

Evaluatie van de Powerglove voor het meten van de hoekstanden en bewegingen van het CMC-I gewricht tijdens het schrijven



Evaluatie van de Powerglove voor het meten van de hoekstanden en bewegingen van het CMC-I gewricht tijdens het schrijven

Y.Bakker 10054448
Bewegingstechnologie
18-6-2014
Eerste begeleider: J.M.A. Visser
Tweede begeleider: H. Faber

VU medisch centrum
Afdeling revalidatiegeneeskunde
Sectie ergotherapie
Eerste begeleider: J.C. van den Noort
Tweede begeleider: P.J.M de Groot

Universiteit Twente
Biomedische Systemen en Signalen
H. Kortier

Samenvatting

In dit onderzoek is de inzetbaarheid van de Powerglove onderzocht voor het objectiveren van de standsveranderingen en bewegingsveranderingen van het eerste carpometacarpale gewricht (CMC-I) bij 15 gezonde proefpersonen, voor latere toepassing bij CMC-I artrose patiënten. De Powerglove meet in 3D het kinematisch patroon van de hand tijdens korte handelingen.

De maximale hoekuitslagen van de duimgewrichten zijn gemeten met goniometers en de Powerglove. Daarnaast zijn de gewrichtshoeken van de duim met de Powerglove gemeten tijdens het overtrekken van grote en kleine figuren (cirkels en driehoeken) met een reguliere ballpoint en een ballpoint waarop een penverdicker is bevestigd.

De intraclass correlation coefficients (ICC) van de absolute hoekuitslagen rond de X- en Z-as en de ICC van de Range Of Motion (ROM) rond de Z-as lagen boven de 0.70. De standard error of measurements van de absolute hoekuitslagen lagen tussen de 8.04° en de 11.99° en van de ROM's tussen de 0.79° en de 1.15° . De smallest detectable differences van de absolute hoekuitslagen en de ROM's lagen tussen respectievelijk de 22.30° en de 33.23° en de 2.19° en 3.19° . Op dit moment is het niet mogelijk betrouwbaar de absolute hoekuitslagen van het CMC-I gewricht te meten met de Powerglove. De ROM's zijn wel betrouwbaar te meten.

De verschillen tussen de hoekuitslagen (absolute hoeken en ROM's) gemeten met de goniometers en de Powerglove van het CMC-I gewricht lagen in de meeste gevallen boven de 20° . De data van de Powerglove is dus moeilijk klinisch te interpreteren.

Er zijn significante verschillen ($P < 0.05$) gevonden tussen het overtrekken van de grote en kleine figuren in de absolute hoekuitslagen en in de ROM's (op één na). Verschillen in het bewegen van het CMC-I gewricht zijn niet waarneembaar tussen het overtrekken van de kleine cirkels met een reguliere ballpoint en een ballpoint waarop een penverdicker is bevestigd. Deze verschillen zijn wel waar te nemen tussen het overtrekken van grote en kleine figuren wanneer in de vergelijking gebruik wordt gemaakt van de gemiddelde waardes berekend per proefpersoon over drie trials.

Voorwoord

Voor U ligt de scriptie waarmee ik mijn studie Bewegingstechnologie officieel afrond. De afgelopen vier jaar heb ik deze studie met veel plezier doorlopen. De combinatie van kennis over techniek en het menselijk lichaam heeft mij vanaf het begin aangesproken. Het geeft mij grote voldoening om mensen te kunnen helpen en met de kennis die ik bij Bewegingstechnologie heb opgedaan is dit zeker mogelijk. Al snel ontdekte ik dat de analyse fase van het ontwerp proces mij het meeste aansprak. Voor mijn afstudeerfase zocht ik dan ook een uitdagend project waarbij ik kon analyseren en/of onderzoeken. Daarnaast hoopte ik met het afronden van mijn scriptie een bijdragen te leveren aan de behandeling van mensen met een handicap.

Onze handen zijn ontzettend belangrijk in ons dagelijks leven. De duim speelt een essentiële rol in het functioneren van de hand. Vingers worden in sommige situaties zelfs opgeofferd om een duim te kunnen reconstrueren. Toch is er nog maar weinig kennis over de hand en meer specifiek de duim beschikbaar. Misschien komt dit doordat het meten van de hand een complexe taak is. Mogelijk kan hier verandering in komen met de komst van nieuwe meetinstrumenten zoals de Powerglove. De Powerglove is in staat de stand van de hand tijdens diverse handelingen te meten. Met dit Powerglove project bij het VUmc heb ik hopelijk mijn steentje kunnen bijdragen aan het vergroten van de kennis over de kinematica van de hand en daarmee aan de behandeling van CMC-I artrose patiënten.

Graag wil ik Judith Visser bedankt voor het geven van feedback en het sparren over de 3D dynamica van de hand. Josien van den Noort wil ik bedanken voor de inhoudelijke begeleiding van het project en haar positieve instelling. Henk Kortier bedankt voor de technische ondersteuning. Ik wil Peter de Groot bedanken voor de praktijk begeleiding. Als laatste wil ik Herre Faber bedanken voor zijn feedback op mijn werk.

Ik wens U veel leesplezier.

Yusi Bakker

Amsterdam

18-6-2014

Inhoudsopgave

Samenvatting	3
Voorwoord	4
1 Inleiding.....	6
2 Theoretisch kader	9
2.1 De duim.....	9
2.2 Het schrijven	10
2.3 Het knippen	11
2.4 De Powerglove.....	12
3 Methode.....	13
3.1 Proefpersonen	13
3.2 Materialen	14
3.3 Meetopstelling.....	14
3.4 Protocol	15
3.4.1 Segment kalibratie.....	15
3.4.2 Onderdeel 1	15
3.4.3 Onderdeel2.....	18
3.4.4 Magneetkalibratie	20
3.5 Data bewerking.....	20
3.5.1 Betrouwbaarheid.....	20
3.5.2 Klinische relevantie	20
3.5.3 Verschillen tussen de condities	21
3.6 Statistische analyses	21
3.6.1 Betrouwbaarheid.....	21
3.6.2 Verschillen tussen de condities	22
4 Resultaten	23
4.1 Betrouwbaarheid	23
4.2 Klinische relevantie.....	24
4.3 Verschillen tussen de condities	25
5 Discussie	28
5.1 Betrouwbaarheid	28
5.2 Klinische relevantie.....	28
5.3 Verschillen tussen de condities	29
5.4 Beperkingen van het onderzoek.....	30
5.5 Aanbevelingen	31
Conclusie	31
Bronnenlijst	33
Bijlagen.....	35
Bijlage 1	35
Bijlage 2	36
Bijlage3	38
Bijlage4	40
Bijlage 5	43
Bijlage 6	44
Bijlage 7	45
Bijlage 8	46
Bijlage9	47
Bijlage 10	50

1 Inleiding

Circa 10% van de vrouwen van middelbare leeftijd heeft artrose van het carpometacarpale gewricht van de duim (CMC-I artrose), zie figuur 2. Symptomen van artrose zijn gewrichtspijn, stijfheid, instabiliteit en krachtsverlies. Bij gevorderde CMC-I artrose kan de stand van de duim veranderen. Hierbij ziet men een dorsale subluxatie in het CMC-I gewricht en ter compensatie een hyperextensie in het eerste os metacarpophalangale gewricht (MCP-I) (Parker, 2013). Aangezien de duim verantwoordelijk is voor naar schatting 40% van de totale handfunctie (Magee, 2014) kan CMC-I artrose leiden tot grote functieverminderingen van de hand waardoor tijdens dagelijkse handelingen belemmeringen kunnen worden ondervonden. Voorbeelden van handelingen waarbij vaak problemen worden ervaren zijn schrijven, het omdraaien van een sleutel en knippen (Barron, et al., 2000). Ondanks de grote rol die de handfunctie speelt in ons dagelijks functioneren, is er relatief weinig data beschikbaar over de kinematica van de hand.

Over arthrosis deformans (artrose) is bekend dat het een aandoening is waarbij de kwaliteit en kwantiteit van het gewrichtskraakbeen afneemt. Verder kan er woekering van botweefsel aan de randen van het gewrichtsoppervlak (osteofyten) en een verandering van het synoviale membraan optreden (Colditz & Koekebakker, 2010). Opvallend is dat artrose het meeste voorkomt bij vrouwen tussen de 50 en 70 jaar (Barron, et al., 2000). Men spreekt vaak van slijtage, maar over de oorzaak van artrose is men het in de literatuur niet eens. Slijtage en veroudering komen echter niet direct in aanmerking als oorzakelijke factoren van artrose (Morree, 2009).

Er zijn verschillende behandelmogelijkheden om de klachten van CMC-I artrose te verminderen, maar tot op heden is genezing onmogelijk. Bij het opstellen van een behandelplan wordt eerst gekeken naar non operatieve oplossingen. Voorbeelden hiervan zijn het gebruik van hulpmiddelen (aangepast bestek, verdikte pennen, sleutelhulp etc.) of het dragen van een spalk. Een spalk immobiliseert het gewricht. Verder zijn het toedienen van ontstekingsremmers of een intra-articulaire injectie gebruikte methodes (Parker, 2013). Mochten deze opties niet toereikend zijn, kan worden gekozen voor een operatie. Er is een variëteit aan operatiemogelijkheden. Afhankelijk van de voorkeur van de chirurg, maar voornamelijk de staat van het gewricht, zal een passende operatie worden gekozen (Parker, 2013). Hierbij zijn de verschillende operaties gebaseerd op één van de volgende behandelmethodes: het repareren van ligamenten, het verwijderen van het os trapezium (mogelijk vervangen door een opgerolde pees, prothese of een ophangplastiek aan het os metacarpale II) of het vastzetten van het os trapezium aan het os metacarpale-I (artrodese). De behaalde verbeteringen als gevolg van een hulpmiddel, spalk of operatie zouden gerealiseerd kunnen worden door:

- Pijnvermindering
- Afname van benodigde kracht
- Afname van beweeglijkheid
- Verandering van de gewrichtsstand

Handtherapeuten zijn geïnteresseerd in de bijdrage van de standsverandering en veranderingen in de bewegingen van het gewricht bij de behandeling van CMC-I artrose. Er is behoefte om de veranderingen in de stand van de hand (met name de duim) en de verandering van het bewegen van het gewricht ten gevolge van CMC-I artrose te objectiveren. Daarnaast is men geïnteresseerd in de standsverandering en bewegingsveranderingen van de duim na een behandeling (hulpmiddel, spalk of een operatie). Inzicht in deze veranderingen zou een bijdrage kunnen leveren in het objectiveren van het keuzeprocess voor de beste behandeling van de patiënt.

Een instrument dat mogelijk kan bijdragen aan het vergroten van de kennis over de kinematica van de hand is de Powerglove, zie figuur 1. De Powerglove meet in 3D het kinematisch patroon (hoekstanden van de verschillende segmenten en posities in de ruimte) van de hand tijdens korte handelingen. De Powerglove kan op de hand worden geplakt of in een handschoen worden verwerkt en is recent ontwikkeld aan de Universiteit Twente (Kortier, et al., 2014). Dit onderzoek richt zich op de klinische toepasbaarheid van de Powerglove ten behoeve van het meten van de hoekstanden en bewegingen van de duimgewrichten tijdens het schrijven en knippen.

