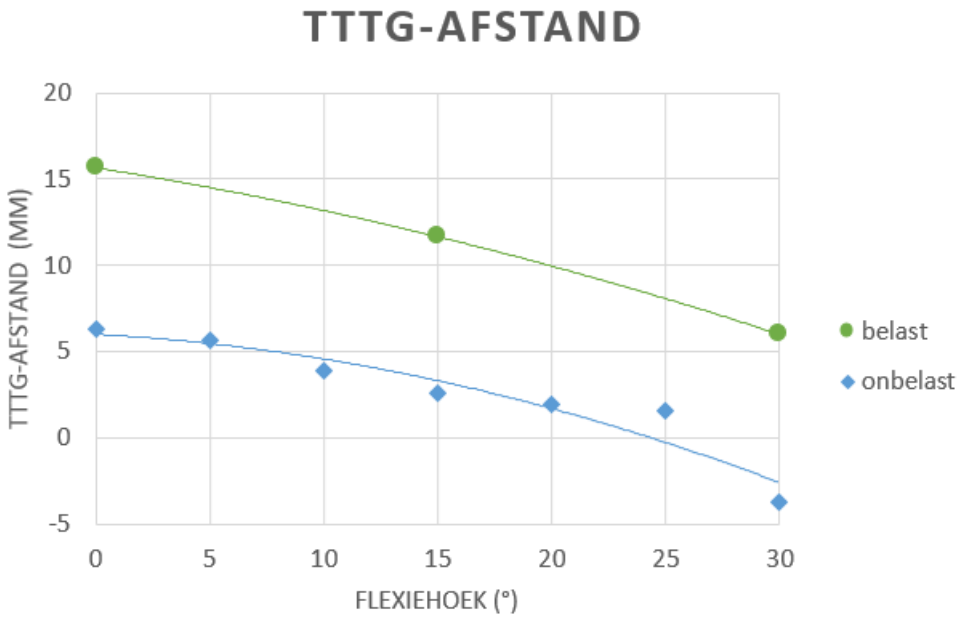
Tabel 9: MR-instellingen

MR-instelling	**3D HYCE**	**2D HYCE S**
Echotijd	4 ms	3,5 ms
Repetitietijd	8 ms	7 ms
Voxelgrootte	0,41*0,41*0,41 mm	0,74*0,74*5 mm
Plakdikte	0,41 mm	5 mm
Fliphoek	90°	90°
Scantijd	63 s	1 s