Momenteel wordt de Powerglove reeds ingezet in onderzoeken naar Parkinson en ouderdom. Hierbij wordt echter vooral gekeken naar de vingers en niet naar de duim. Om te onderzoeken of de Powerglove kan worden ingezet bij het objectiveren van standsveranderingen en bewegingsveranderingen van de duim ten gevolge van CMC-I artrose, zal in dit experimentele onderzoek gekeken worden naar het schrijven (met en zonder penverdikker) en knippen van gezonde proefpersonen. De gewrichtshoeken van de duim zullen hierbij worden gemeten. Als blijkt dat de Powerglove een geschikt meetinstrument is kan in vervolgonderzoek begonnen worden met het meten van CMC-I artrose patiënten.

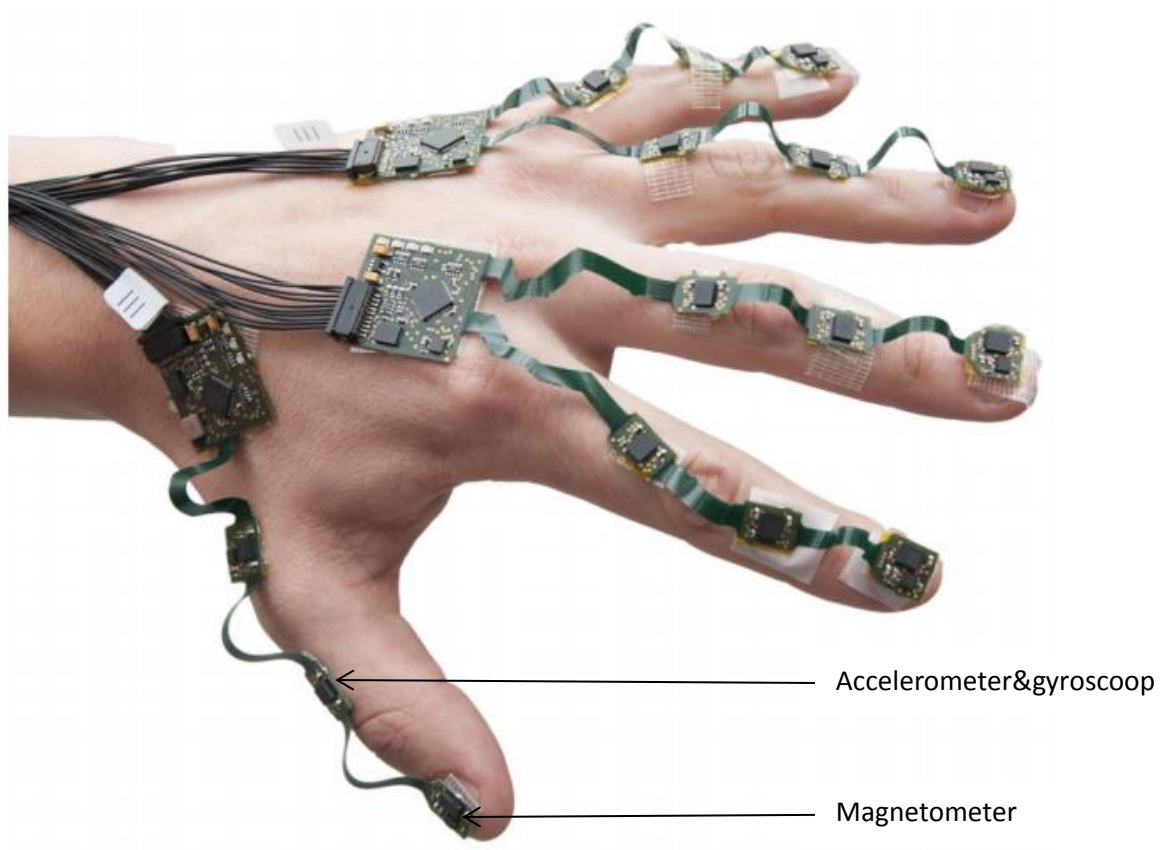
De algemene probleemstelling van dit onderzoek luidt als volgt:

Kan de Powerglove worden ingezet bij het objectiveren van de standsveranderingen en bewegingsveranderingen van het CMC-I gewricht bij gezonde proefpersonen?

Dit wordt in dit onderzoek opgedeeld in de volgende onderzoeksvragen:

- Is de Powerglove in staat om de gewrichtshoeken van het CMC-I gewricht te meten?
 - Kan de Powerglove de gewrichtshoeken van het CMC-I gewricht betrouwbaar meten?
 - Zijn de uitkomsten van de Powerglove over de gewrichtshoeken van het CMC-I gewricht klinisch relevant¹?
- Zijn relatief kleine veranderingen in de uitgevoerde taken terug te zien in de data van de Powerglove met betrekking tot de gewrichtshoeken en het bewegen van het CMC-I gewricht?
 - Zijn de verschillen in het bewegen van het CMC-I gewricht waarneembaar tussen het overtrekken van a) een grote en een kleine cirkel en daarnaast b) het overtrekken van een grote en een kleine driehoek?
 - Zijn er verschillen waarneembaar tussen het overtrekken van de kleine cirkels met een reguliere ballpoint en met een ballpoint waarop een penverdikker is bevestigd?

¹ Zijn de uitkomsten interpreteerbaar. Kan men in de dagelijkse praktijk iets met de uitkomsten.

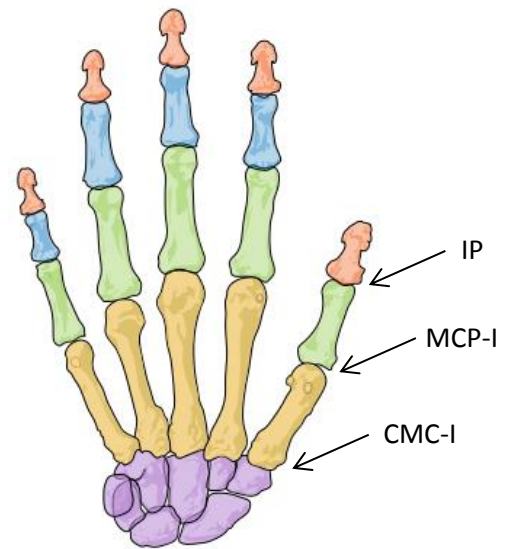


Figuur 1: Powerglove bevestigd op de hand. Met de pijlen worden de verschillende sensoren aangegeven.

2 Theoretisch kader

2.1 De duim

De duim maakt een breed scala aan bewegingen van de hand mogelijk welke uniek zijn voor de mens. De duim bevat drie verschillende gewrichten namelijk het carpometacarpale I, metacarpophalangale I en het interphalangale gewricht, zie figuur 2. Het trapeziometacarpale ofwel het carpometacarpale I (CMC-I) gewricht is verantwoordelijk voor de grootste beweeglijkheid (Ladd, et al., 2013). In dit gewricht articuleert het os metacarpale I met de os trapezium. Het CMC-I gewricht is een zadelgewricht waarin flexie/extensie en abductie/adductie mogelijk is. Flexie en extensie vinden plaats rond een as die loopt door het concave gewrichtsvlak van het os metacarpale I en het convexe trapeziumgewrichtsvlak (Kapandji, 1983). Beweging van het os metacarpale I richting dorsaal heet extensie en richting palmar heet flexie. Rond de as die door het concave trapeziumgewrichtsvlak en het convexe gewrichtsvlak van het os metacarpale I loopt, vinden abductie en adductie plaats. Abductie is de beweging van het os metacarpale I naar proximaal en adductie de beweging naar distaal.



Figuur 2: Weergave van de hand met de duim waarbij het carpometacarpale I (CMC-I), metacarpophalangale I (MCP-I) en interphalangale (IP) gewricht zijn aangegeven.

Het metacarpophalangale I (MCP-I) gewricht is een condyloid gewricht (ovaal vormig gewricht). Theoretisch zou dit type gewricht een grote bewegingsvrijheid in drie richtingen kunnen bieden. Echter, de bewegingsmogelijkheden worden door de collaterale ligamenten beperkt. Flexie en extensie zijn mogelijk en vinden plaats rond een as die door de kop van het os metacarpale I van de laterale zijde naar de mediale zijde loopt. Over de mogelijkheid tot het maken van een abductie/adductie beweging is men het niet eens. Zo zegt Kapandji (1983) dat deze beweging alleen passief plaats kan vinden en slechts in beperkte mate, terwijl Cooney & Chao (1977) aangeeft dat het actief uitvoeren van deze beweging wel degelijk beperkt mogelijk is. In dit onderzoek wordt ervan uitgegaan dat het actief abduceren en adduceren niet mogelijk is.

Ondanks het feit dat zowel het CMC-I als het MCP-I gewricht zijn voorzien van ligamenten is er enige speling in de gewrichten waardoor het mogelijk is om passief te proneren en supineren.

Het interphalangale (IP) gewricht is een scharniergewricht waardoor slechts flexie en extensie mogelijk is.

Oppositie is een gecombineerde beweging waarbij de duim in contact komt met de top van één van de vingers waarbij alle duimgewrichten zijn betrokken. In de meeste gevallen wordt de duim naar de wijsvinger bewogen. Volgens onderzoek van Li & Tang (2006) zijn de volgende bewegingen betrokken bij het maken van een oppositie/repositie beweging:

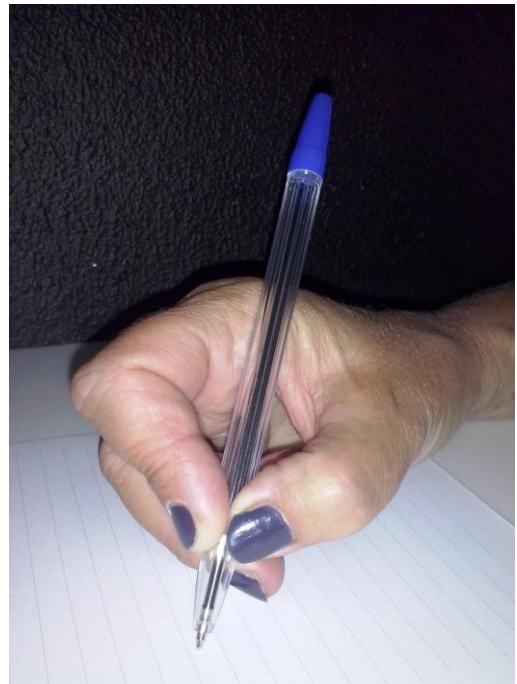
- CMC-I flexie/extensie, abductie/adductie en pronatie/supinatie
- MCP-I flexie/extensie, abductie/adductie en pronatie/supinatie
- IP flexie/extensie

Hierbij bevinden de duimgewrichten zich tijdens de oppositie voornamelijk in een flexie stand.

2.2 Het schrijven

Tijdens het schrijven bevindt de hand zich in een submaximale oppositie stand (Kapandji, 1983). Hierbij worden de verschillende duimgewrichten dus betrokken. Er bestaat een grote variatie aan pengrepen waarbij de dynamische driepuntsgreep het meest wordt gebruikt (Bergmann, 1990). Hierbij ligt de pen op de radiale zijde van de middelvinger, ligt de wijsvinger boven op de pen en duwt de duimtop de pen tegen de vingers aan, zie figuur 3.

CMC-I artrose patiënten ervaren tijdens het schrijven soms gewrichtspijn. Regelmatig wordt het gebruik van een gripper (een penverdikker) in deze gevallen voorgeschreven, zie figuur 4. Aan de hand van de praktijkervaringen kan gezegd worden dat dit de pijn tijdens het schrijven aanzienlijk vermindert. Ook in de literatuur is men het er over eens dat de gripper voor deze en andere patiënten helpt.



Figuur 3: De dynamische driepuntsgreep.

“Grippers stimuleren de rijpe driepuntsgreep” (Corstens-Mignot, et al., 2006).

“Door een pen te verdikken kan het schrijven makkelijker worden” (Coene, 2000).

“Een verdikt handvat om de pen van schuimplastic of een stukje gummislang maakt de belasting op de MCP- en de PIP-gewrichten kleiner” (Brattström, 1983).



Figuur 4: Gebruik van de driehoekige gripper.

Echter, het blijft onduidelijk hoe deze verbetering precies tot stand komt. Mogelijk zou het vergroten van de momentsarm tussen het momentencentrum van de pen en het punt van krachtoverbrenging door de duim zorgen voor een verminderde benodigde kracht, zie figuur 5. Een afname van de benodigde kracht zorgt voor een afname van de contactkracht in het CMC-I gewricht. Deze afname in het gewricht is 6.44 tot 13.42 maal groter (afhankelijk van de richting van de uitgevoerde kracht) (Cooney & Chao, 1977) dan de afgenomen benodigde kracht uitgeoefend door de duim. Verlichting zou ook kunnen ontstaan doordat de vingers bij het gebruik van een gripper wijder uit elkaar komen te staan. Hiermee zou mogelijk het benodigde contactareaal voor het schrijven door het gebruik van de gripper kunnen veranderen. Met als gevolg dat een gedeelte van het gewrichtsoppervlak wordt gebruikt dat minder is aangedaan. Dit zijn echter slechts speculaties.

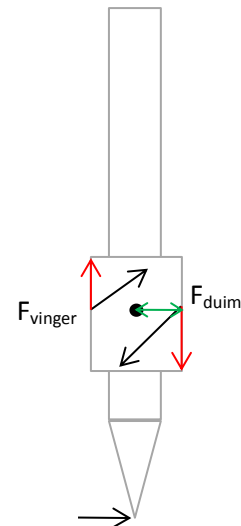
In het onderzoek van Ferriell, et al. (1999) is bij 18 gezonde proefpersonen gekeken naar het effect van het gebruik van de gripper op de spieractiviteit van enkele oppervlakkige onderarm spieren en enkele intrinsieke handspieren. Een significant verschil in spieractiviteit werd niet gevonden. Wel was een trend waarneembaar in een afname van de spieractiviteit bij het gebruik van de driehoekige gripper. Dit is nog niet verder onderzocht.

2.3 Het knippen

Bij het knippen wordt een oppositie beweging uitgevoerd. Waarbij een cyclische beweging wordt gemaakt (Mitchell, et al., 2012). Observatie leert dat de totale bewegingsuitslag benodigd voor het uitvoeren van een kniptaak groter is dan voor het schrijven.

2.4 De Powerglove

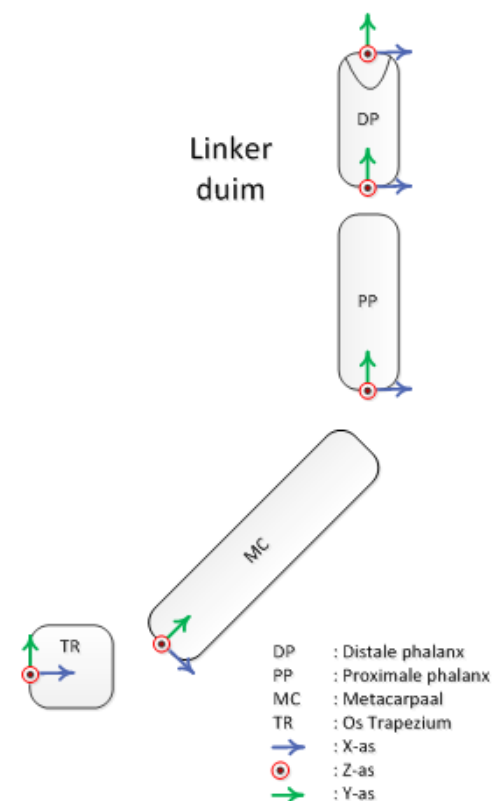
De Powerglove bevat meerdere IMMS's (Inertial and Magnetic Measurement Systems) waarmee in 3D het kinematisch patroon van de hand tijdens korte handelingen kan worden gemeten. De Powerglove bevat gyroscopen, accelerometers en magnetometers. Op de dorsale zijde van de hand en op de dorsale zijde van elk segment van de vingers en duim wordt een system-in-package (ST LSM330DLC), bestaand uit een digitale drie-assige gyroscoop en een digitale drie-assige accelerometer, bevestigd. De drie-assige magnetometers (Honeywell HMC5983) worden uitsluitend op de distale phalangen en de hand bevestigd. Door het aardmagnetische veld (magnetometers) en de zwaartekracht (accelerometers) te meten, wordt de oriëntatie van de hand in de ruimte bepaald. Met behulp van kalman filters worden de gemeten hoeksnelheden (gyroscopen) gecombineerd met accelerometer - en magnetometer signalen en vervolgens geïntegreerd naar hoekstanden. Voor elke vinger, duim en hand is een apart kalman filter ontworpen. Er wordt gekeken naar de beweging van het ene segment ten opzichte van het andere segment. De gyroscoop is de primaire informatiebron voor het bepalen van de kinematica van de hand. De accelerometers en magnetometers zorgen voor extra informatie om een offset van de gyroscoop te kunnen corrigeren. De kalman filters doen een voorspelling over de volgende stand van de segmenten en corrigeren wanneer nodig (Kortier, et al., 2014).



Figuur 5: Schematische weergave van een pen met een gripper. Het momentencentrum is gekozen in de stip. De krachten zijn ontbonden waarbij alleen de verticale componenten zijn weergegeven. De kracht die de duim moet uitoefenen op de pen kan verminderen wanneer de momentsarm tussen het momentencentrum van de pen en het punt van krachtoverbrenging wordt vergroot.

De verschillende segmenten die ten opzichte van elkaar bewegen hebben ieder hun eigen lokale assenstelsel, zie figuur 6. Voordat de metingen kunnen plaatsvinden moeten de functionele assen van de verschillende gewrichten worden vastgesteld aan de hand van een segmentkalibratie waarbij de oriëntatie van het segment ten opzichte van de sensor wordt bepaald. Hierbij wordt de proefpersoon gevraagd achtereenvolgens verschillende handelingen uit te voeren. De x-as is de functionele flexie/extensie as van het gewricht. De z-as staat hier loodrecht op en loopt van palmar naar dorsaal en de y-as staat hier weer loodrecht op. Hierbij geldt dat extensie (x-as), adductie (z-as) en pronatie (y-as) gedefinieerd zijn als de positieve hoekuitslagen. Uit voorgaand onderzoek is naar voren gekomen dat deze segmentkalibratie van grote invloed is op de nauwkeurigheid van het systeem (Kortier, et al., 2014).

Er zijn in het verleden verschillende systemen ontwikkeld die metingen aan de hand verrichten. Enkele voorbeelden hiervan zijn de DataGlove (Wise, et al., 1990), de Humanglove (Dipietro, et al., 2003) en de CyberGlove (Kessler, et al., 1995). De Powerglove onderscheidt zich van de andere systemen door de combinatie van sensoren (inertieel i.p.v. rekstrookjes) die 3D bewegingen meten en het feit dat de sensoren worden bevestigd op de segmenten van de vingers in plaats van op de gewrichten.

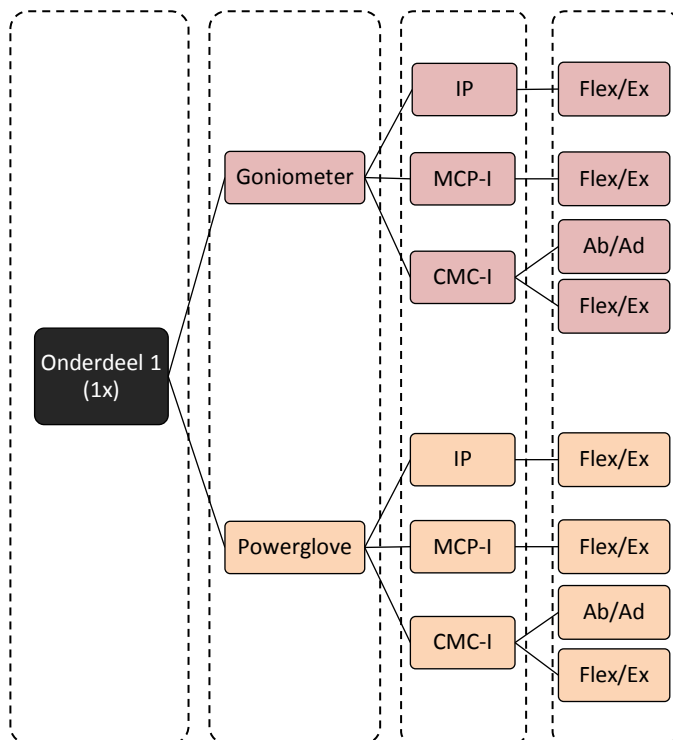


Figuur 6: Schematische weergave van de duim met de lokalen assenstelsels op de segmenten

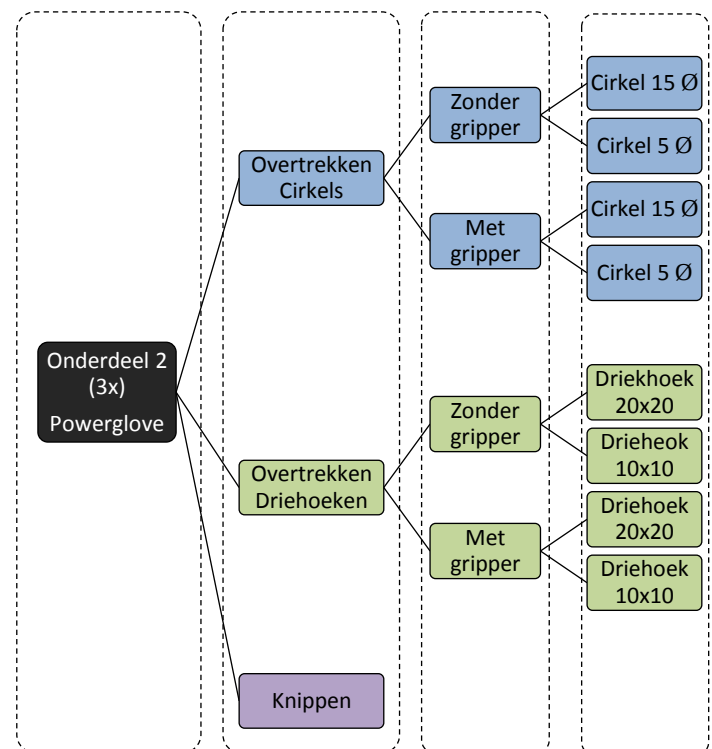
De validiteit van de Powerglove is door Kortier, et al. (2014) getest in een onderzoek bij gezonde proefpersonen. Het optische tracking systeem VZ-4000 (PTI VisualEyez) is hierbij als gouden standaard gebruikt. In het eerste experiment is de positie van de top van de wijsvinger van één proefpersoon bepaald tijdens het uitvoeren van maximale flexie bewegingen. De bepaalde posities door de twee systemen komen overeen met een verschil van 5.0 ± 0.5 mm. Daarnaast is een cirkelbeweging met een geëxtendeerde wijsvinger uitgevoerd, in dit geval is een verschil van 12.4 ± 3.0 mm gevonden. In het tweede experiment is bij één proefpersoon gekeken naar de positie van de toppen tijdens een vingertapping taak waarbij de wijsvinger en duim naar elkaar toe werden bewogen. Het gevonden verschil bedroeg 6.5 ± 2.1 mm. Om de betrouwbaarheid van het systeem te toetsen hebben vijf proefpersonen de palmaire zijde van de hand plat op de tafel gelegd. Daarna werd de hand opgetild en alle gewrichten van de vingers en de duim geflecteerd, dit is tienmaal herhaald. Hierbij is gekeken naar de gewrichtshoeken van alle gewrichten tijdens de fase waarbij de hand plat op tafel lag. Het gevonden verschil tussen de gemiddelden van alle gewrichtshoeken was $1.1^\circ \pm 0.4^\circ$. Daarnaast hebben de proefpersonen tienmaal een mal (welke voor een ieder individueel gemaakt) omvat, nogmaals werden de gewrichtshoeken van alle gewrichten bekeken en bedroeg het verschil $1.8^\circ \pm 0.6^\circ$. Deze eerste uitkomsten zijn veelbelovende in verhouding met bestaande datagloves (Kortier, et al, 2014).