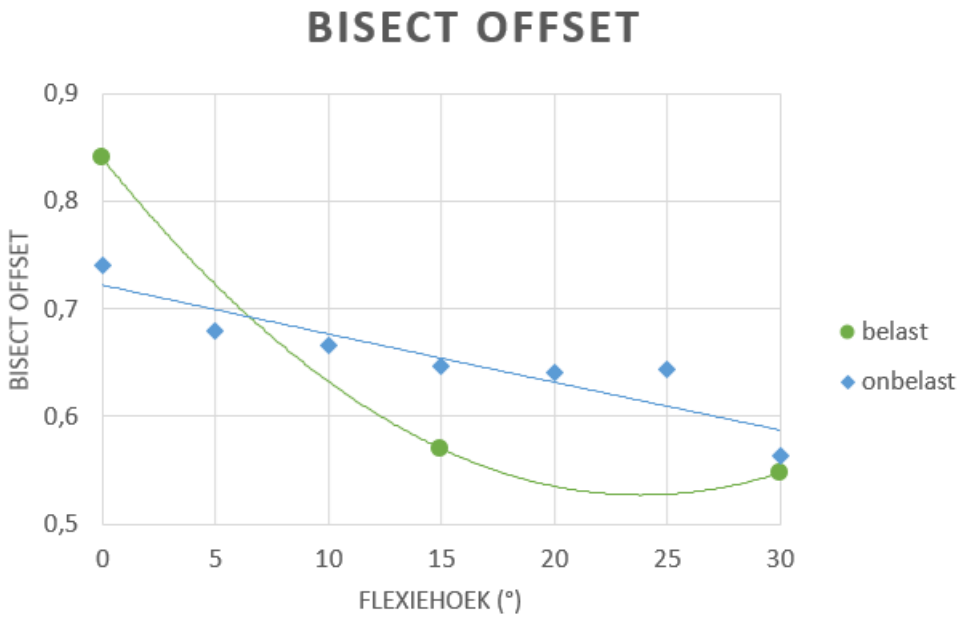
10.4. Resultaten data-acquisitie

Tabel 10: Gemiddelde waarden parameters met standaarddeviatie

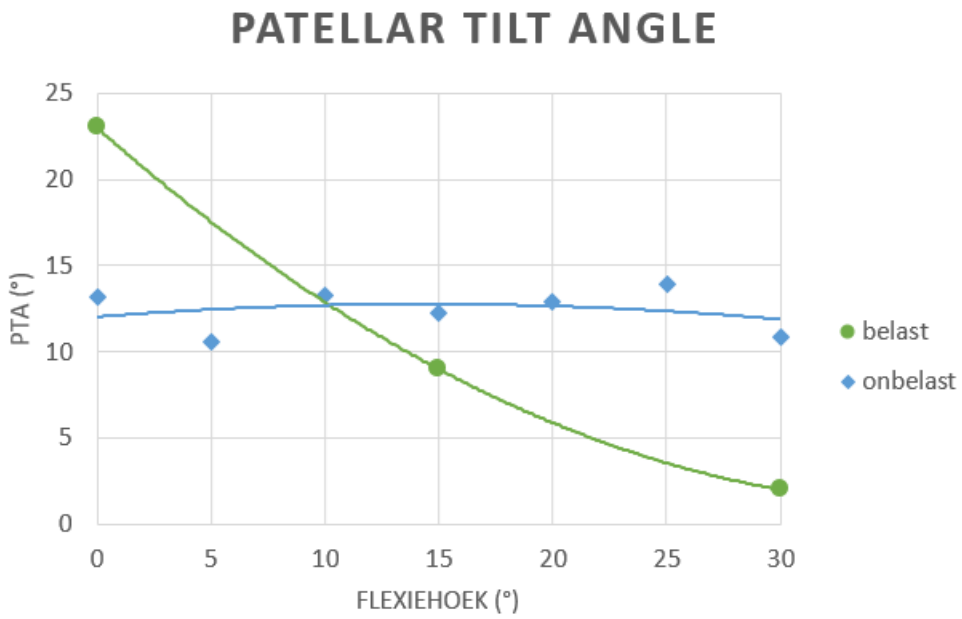
Scan chronologisch	**TTTG (mm)**	**SD**	**BO**	**SD**	**PTA (°)**	**SD**	**TA (°)**	**SD**	**TD (mm)**	**SD**	**IS-index**	**SD**
81 Supine 0° fl	16,9	8,4	0,73	0,14	15,6	7,8	127,0	10,4	6,9	1,2	1,26	0,17
81° Zijligging links 0° fl	13,8	7,2	0,79	0,16	14,7	8,5	127,9	12,3	7,0	1,4	1,16	0,12
81° Zijligging links 15° fl	8,6	4,3	0,61	0,08	9,1	4,7	126,7	6,5	7,1	1,2	1,33	0,17
81° Zijligging links 30° fl	5,2	3,7	0,56	0,05	5,0	4,0	129,3	7,7	7,3	1,0	1,32	0,15
0° Supine 0° fl	19,9	7,9	0,65	0,09	13,9	6,2	127,8	11,3	7,1	1,4	1,24	0,15
0° Zijligging rechts 0° fl	6,3	6,9	0,74	0,15	13,2	6,3	126,5	9,4	7,2	1,4	1,29	0,19
0° Zijligging rechts 5° fl	5,7	6,7	0,68	0,08	10,6	5,3	126,5	9,7	7,2	1,7	1,27	0,19
0° Zijligging rechts 10° fl	3,9	6,3	0,67	0,10	13,3	6,4	127,8	7,4	7,1	1,0	1,24	0,23
0° Zijligging rechts 15° fl	2,6	5,0	0,65	0,06	12,2	3,0	128,7	9,3	7,2	1,5	1,23	0,17
0° Zijligging rechts 20° fl	1,9	4,5	0,64	0,07	12,9	3,4	128,7	8,0	6,9	1,5	1,20	0,17
0° Zijligging rechts 25° fl	1,6	5,5	0,64	0,10	13,9	4,0	127,2	8,5	6,9	1,4	1,15	0,18
0° Zijligging rechts 30° fl	-3,8	2,5	0,56	0,05	10,8	1,0	127,4	8,7	7,5	1,5	1,24	0,16