3 Methode

Er zijn twee type metingen verricht, in onderdeel 1 zijn bekende maximale hoekuitslagen statisch gemeten, gevolgd door onderdeel 2 waarbij is geschreven en geknipt, zie figuur 7-8. De gewrichtshoeken van de duim zijn met twee goniometers gemeten. Na een segmentkalibratie zijn dezelfde hoeken ook met de Powerglove gemeten om een beeld te verkrijgen van de klinische relevantie. Aansluitend zijn de gewrichtshoeken met de Powerglove gemeten tijdens het overtrekken van vier figuren met een reguliere ballpoint en met een ballpoint waarop een driehoekige gripper is bevestigd. Verder zijn dezelfde metingen uitgevoerd tijdens het verrichten van knipbewegingen. Naast de betrouwbaarheid wordt gekeken of de relatief kleine veranderingen in de uit te voeren taken terug te zien zijn in de data over de gewrichtshoeken en het bewegen van het CMC-I gewricht.



Figuur 7: Schematisch overzicht van onderdeel 1 waarbij bekende maximale hoekuitslagen statisch zijn gemeten met goniometers en de Powerglove.



Figuur 8: Schematisch overzicht van onderdeel 2 waarbij is geschreven en geknipt en de gewrichtshoeken zijn gemeten met de Powerglove.

3.1 Proefpersonen

Aan dit onderzoek hebben 15 gezonde proefpersonen (11 vrouwen en 4 mannen) deelgenomen met een gemiddelde leeftijd van 28 (± 9.8) jaar. Binnen deze groep waren tien personen rechts dominant en vijf personen links dominant. Bij alle proefpersonen zijn de metingen verricht aan de linkerhand. De proefpersonen hadden voor zover bekend geen blessures aan de linkerhand. Het protocol is goedgekeurd door de ethische commissie van bewegingswetenschappen VU. Het toestemmingsverklaringformulier is door iedere proefpersoon ondertekend, zie bijlage 1.

3.2 Materialen

Er is gebruik gemaakt van de kleine uitvoering van de Powerglove, zie figuur 9. Op de dorsale zijde van de hand en de distale phalangen is de Powerglove bevestigd met tape (Fixomull® stretch). Op de dorsale zijde van de mediale en proximale phalangen vond de bevestiging plaats via klittenbandjes met een antislip laag in verband met het gebruiksgemak. Met behulp van een master microcontroller (Atmel XMEGA, San Jose, USA) werd de data bemonsterd (gyroscop 200Hz, accelerometer en magnetometer 100Hz) en binnengehaald. Door middel van een USB verbinding werd de data in MATLAB (Mathworks, R2010a, Natick, Massachusetts, United States) geladen.



Figuur 9: De kleine uitvoering van de Powerglove bevestigd op de hand met tape en klittenbandjes.

3.3 Meetopstelling

Omdat metalen en ferromagnetische metalen de signalen van de magnetometers verstoren bestaat de meetopstelling uit een houten blad van 60cm bij 95cm dat op de uiterste randen van twee tafels bevestigd is met plastic houtklemmen, zie figuur 10. De proefpersoon nam hierachter plaats op een bureaustoel. Verder is de proefpersoon gevraagd de broekzakken te legen in verband met de magnetometers. Aan de rechterkant van de proefpersoon is een camera geplaatst op de tafel die vanaf rechtsboven alle handelingen in beeld bracht. Tijdens het schrijven is er met de camera ingezoomd op het vel papier. Ter optimalisatie van de camerabeelden belichte een lampje vanaf de rechter zijkant het papier.



Figuur 10: Overzicht van de meetopstelling.

3.4 Protocol

Het protocol bestaat uit twee verschillende onderdelen. In het eerste onderdeel werd de proefpersoon gevraagd bekende bewegingsuitslagen te maken met het IP, MCP-I en CMC-I gewricht. In het tweede onderdeel werden de schrijf- en kniptaken uitgevoerd. Verder is tweemaal een segment kalibratie en éénmaal een magnetische kalibratie verricht. Alle onderdelen zijn aan iedere proefpersoon uitgelegd en geoefend voordat de Powerglove opnames werden gestart.

3.4.1 Segment kalibratie

Halverwege onderdeel 1 en aan het einde van de metingen is een segment kalibratie verricht. Voor deze kalibratie hebben de proefpersonen de volgende handelingen uitgevoerd:

- Plaatsen van de hand met de palmaire zijde plat op tafel met de vingers tegen elkaar en het CMC-I gewricht in abductie en het MCP-I en IP gewricht in extensie
- Plaatsen van de duim op de rand van de tafel waarbij de nagel recht naar boven wees en de nadruk lag op het perfect plat liggen van de proximale phalanx op de tafel
- Flecteren van het IP gewricht waarbij de mediale phalanx rustte op een verhoging
- Flecteren van de MCP2-5 gewrichten waarbij de hand plat op een verhoging lag
- Uitvoeren van een willekeurige beweging vanuit de pols waarbij de handpalmen een plankje vast hielden met de vingers tegen elkaar en het CMC-I gewricht in abductie en het MCP-I en IP gewricht in extensie

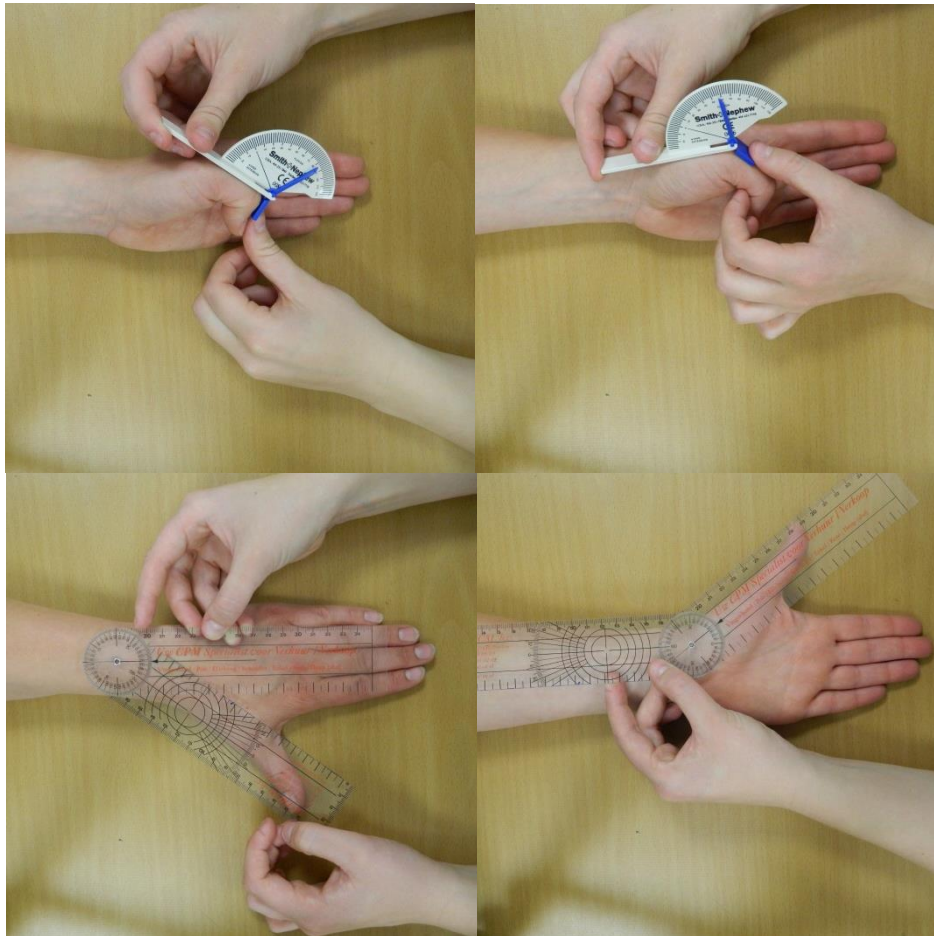
3.4.2 Onderdeel 1

De maximale hoekuitslagen van de drie duimgewrichten zijn gemeten met goniometers alvorens de Powerglove werd bevestigd. De hoekstanden zijn opgemeten met een goniometer (MEDICAL b.v.) en een vinger goniometer (Smith&nephew), zie figuur 11.

Metingen goniometer (voordat de Powerglove wordt bevestigd) (1x)

- Maximale hoekstanden van IP in flexie en extensie
- Maximale hoekstanden van MCP-I in flexie en extensie
- Maximale hoekstanden van CMC-I in abductie en adductie
- Maximale hoekstanden van CMC-I in flexie en extensie

Voor het meten van de maximale hoekuitslagen van het IP gewricht in flexie en extensie is de vingergoniometer gebruikt waarbij de eerste arm op de distale phalanx en de tweede arm op de proximale phalanx werd geplaatst. De maximale hoekuitslagen van het MCP-I gewricht werden gemeten door de eerste arm op het os metacarpale I te plaatsen en de tweede op de proximale phalanx. In het geval van de abductie/adductie van het CMC-I gewricht werd de eerste arm op het os metacarpale III gelegd omdat dit een stabiele oriëntatie van het os trapezium is (Cooney et al., 1981). De tweede arm werd op het os metacarpale I gelegd. Het draaipunt van de goniometer werd op het kruispunt van deze twee metacarpi geplaatst. Als laatste werden de maximale uitslagen van het CMC-I in flexie en extensie gemeten door de eerste arm parallel aan de radius te leggen en de tweede arm op het os metacarpale I.



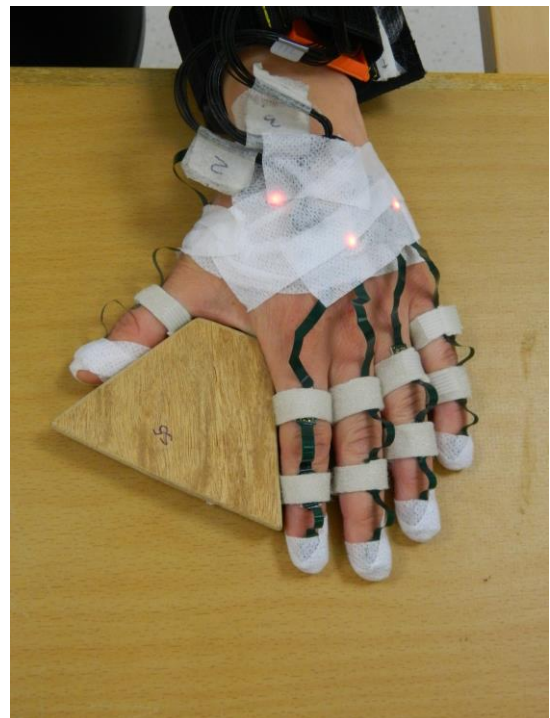
Figuur 11: Overzicht van de meetmethodes gebruikt voor het meten met de goniometers. Linksboven, meten van de maximale flexie stand van het IP gewricht. Rechtsboven, meten van de maximale flexie stand van het MCP-I gewricht. Linksonder, meten van het CMC-I gewricht in maximale abductie. Rechtsonder meting van het CMC-I gewricht in maximale extensie.

Vervolgens werd de Powerglove bevestigd en de eerste segmentkalibratie uitgevoerd waarna onderdeel 1 werd hervat. Wederom werden de maximale standen van de drie duimgewrichten aangenomen en dit keer vijf seconden vastgehouden. Dit werd afgewisseld met vijfmaal een beweging rond de desbetreffende as. De onderzoeker telde hierbij mee. Deze cyclus werd éénmaal uitgevoerd met uitzondering van twee proefpersonen die de cyclus driemaal hebben doorlopen.

Metingen Powerglove (nadat de Powerglove is bevestigd) (1x)

- IP flexie/extensie
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand extensie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand flexie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
- MCP-I flexie/extensie
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand extensie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand flexie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
- CMC-I adductie/abductie
 - 5x adductie/abductie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand adductie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
 - 5x adductie/abductie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand abductie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
- CMC-I flexie/extensie
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand extensie aangenomen en 5 seconden vastgehouden
 - 5x flexie/extensie beweging uitgevoerd
 - Maximale hoekstand flexie aangenomen en 5 seconden vastgehouden

De metingen werden gestart vanuit een vaste uitgangspositie. De palmaire zijde van de hand lag plat op tafel met de vingers tegen elkaar en een hoek van 55° tussen de duim en de wijsvinger, hiervoor is een houten mal gebruikt, zie figuur 12. Na het starten van de metingen werd de hand van de tafel opgetild en werden de taken in de lucht uitgevoerd. Dit geldt niet voor het onderdeel waarbij de abductie/adductie van CMC-I werd gemeten. Hierbij werd de hand uit de mal gehaald en terug op tafel neergelegd.



Figuur 12: De hand in de vaste uitgangspositie.

3.4.3 Onderdeel2

Verscheidende schrijf- en kniptaken zijn in dit onderdeel uitgevoerd. Cirkels (15 mm Ø en 5mm Ø) en driehoeken (20x20mm en 10x10mm), zie bijlage 2, zijn overgetrokken met een ballpoint (SCHNEIDER RO 50 M, Schramberg, Duitsland) en met een ballpoint met een driehoekige gripper (driehoek gripper, Grippers-Santpoort), zie figuur 13. De ballpoint was voorzien van tape om te voorkomen dat de pen tussen met tape beplakte vingers door weg zou glijden. De knipbewegingen zijn uitgevoerd met behulp van een grote houten knijper, zie figuur 14. Er is gekozen voor een houten knijper in plaats van een reguliere schaar omdat de metalen bladen van de schaar de magnetosensoren verstoren. Daarnaast kunnen de sensoren beschadigen doordat de schaar op de sensoren drukt wanneer de duim door de speciale opening van de schaar is geschoven.

De verschillende taken zijn in een vaste volgorde uitgevoerd waarbij eerst de cirkels en daarna de driehoeken werden overtrokken en als laatste de knipbewegingen werden verricht. Gebaseerd op deze vaste volgorde zijn twee verschillende protocollen opgesteld. In het eerste protocol is er begonnen met het overtrekken van de figuren zonder een gripper. In de tweede variant begonnen de proefpersonen dezelfde schrijftaken met de pen waarop een gripper was bevestigd. Aan de hand van de proefpersoonnummers zijn de protocollen toegekend waarbij alle oneven proefpersonen het eerste protocol hebben gebruikt en de even proefpersonen het tweede protocol. De cyclus (cirkels, driehoeken en knippen) is driemaal herhaald per proefpersoon.

- | Metingen Powerglove (3x) | protocol 1 |
|--|-------------------|
| <ul style="list-style-type: none">• Cirkels<ul style="list-style-type: none">○ Overtrekken van 5 cirkels (15mm Ø) zonder gripper○ Overtrekken van 5 kleinere cirkels (5mm Ø) zonder gripper○ Overtrekken van 5 cirkels (15mm Ø) met gripper○ Overtrekken van 5 kleinere cirkels (5mm Ø) met gripper• Driehoeken<ul style="list-style-type: none">○ Overtrekken van 5 driehoeken (20x20mm) zonder gripper○ Overtrekken van 5 kleinere driehoeken (10x10mm) zonder gripper○ Overtrekken van 5 driehoeken (20x20mm) met gripper○ Overtrekken van 5 kleinere driehoeken (10x10mm) met gripper• Knippen<ul style="list-style-type: none">○ 5 knipbewegingen maken met een grote knijper | |

De metingen begonnen vanuit de eerder genoemde uitgangspositie en deze werd na het starten van de meting drie seconden vastgehouden. Vervolgens nam de proefpersoon één van de pennen uit het glazen pennenbakje in de linkerhand. Hierbij werd de proefpersoon gevraagd de pen vast te houden met de dynamische driepuntsgreep. Zodra de proefpersoon de pen goed vast had werd drie seconden lang een willekeurige beweging vanuit de pols gemaakt waarbij de vingers en duim niet van positie veranderden. Op deze manier kon informatie van de heading (de bewegingsrichting ten opzichte van het aardmagnetisch veld) gebruikt worden wat het resultaat van de metingen ten goede komt. Vanuit de uitgangspositie was dit niet mogelijk. Na de polsbeweging plaatste de proefpersoon de punt van de pen boven aan het desbetreffende figuur en hield deze drie seconden stil, zie figuur 13. Aansluitend werd het figuur vijfmaal tegen de klok in overgetrokken waarbij de laterale zijde van hand op de tafel werd gehouden. Na het bereiken van het eindpunt werd de pen wederom drie seconden stil gehouden.

Voor het maken van de knipbeweging is nogmaals in de beginpositie begonnen. Vervolgens werd de knijper opgepakt en werd het onderste deel op de palmaire zijde van de vingers gelegd en de palmaire zijde van de duimtop op het bovenste deel, zie figuur 14. Deze houding hield men drie seconden aan waarbij geen bewegingen plaatsvonden. Daarna werd de knijper vijfmaal dichtgeknepen. Er werd afgesloten met een statische houding van drie seconden waarbij de knijper werd vastgehouden in een open stand.

Tijdens alle onderdelen werd het aantal herhalingen door de onderzoeker hardop meegeteld. Proefpersonen konden te allen tijde een pauze nemen maar niemand heeft van deze mogelijkheid gebruik hoeven maken.



Figuur 13: De pen werd stilgehouden bovenaan het figuur voordat er daadwerkelijk gestart kon worden met het overtrekken.



Figuur 14: De knijper werd in een openstaande positie vastgehouden alvorens er begonnen werd met het maken van de knipbewegingen.

3.4.4 Magneetkalibratie

Om achteraf de data te kunnen corrigeren voor het aanwezige magnetische veld in de testruimte is elke testdag een magnetische kalibratie uitgevoerd. Hiervoor is de Powerglove op een plankje bevestigd met tape. Vervolgens is deze langzaam rond alle assen (x,y en z) bewogen boven de tafel waar de metingen hebben plaatsgevonden.

3.5 Data bewerking

Voordat de data daadwerkelijk geanalyseerd kon worden is deze met behulp van een bestaand MATLAB script bewerkt. Hierbij is zowel de segment- als de magnetische kalibratie verwerkt. De gebruiker kan aangeven of de gegevens van alle sensoren meegenomen moeten worden in de bewerking of dat er op één groep sensoren minder vertrouwd moet worden. In deze studie zijn alle sensoren volledig in de analyse meegenomen.

In de data van de verschillende condities is een patroon terug te vinden, enkele 'typical examples' van de gevonden patronen zijn te vinden in bijlage 3. De aanwezige patronen zijn voor iedere proefpersoon afzonderlijk bepaald met behulp van de videobeelden. Aan de hand daarvan is de data opgeknipt. Op deze manier werd het mogelijk alle handelingen binnen één trial apart van elkaar te analyseren. In bijlage 4 zijn enkele voorbeelden weergegeven van de verkregen losgeknipte handelingen. Van deze handelingen zijn de minimale en maximale hoekuitslagen en de Range Of Motion (ROM) (het verschil tussen de minimale en maximale hoekuitslagen) per as bepaald. Voor het bepalen van de minimale en de maximale punten zijn voor iedere handeling de eerste 20 samples niet meegenomen. Zo wordt voorkomen dat wanneer er precies geknipt is op het punt van een top of een dal deze waarde twee keer wordt meegenomen.

3.5.1 Betrouwbaarheid

Na het bekijken van de videobeelden is besloten om het overtrekken van de kleine cirkels met de gewone ballpoint te gebruiken om de betrouwbaarheid te toetsen. Deze conditie is het meest consistent is uitgevoerd met betrekking tot het stil liggen van de laterale zijde van de hand op de tafel en het netjes overtrekken van de figuren. Per proefpersoon is van de drie trials per as afzonderlijk het gemiddelde berekend voor de minimale en maximale hoekuitslagen en de ROM van de tweede, derde en vierde figuur/knipbeweging. De eerste handeling is hierin niet meegenomen omdat men hier nog moest opstarten en bij de laatste handeling was men al bezig om af te remmen.

3.5.2 Klinische relevantie

Om een beeld te verkrijgen van de klinische relevantie zijn de gewrichtshoeken gemeten met de goniometers vergeleken met de gegevens van de Powerglove. Niet alleen de absolute waardes (minimale en maximale hoekuitslagen) maar ook de ROM is bekeken. In een vaste volgorde zijn de bewegingen rond de drie assen weergegeven.

(flex/ex, pro/sup, ab/ad)

Van de ROM om de drie verschillende assen is tevens de wiskundige norm bepaald. Dit is één totale hoekverdraaiing rond één gemiddelde as. De volgende formule is hiervoor toegepast:

$$norm = \sqrt{ROMx^2 + ROMy^2 + ROMz^2}$$

In het geval van het IP en MCP-I gewricht is deze norm goed te interpreteren aangezien deze gewrichten slechts om één enkele as bewegen. Voor het CMC-I kan dit alleen wanneer men verzekerd is van het feit dat er slechts om één as is bewogen en dit is vooral voor de flexie/extensie beweging niet mogelijk.

3.5.3 Verschillen tussen de condities

Om vast te stellen of er verschillen waar te nemen zijn tussen de grote en kleine figuren en de verschillende pennen, zijn van elke conditie per as drie gemiddeldes berekend. Het gemiddelde van de minimale en maximale hoekuitslagen en de ROM van het tweede, derde en vierde figuur van alle drie de trials. Onjuiste trials zijn niet meegenomen bij het berekenen van het gemiddelde over de gehele conditie. Wanneer een trial van conditie 1 van een proefpersoon onjuist bleek, is van die persoon ook de betreffende trial van conditie 2 uitgesloten van de analyse. Wanneer er sprake was van slechts één goede trial, is de gehele conditie van de desbetreffende proefpersoon niet meegenomen.

3.6 Statistische analyses

Voor het uitvoeren van de verschillende statistische analyses is gebruik gemaakt van het programma SPSS (SPSS statistics versie 20, IBM, New York, Verenigde staten).