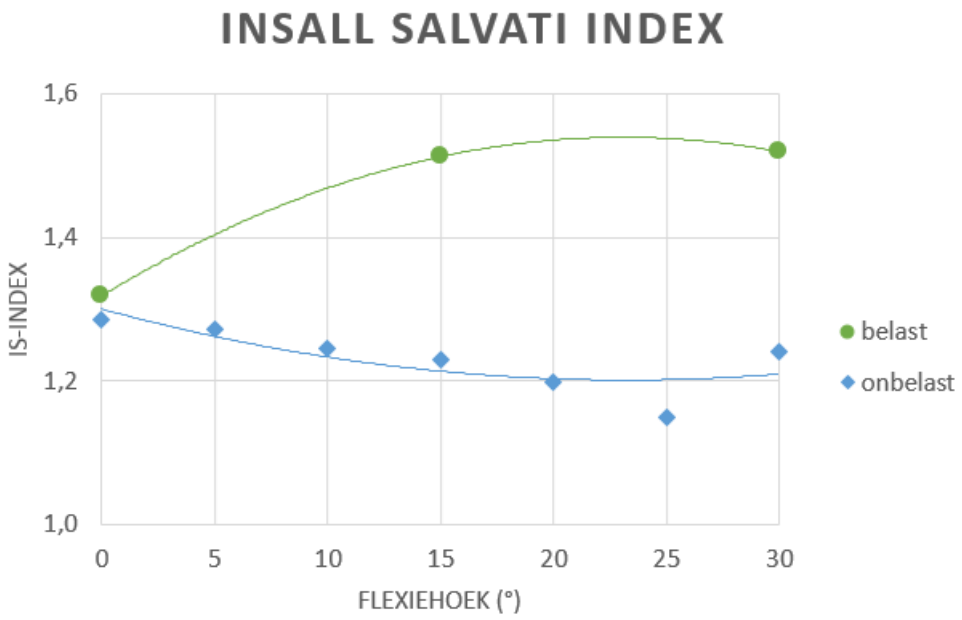
Figuur 19: Gemiddelde waarde voor de TTTG-afstand, belast en onbelast.



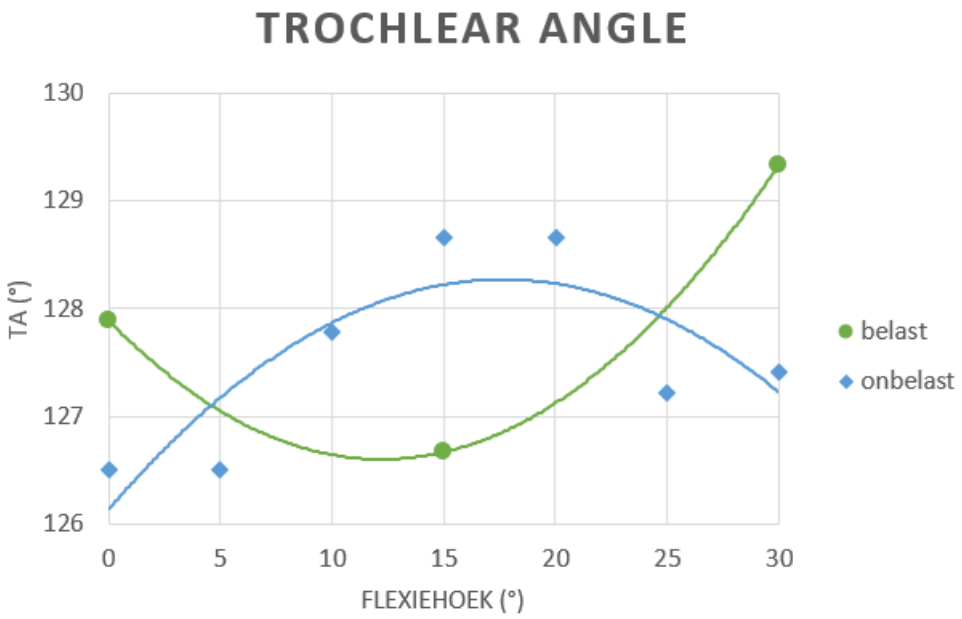
Figuur 20: Gemiddelde waarde voor de BO, belast en onbelast.