3.6.1 Betrouwbaarheid

Voor de minimale en maximale hoekuitslagen en de ROM van iedere as is de betrouwbaarheid afzonderlijk bekeken. Hiervoor is de data van het overtrekken van de kleine cirkels met de gewone ballpoint gebruikt. De intraclass correlation coefficient (ICC), standard error of measurement (SEM) en smallest detectable difference (SDD) zijn bepaald (Vet, et al., 2006).

De ICC is een maat voor betrouwbaarheid en wordt veel gebruikt. Bij het bepalen van de ICC speelt de variatie tussen proefpersonen een grote rol en deze maat zegt dan ook iets over de mogelijkheid om proefpersonen van elkaar te onderscheiden. Een ICC van 0.70 of hoger wordt gezien als goed. Met SPSS is de variantie tussen de proefpersonen (σ_{Sub}), de trials (σ_{Tr}) en rest variantie (σ_{Er}) berekend. Aan de hand van deze variantie maten is de ICC berekend met de volgende formule:

$$ICC = \frac{\sigma_{Sub}}{\sigma_{Sub} + \sigma_{Tr} + \sigma_{Er}}$$

Met deze variantie maten is tevens de SEM bepaald. Echter, de proefpersoon variantie is hierin niet meegenomen. SEM is een maat voor de meetfout.

$$SEM = \sqrt{\sigma_{Tr} + \sigma_{Er}}$$

De SDD is gebaseerd op de SEM en is de kleinste waar te nemen verandering in het signaal. Met de volgende formule is de SDD berekend:

$$SDD = 1.96 * \sqrt{2} * SEM$$

3.6.2 Verschillen tussen de condities

Gekeken is of er significante verschillen te vinden zijn tussen het overtrekken van de grote en de kleine figuren (cirkels en driehoeken) en het overtrekken van de kleine cirkels met de reguliere ballpoint en de ballpoint met de gripper.

De gegevens over de minimale en maximale hoekuitslagen waren allemaal normaal verdeeld wat het uitvoeren van een Paired-Samples T-toets mogelijk maakte. De waarden van de ROM daarentegen waren niet normaal verdeeld. Daarom is voor deze gevallen een Wilcoxon matched-pairs toets uitgevoerd.

Bij een significantie waarde van 0.05 of lager kan met een betrouwbaarheid van 95% gezegd worden dat er sprake is van een significant verschil (Vocht, 2010).

4 Resultaten

Na het bekijken van alle dynamische 3D plots is besloten de data van vier proefpersonen van het onderzoek te excluseren aangezien deze afwijkende beelden vertoonden. De meest voorkomende afwijkingen waren het omklappen van signalen wanneer de waarde 180° was bereikt (gimbal lock positie is bereikt, twee assen komen parallel aan elkaar te liggen waardoor de hoeken niet meer gedefinieerd kunnen worden en het signaal omklapt, (Zatsiorsky, 1998)), het vertonen van extreme hoekuitslagen waardoor onmogelijke duimstanden werden vertoond en het draaien van de gehele hand in de ruimte. In bijlage 5 zijn voorbeelden te vinden van de gevonden extreme hoekuitslagen. Daarnaast waren deze afwijkingen relatief vaak te zien bij knipbewegingen. Hierdoor was slechts de data van vijf proefpersonen bruikbaar. Tussen deze resterende proefpersonen waren bovendien variaties te zien in de gevonden bewegingspatronen. Op basis daarvan is besloten deze handeling niet verder in de analyse mee te nemen. Verder was bijna bij elke proefpersoon te zien dat de wijsvingertop en duimtop veel te ver uit elkaar staan, zie voor een voorbeeld bijlage 5. Deze data is, ook in extreme gevallen, wel meegenomen in de analyse. Een overzicht van de beoordeling van alle 3D plots is te vinden in bijlage 6.

4.1 Betrouwbaarheid

Bij het vaststellen van de betrouwbaarheid zijn twee trials (P1 en P12) niet meegenomen in verband met afwijkende hoekuitslagen in de dynamische 3D plots. In tabel 1 zijn de uitkomsten van de betrouwbaarheidsstudie weergegeven. De range geeft het verschil tussen de laagste en de hoogste gevonden waarde, de mean is het gemiddelde. De ICC's van de absolute hoekuitslagen rond de X- en Z-as en de ICC van de ROM rond de Z-as liggen boven de 0.70. De SEM waardes van de absolute hoekuitslagen liggen tussen de 8.04° en de 11.99°. Opvallend is dat de SEM waardes van de ROM's (0.79°-1.15°) velen malen lager liggen dan die van de absolute hoekuitslagen. De SDD's van de absolute hoekuitslagen liggen tussen de 22.30° en de 33.23°. Wederom liggen de waardes voor de ROM's vele malen lager en wel tussen de 2.19° en 3.19°.

Tabel 1: De uitkomsten van de betrouwbaarheidsstudie voor het meten van het CMC-I gewricht getoetst aan de hand van het overtrekken van de kleine cirkels met de gewone ballpoint, n=11.

	Range (°)	Mean (°)	ICC	SEM (°)	SDD (°)
X-as minimale hoekuitslag	99,26	-54.12	0,71	11,84	32,82
X-as maximale hoekuitslag	101.02	-50.82	0,70	11,99	33,23
X-as ROM	7.05	3.30	0,48	1,15	3,19
Y-as minimale hoekuitslag	68.15	17.8	0,61	9,63	26,69
Y-as maximale hoekuitslag	66.74	19.82	0,62	9,31	25,81
Y-as ROM	5.37	2.01	0,57	0,79	2,19
Z-as minimale hoekuitslag	91.13	-114.61	0,84	8,49	23,53
Z-as maximale hoekuitslag	94.45	-112.69	0,86	8,04	22,30
Z-as ROM	7.17	1.92	0,70	0,92	2,55

4.2 Klinische relevantie

Twee proefpersonen zijn geëxcludeerd bij het analyseren van de flexie/extensie van het MCP-I gewricht en abductie/adductie van het CMC-I gewricht. Daarnaast zijn vijf proefpersonen bij het analyseren van de flexie/extensie van het CMC-I gewricht niet meegenomen. In de meeste gevallen zijn de trials geëxcludeerd doordat er sprake was van een omklapping van het signaal bij het bereiken van 180°. In bijlage 7 zijn enkele 'typical examples' van goede trials te vinden van de gemaakt bewegingen.

De absolute hoekuitslagen gemeten met de goniometers en de Powerglove zijn met elkaar vergeleken door te kijken naar het verschil in graden. In het linker deel van tabel 2 is te zien hoe vaak het verschil binnen een bepaald gebied viel en is aangegeven hoeveel proefpersonen in deze analyse zijn meegenomen. In het geval van het IP gewricht is in de meeste gevallen het verschil onder de 20° gebleven. Voor het MCP-I geldt dat in de meeste gevallen het absolute verschil meer dan 20° bedroeg. Voor de bewegingen rond het CMC-I is tevens te zien dat in de meeste gevallen het verschil meer dan 20° bedroeg.

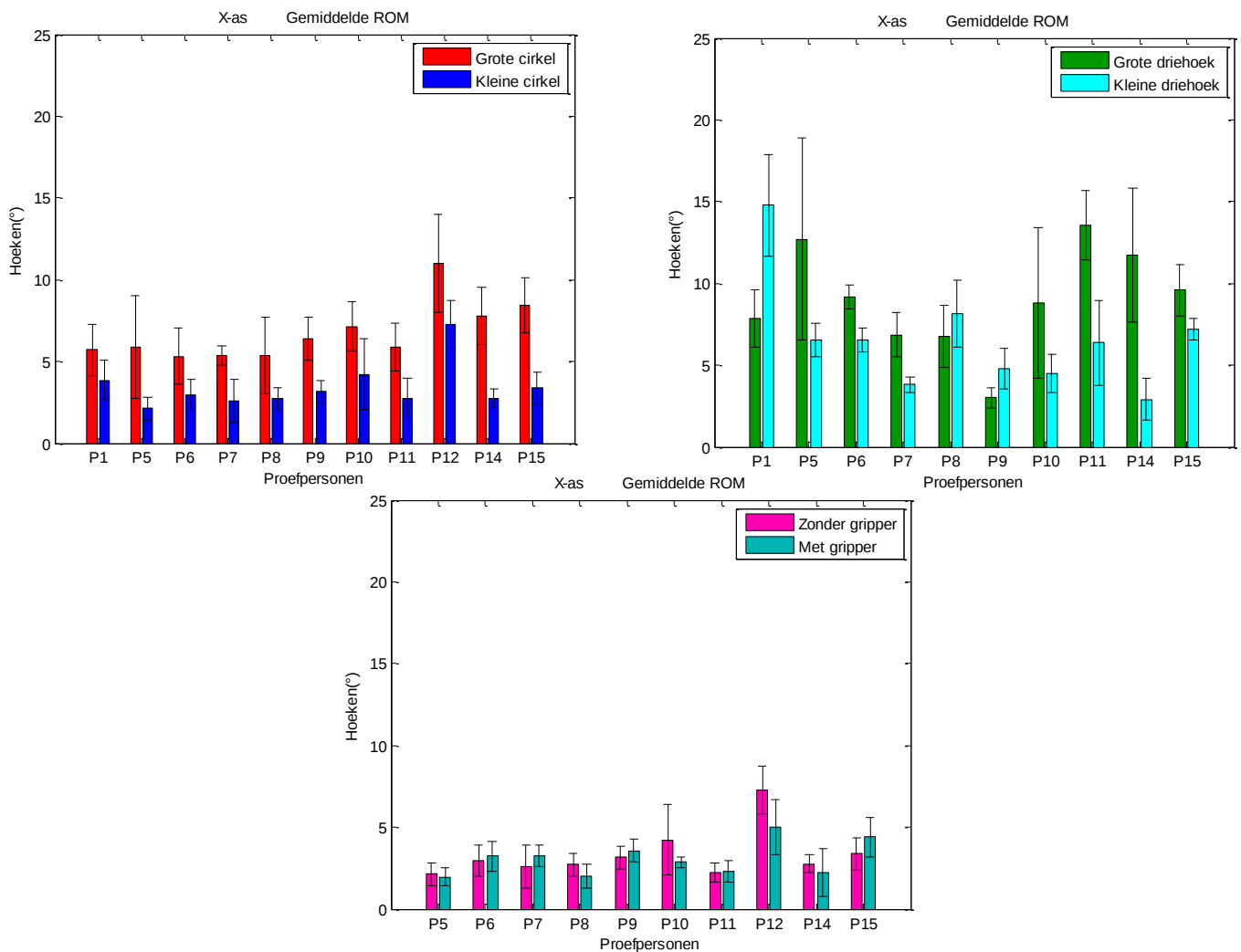
Verder is het verschil in graden en percentages van de gemeten ROM's door de beide systemen bekeken. Dit is weergegeven in het rechterdeel van de tabel. Hier is tevens gekeken of de gemeten hoofdbeweging plaats heeft gevonden rond de as overeenkomstig met de daadwerkelijk uitgevoerde beweging. Kijkende naar de gegevens over de ROM van het IP gewricht is te zien dat in één geval het verschil boven de 20° uitkwam. Bij acht van de negen proefpersonen is de flexie/extensie beweging van het MCP-I gewricht niet rond de juiste as weergegeven. De ROM waarden van het CMC-I gewricht met betrekking tot de abductie/adductie beweging kwamen in de meeste gevallen boven de 20° verschil uit. De gevonden verschillen bij het maken van een flexie/extensie beweging rond het CMC-I gewricht lopen uiteen. Het gebruik van de norm waarden heeft niet veel veranderd aan de uitkomsten. In bijlage 8 is het gehele overzicht te vinden van de vergelijkingen tussen de goniometers en de Powerglove.

Tabel 2: Overzicht van de vergelijking tussen de gemeten waarden door de goniometers en de Powerglove. In het linkerdeel worden de absolute hoekuitslagen vergeleken en in het rechter deel de ROM waarden.

Verskil absolute hoekuitslagen					Verskil ROM									Andere as	
					Grootste beweging rond de juiste as										
Verskil in graden					Verskil in graden				Verskil in procenten						
	0-5	6-10	11-20	21 -->	0-5	6-10	11-20	21 -->	0-5	6-10	11-20	21 -->			
n=11															
IP Extensie	6	3	1	1											
IP Flexie	1	3	5	2											
IP ROM					4	3	3	1	4	4	1	2	0		
IP norm					4	2	4	1	4	3	2	2			
n=9															
MCP Extensie	2	0	4	3											
MCP Flexie	0	0	0	9											
MCP ROM					0	0	0	1	0	0	0	1	8		
MCP norm					1	0	1	7	1	0	0	8			
n=9															
CMC Adductie	0	0	1	8											
CMC Abductie	3	0	1	5											
CMC ROM ab/ad					2	1	0	5	0	1	0	7	1		
CMC norm ab/ad					1	2	1	5	0	1	0	8			
n=6															
CMC Extensie	0	0	0	6											
CMC Flexie	0	0	1	5											
CMC ROM fl/ex					1	0	1	2	1	0	0	3	2		
CMC norm fl/ex					0	1	0	5	0	0	0	6			

4.3 Verschillen tussen de condities

In de vergelijking van de cirkels zijn vier trials geëxcludeerd. In de vergelijking van de driehoeken zijn dit er zes en is proefpersoon 12 helemaal geëxcludeerd. Vier trials en proefpersoon 1 zijn geëxcludeerd bij de analyse van het schrijven zonder en met een gripper. In bijlage 9 zijn boxplots te vinden waar van elke proefpersoon de gemiddelde minimale en maximale hoekuitslagen en de ROM waardes per as en per conditie zijn weergegeven. Daarnaast zijn de bijbehorende standaard deviaties (SD) getoond, figuur 15 bevat drie voorbeeld boxplots. De condities die met elkaar vergeleken worden zijn naast elkaar geplott. Hiermee is een eerste indruk te verkrijgen van de data. In het geval van de grote cirkels t.o.v. de kleine cirkels en de grote driehoeken t.o.v. de kleine driehoeken zijn verschillende trends waarneembaar. De ROM is kleiner in het geval van de kleine figuren, op enkele proefpersonen bij het overtrekken van de driehoeken na. De absolute hoekuitslagen rond de X-as liggen gemiddeld lager bij het overtrekken van de kleine figuren ten opzichte van de grote figuren, terwijl de absolute hoekuitslagen rond de Y-as en Z-as gemiddeld hoger uitkomen. Deze duidelijke verschillen zijn echter niet te vinden wanneer er wordt gekeken naar de boxplots waarin het overtrekken van de kleine cirkels zonder en met gripper tegenover elkaar staan.



Figuur 15: In de grafiek linksboven zijn de gemiddelde ROM waardes met SD's van de proefpersonen weergegeven van het overtrekken van de grote en kleine cirkels. Rechtsboven zijn deze gegevens weergegeven van het overtrekken van de grote en kleine driehoeken en middenonder zijn deze gegevens van het overtrekken van de kleine cirkels zonder en met gripper getoond.

Gekeken is of de gevonden verschillen in de absolute hoekuitslagen en ROM's van het CMC-I gewricht ook significant zijn. In tabel 3 zijn de uitkomsten van de T-toetsen en Wilcoxon toetsen te vinden, waarbij het overtrekken van de grote cirkels is vergeleken met de kleine cirkels. De mean geeft het gemiddelde verschil tussen beide variabelen aan. Alle variabelen blijken significant van elkaar te verschillen ($P < 0.05$). De grote en de kleine driehoeken zijn tevens met elkaar vergeleken en de uitkomsten zijn te vinden in tabel 4. Op de ROM rond de X-as na zijn wederom alle variabelen significant verschillend van elkaar ($P < 0.05$). De uitkomsten van de vergelijking van het overtrekken van de kleine cirkels zonder en met de gripper zijn in tabel 5 weergegeven. Ditmaal zijn alle variabelen niet significant verschillend van elkaar ($P > 0.05$).

Tabel 3: Uitkomsten van de T-toetsen en Wilcoxon toets voor het vergelijken van het overtrekken van de grote en kleine cirkels zonder het gebruik van een gripper, gegevens hebben betrekking tot het CMC-I gewricht, n=11.

Overtrekken grote cirkels t.o.v. kleine cirkels



	Toets	Mean (°)	Std. Deviation	Std. Error mean	Sig.
x-as min	T-toets	9,7	13,7	4,1	,042
x-as max	T-toets	13,0	13,8	4,2	,011
x-as ROM	Wilcoxon	3,3			,003
y-as min	T-toets	-10,1	10,1	3,1	,008
y-as max	T-toets	-6,3	8,6	2,6	,035
y-as ROM	Wilcoxon	3,8			,003
z-as min	T-toets	-12,4	12,3	3,7	,007
z-as max	T-toets	-8,9	12,6	3,8	,042
z-as ROM	Wilcoxon	3,6			,003

Tabel 4: Uitkomsten van de T-toetsen en Wilcoxon toets voor het vergelijken van het overtrekken van de grote en kleine driehoeken zonder het gebruik van een gripper, gegevens hebben betrekking tot het CMC-I gewricht, n=10.

Overtrekken grote driehoeken t.o.v. kleine driehoeken



	Toets	Mean (°)	Std. Deviation	Std. Error mean	Sig.
x-as min	T-toets	10,3	9,0	2,9	,006
x-as max	T-toets	12,7	7,4	2,3	,000
x-as ROM	Wilcoxon	2,5			,093
y-as min	T-toets	-14,9	17,8	5,6	,027
y-as max	T-toets	-11,4	15,8	5,0	,048
y-as ROM	Wilcoxon	3,5			,013
z-as min	T-toets	-17,8	13,7	4,3	,003
z-as max	T-toets	-14,6	14,7	4,6	,012
z-as ROM	Wilcoxon	3,2			,028

Tabel 5: Uitkomsten van de T-toetsen en Wilcoxon toets voor het vergelijken van het overtrekken van de kleine cirkels zonder en met het gebruik van een gripper, gegevens hebben betrekking tot het CMC-I gewricht, n=10.

Overtrekken kleine cirkels zonder gripper t.o.v. met gripper



	Toets	Mean (°)	Std. Deviation	Std. Error mean	Sig.
x-as min	T-toets	,9	3,1	1,0	,374
x-as max	T-toets	1,2	2,6	,8	,189
x-as ROM	Wilcoxon	0,3			,575
y-as min	T-toets	-,4	3,4	1,1	,703
y-as max	T-toets	-,6	3,3	1,1	,605
y-as ROM	Wilcoxon	-0,1			,386
z-as min	T-toets	,8	4,3	1,4	,548
z-as max	T-toets	1,0	4,3	1,4	,478
z-as ROM	Wilcoxon	0,2			,799

5 Discussie

In dit onderzoek is onderzocht of de Powerglove kan worden ingezet bij het objectiveren van de standsveranderingen en bewegingsveranderingen van het CMC-I gewricht bij gezonde proefpersonen, voor latere toepassing bij CMC-I artrose patiënten. Om deze vraag te kunnen beantwoorden is de betrouwbaarheid van de Powerglove getoetst en is er een beeld van de klinische relevantie verkregen. Daarnaast is onderzocht of relatief kleine veranderingen in de uitgevoerde taken terug te zien zijn in de data van de Powerglove met betrekking tot de gewrichtshoeken en het bewegen van het CMC-I gewricht. Hiervoor is gekeken of er verschillen in de data waren terug te vinden tussen het overtrekken van grote en kleine figuren (cirkels en driehoeken) en het overtrekken van kleine cirkels zonder en met een gripper.

5.1 Betrouwbaarheid

De ICC's van de absolute hoekuitslagen rond de X- en Z-as en de ICC van de ROM rond de Z-as lagen boven de 0.70. Voor de andere variabelen gold dit niet. In voorgaande onderzoeken van andere handmeetsystemen zijn gemiddelde ICC waardes gevonden tussen de 0.70 en 1.00 voor alle gewrichten (Dipietro, et al., 2003; Gentner & Classen, 2009; Simone, et al., 2007). In deze onderzoeken zijn de ICC's bepaald aan de hand van statische metingen tijdens het plat liggen van de hand op de tafel dan wel het omvatten van een gepersonaliseerde mal. De ICC's in dit onderzoek zijn slechts bepaald voor het CMC-I gewricht en zijn gebaseerd op een dynamische handeling, het overtrekken van de kleine cirkels met een gewone ballpoint. Hierdoor kan de betrouwbaarheid beïnvloed zijn door vele variabelen. Namelijk de manier waarop de pen is vastgepakt, de houding van de hand op het papier, het al dan niet op de lijn blijven tijdens het overtrekken en de snelheid van het overtrekken.

Bij het bepalen van de ICC speelt de variatie tussen proefpersonen een grote rol. Voor de evaluatie van een meetinstrument is de variatie tussen proefpersonen echter niet interessant en is men juist geïnteresseerd in de meetfout van het instrument zelf (Vet, et al., 2006). Daarom zijn ook de SEM en SDD waardes bepaald. De SEM waardes van de absolute hoekuitslagen lagen tussen de 8.04° en de 11.99° en de SDD tussen de 22.30° en de 33.23°. Voor de ROM's zijn SEM waardes tussen de 0.79° en 1.15° en SDD waardes tussen de 2.19° en 3.19° gevonden. In het onderzoek van Cutti, et al. (2009) is de betrouwbaarheid van het Outwalk systeem voor gangbeeld analyse bepaald en in het onderzoek van Parel, et al. (2012) is de betrouwbaarheid van een schouder meetmethode genaamd ISEO bepaald. In beide onderzoeken zijn de systemen gebaseerd op IMMS net als de Powerglove. In deze onderzoeken zijn tevens de SEM waardes bepaald en deze lagen, tot tevredenheid van de onderzoekers, tussen de 1.3° en 4.5°. Of een systeem betrouwbaar genoeg is hangt af van de taak en het doel van de meting (McGinley, et al., 2009). In dit onderzoek werd gezocht naar kleine verschillen in de data van het CMC-I gewricht. Voor deze toepassing zijn de gevonden SDD waardes van de absolute hoekuitslagen te hoog en is de Powerglove dus niet betrouwbaar genoeg. Voor de ROM's zijn de gevonden SDD waardes wel laag en kan dus gezegd worden dat deze betrouwbaar te meten zijn. In hoofdstuk 5.3 wordt hier verder bij stil gestaan.