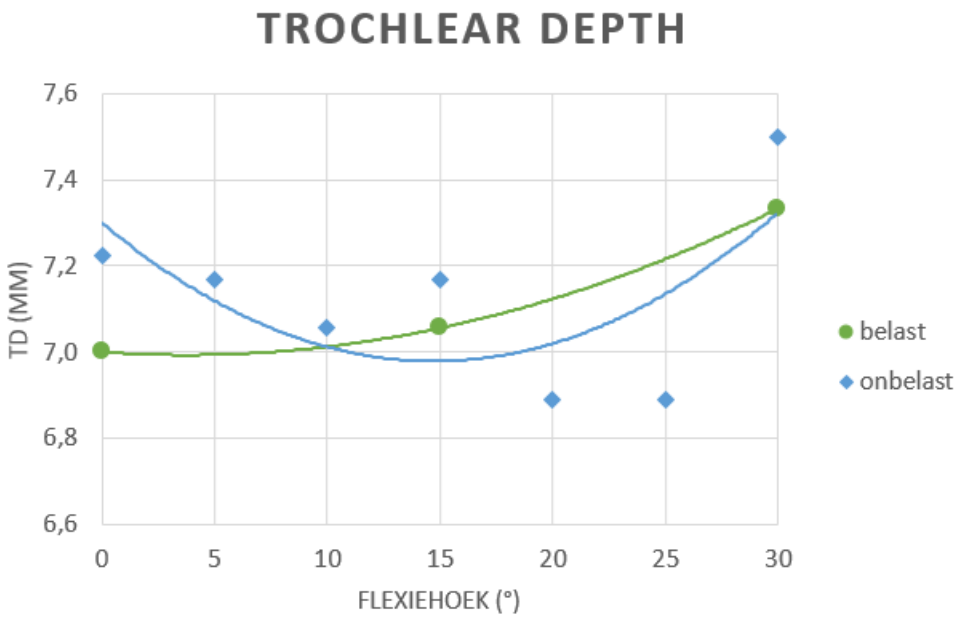
Figuur 21: Gemiddelde waarde voor de PTA, belast en onbelast.



Figuur 22: Gemiddelde waarde voor de IS, belast en onbelast.



Figuur 23: Gemiddelde waarde voor de TA, belast en onbelast.



Figuur 24: Gemiddelde waarde voor de TD, belast en onbelast.

Tabel 11: ICC-waarden voor verschillende parameters

ICC	**PP1**	**PP2**	**PP3**	**PP5**	**PP6**	**PP7**	**Gem**
TTTG	0,984	0,984	0,995	0,992	0,944	0,997	0,98
BO	0,975	0,944	0,927	0,972	0,954	0,994	0,96
PTA	0,936	0,912	0,944	0,944	0,964	0,961	0,94
TA	0,699	0,281	0,161	0,664	0,613	0,594	0,50
TD	0,415	-0,254	-0,72	0,532	0,161	0,543	0,11
IS	0,801	0,757	0,857	0,35	0,424	0,82	0,67

Tabel 12: Uitkomst gepaarde T-toets belast en onbelast

T-Toets	**P-waarde**
TTTG	0,082
BO	0,079
PTA	0,624
IS	0,641

Tabel 13: Uitkomst two-way Analysis of Variance onbelaste metingen

Two-way ANOVA onbelast	**Significantie**
TTTG	0,097
BO	0,030
PTA	0.391
IS	0,010

Tabel 14: Uitkomst two-way Analysis of Variance belaste metingen

Two-way ANOVA belast	**Significantie**
TTTG	0.015
BO	0,002
PTA	0,008
IS	0,001

Tabel 15: Uitkomst Tukey-test onbelaste metingen

Tukey onbelast		**TTTG-afstand**	**BO**	**PTA**	**IS-index**
Vergeleken hoeken(°)		**significantie**	**significantie**	**significantie**	**significantie**
0	5	0,987	0,421	0,829	0,995
	10	0,606	0,237	1,000	0,917
	15	0,433	0,130	1,000	0,705
	20	0,339	0,081	0,996	0,212
	25	0,152	0,054	0,960	0,055
	30	0,003	0,004	1,000	0,189
5	10	0,959	1,000	0,706	0,999
	15	0,873	0,992	0,608	0,963
	20	0,792	0,967	0,466	0,541
	25	0,514	0,923	0,282	0,198
	30	0,016	0,302	0,926	0,483
10	15	1,000	1,000	1,000	0,999
	20	0,999	0,998	1,000	0,829
	25	0,968	0,989	0,989	0,432
	30	0,128	0,497	1,000	0,768
15	20	1,000	1,000	1,000	0,971
	25	0,995	1,000	0,997	0,707
	30	0,213	0,688	0,998	0,943
20	25	0,999	1,000	1,000	0,993
	30	0,281	0,811	0,986	1,000
25	30	0,525	0,889	0,925	0,999

Tabel 16: Uitkomst Tukey-test belaste metingen

Tukey belast		**TTTG-afstand**	**BO**	**PTA**	**IS-index**
Vergeleken hoeken(°)		**significantie**	**significantie**	**significantie**	**significantie**
0	15	0,151	0,013	0,094	0,002
	30	0,012	0,002	0,006	0,003
15	30	0,304	0,414	0,251	0,956