5.2 Klinische relevantie

In het geval van het IP gewricht was te zien dat de Powerglove in staat is de gemaakte hoekuitslagen dusdanig te meten dat het verschil, tussen de hoekuitslagen gemeten met beide systemen, voor zowel de absolute hoekuitslagen als de ROM's in de meeste gevallen onder de 20° blijft. Van het MCP-I gewricht daarentegen zijn in de meeste gevallen in de absolute hoekuitslagen verschillen van meer dan 20° gevonden. Daarnaast was te zien dat de uitgevoerde beweging door de Powerglove

niet rond de juiste as werden weergegeven. Bij het CMC-I gewricht liet de Powerglove meestal de grootste bewegingsuitslag zien rond de as waar ook daadwerkelijk omheen was bewogen. Echter, dit was niet altijd zo en in de meeste gevallen bedroeg het verschil van zowel de absolute hoekuitslagen als de ROM's meer dan 20°. De uitkomsten van de Powerglove kunnen dus niet met zekerheid één op één gerelateerd worden aan de anatomische hoekuitslagen. De dynamische 3D plots laten zien dat bij bijna elke proefpersoon de wijsvingertop en duimtop heel ver uit elkaar staan terwijl dit in de werkelijke situatie niet het geval was. Hiermee werd bevestigd dat het lastig is om de data van de Powerglove één op één aan de anatomische hoekuitslagen te relateren.

Hierbij moet opgemerkt worden dat het meten van het IP en MCP-I gewricht met een goniometer mogelijk is. Het is echter moeilijk dit heel nauwkeurig uit te voeren. Het CMC-I gewricht daarentegen is moeilijk te meten met een goniometer. Zelfs getrainde onderzoekers kunnen een fout van 5° maken tijdens het verrichten van metingen met een goniometer (Bear-Lehman & Abreu, 1989). Wanneer men de klinische relevantie beter wil bekijken zal een validatiemeting met behulp van een optisch 3D systeem uitgevoerd moeten worden. Hieraan wordt reeds gewerkt.

5.3 Verschillen tussen de condities

Er zijn significante verschillen gevonden tussen het overtrekken van de grote en kleine figuren in de absolute hoekuitslagen en in de ROM's ($P < 0.05$), op de ROM rond de X-as bij het overtrekken van de driehoeken na. In de boxplots (bijlage 9) zijn de gemiddelde waarden van elke proefpersoon met bijbehorende SD's getoond. Hierin is te zien dat de SD waarden regelmatig aan de hoge kant zijn. Wat in tegenstrijd lijkt met de gevonden significante verschillen. Er is ook gekeken naar de betrouwbaarheid van de Powerglove waarbij voor de ROM's een SDD tussen de 2.19° en 3.19° is gevonden. De gemiddelde verschillen van de ROM waarden (2.5°-3.8°) tussen het overtrekken van de grote en kleine figuren liggen in de meeste gevallen net iets hoger dan de gevonden SDD waarden waarmee verschillen dus aantoonbaar zijn. Voor de absolute hoekuitslagen is een SDD tussen de 22.30° en de 33.23° gevonden. De gemiddelde verschillen in de absolute hoekuitslagen gevonden bij het vergelijken van de grote en kleine figuren waren lager dan deze SDD waarden (6.3°-17.8°). Dus de gevonden verschillen tussen de condities liggen lager dan het kleinst waar te nemen verschil. Waarmee er dus geconcludeerd kan worden dat verschillen niet waarneembaar zijn. Echter, bij het bepalen van de SEM waarden en daaruit bepaald de SDD waarden, zijn variaties tussen de trials en dus binnen één proefpersoon meegenomen. Deze worden in de boxplots weergegeven in de vorm van de SD's. Deze variatie is niet meegenomen bij het vergelijken van de verschillende condities aangezien hierbij per proefpersoon de gemiddeldes over drie trials zijn gebruikt. De hoge SD, SEM en daarmee SDD waarden doen vermoeden dat wanneer deze variatie wel meegenomen zou zijn en de toets dus wordt uitgevoerd met de negen losse handelingen, de toets mogelijk zou uitwijzen dat er geen significante verschillen waarneembaar zijn. Dit kan gedaan worden met een Repeated Measures ANOVA.

Uit het feit dat er significante verschillen gevonden zijn bij het toetsen van de totale gemiddelden van de proefpersonen kan geconcludeerd worden dat, als men van elke proefpersoon drie trials met daarin drie handelingen meet en daarvan een gemiddelde maakt, er wel verschillen tussen condities aangetoond kunnen worden. In de praktijk wordt ook vaak gekeken naar gemiddelden van verschillende trials. Echter, het is op dit moment moeilijk te interpreteren wat deze gevonden verschillen betekenen.

Er zijn geen significante verschillen gevonden tussen het overtrekken van de kleine cirkels zonder en met de gripper. Mogelijk was de Powerglove niet in staat dit verschil aan te tonen. Echter, het afwezig zijn van significante verschillen kan ook komen doordat er helemaal geen significante verschillen waren. De gripper zou mogelijk geen veranderingen in het CMC-I gewricht met betrekking

tot de beweging opleggen. Een andere verklaring kan zijn dat gezonde proefpersonen in staat zijn om te compenseren voor de opgelegde verandering bij het gebruik van de gripper. Mogelijk vertonen CMC-I artrose patiënten deze compensatie niet doordat zij gebaat zijn bij het gebruik van een gripper. Aangezien er wel verschillen gevonden zijn tussen het overtrekken van de grote en kleine figuren, lijkt de verklaring dat er geen verschillen waren het meest voor de hand liggend. Dit zal in een vervolgonderzoek verder bekeken moeten worden.

5.4 Beperkingen van het onderzoek

Van de 15 proefpersonen die gemeten zijn, moest de data van vier proefpersonen geëxcludeerd worden aangezien deze afwijkende beelden vertoonde in de dynamische 3D plots. Daarnaast zijn een aantal trials van de elf overgebleven proefpersonen om dezelfde reden geëxcludeerd. Meerdere malen was een omklapping van het signaal te zien wanneer de hoekuitslagen de waarde 180° bereikten en konden deze trials daarom niet meegenomen worden in de analyse. Het omklappen van het signaal is het gevolg van het bereiken van de gimbal lock positie. Dit omklappen kan voorkomen worden wanneer er een andere volgorde voor de bepaling van de hoeken wordt gebruikt (Zatsiorsky, 1998). Op dit moment is deze volgorde flexie/extensie, abductie/adductie en als laatste pronatie/supinatie. Het is momenteel nog onduidelijk wat de oorzaken van de andere onjuiste metingen zijn geweest. Mogelijk werd dit veroorzaakt doordat het magnetisch veld verstoord was of is er sprake geweest van drift in het signaal.

De afstand van de wijsvingertop en de duimtop, te zien in de dynamische 3D plots, is vele malen groter dan verwacht. Verwacht is hooguit een afstand van drie centimeter veroorzaakt door de dikte van de pen. Daarnaast zaten de sensoren op de dorsale zijde van de vingers en duim bevestigd waardoor de Powerglove de dikte van de vingers en duim mogelijk niet goed kon inschatten. Een mogelijke verstoring van het magnetisch veld tijdens het meten zou de oorzaak kunnen zijn van de waargenomen afwijking, ondanks de maatregelen die genomen zijn bij het inrichten van de meetopstelling en het controleren van de magnetische kalibratie achteraf. In bijlage 10 is een voorbeeld te zien waarbij in situatie één de informatie van de magnetometers in het duimfilter is meegenomen. In situatie twee is dezelfde file gebruikt maar nu zonder de informatie van de magnetometers in het duimfilter. Te zien is dat de afstand van de wijsvingertop en de duimtop is afgenomen in de situatie waarbij de informatie van de magnetometers niet is meegenomen. Uitgezocht zou moeten worden of het magnetisch veld verstoord was en zo ja wat hiervan de oorzaak is geweest en hoe dit in een vervolgonderzoek achteraf gecontroleerd kan worden. Indien het magnetisch veld inderdaad verstoord is geweest, kan dit grote invloed hebben gehad op de uitkomsten van dit onderzoek.

Daarnaast zijn de afmetingen van de handsegmenten momenteel als standaardmaten in het model verwerkt en worden niet per persoon ingevoerd. Het personaliseren van de handmaten in het model zal het bepalen van onder andere de duimpositie verbeteren. Aan deze aanpassing wordt momenteel gewerkt en zal binnenkort toegepast kunnen worden. Daarom zijn tijdens het uitvoeren van deze metingen alvast maten van de metacarpi, duim en vingers opgemeten.

De metingen zijn allemaal begonnen vanuit dezelfde uitgangspositie waarbij de hand plat op tafel lag. Kijkende naar de dynamische 3D plots is te zien dat in 94% van alle trials deze beginstand afwijkende hoekuitslagen vertoond. De gyroscopen meten hoeksnelheden en kunnen in een statische situatie geen informatie over de oriëntatie geven, waardoor het systeem tijdens statische metingen afhankelijk is van de accelerometers en magnetometers voor het bepalen van de oriëntatie. Dit gaat minder goed en is mogelijk een verklaring voor de afwijking gevonden tijdens de statische beginposities. Daarnaast kan een verstoord magnetisch veld ook in dit geval de afwijkingen veroorzaakt hebben.

5.5 Aanbevelingen

De duim is tot op heden gemodelleerd als een vinger terwijl de duim meer vrijheidsgraden heeft en daarmee ook moeilijker te meten is. Tijdens de segmentkalibratie wordt de functionele flexie/extensie as van het IP gewricht bepaald. Vervolgens wordt de oriëntatie van deze assen doorgetrokken naar het MCP-I en CMC-I gewricht en wordt er dus vanuit gegaan dat deze parallel liggen. De assen van het MCP-I gewricht komen wat betreft de oriëntatie zeker in de buurt van het IP gewricht. Voor het CMC-I gewricht geldt dit niet. Een aanpassing van het model is aan te bevelen waarbij mogelijk de gewrichten afzonderlijk van elkaar gekalibreerd moeten worden.

In dit onderzoek is de kleine variant van de Powerglove gebruikt. Deze was voor een aantal proefpersonen te klein. De flexibele PCB verbindingsstukken kwamen hierdoor eerder op spanning te staan waarmee de kans op beschadigingen van het systeem werd vergoot. Hierdoor moesten de sensoren op de distale phalangen meer naar proximaal worden bevestigd. Ondanks deze aanpassing konden sommige proefpersonen hierdoor de vingers niet maximaal flecteren. Bij een volgend onderzoek zou per proefpersoon bepaald moeten worden welke variant Powerglove het beste ingezet kan worden. Het makkelijkste zou een Powerglove verwerkt in een handschoen zijn waardoor het bevestigen van de Powerglove sneller te realiseren is. Ook hiervoor zouden verschillende maten beschikbaar moeten zijn. De grote uitdaging hiervan is het zorgen dat de sensoren op de segmenten zitten en absoluut niet kunnen verschuiven. Verder zou het ontwikkelen van een Powerglove voor de rechterhand functioneel zijn. Op die manier kunnen ook rechtshandige CMC-I artrose patiënten gemeten worden en kunnen, indien gewenst, in vervolgonderzoek alle proefpersonen aan de dominante hand gemeten worden.

Tijdens het verrichten van de metingen wordt gebruik gemaakt van een user interface. Verschillende handelingen moeten hierin worden verricht voordat een meting gestart kan worden. Tijdens het meten kan de gebruiker de data binnen zien komen en kan hiermee een eerste indruk krijgen van de meting. De opmaak van de user interface is niet intuïtief. Een verbetering hiervan zou het gebruik van de Powerglove vergemakkelijken. Daarnaast is er geen user interface voor het achteraf bewerken van de data. Het gebruiksgemak zou met een goede user interface vergroot kunnen worden en de kans op fouten verkleinen doordat gebruikers niet zelf in de MATLAB code werken.

In Wu, et al. (2005) doet de International Society of Biomechanics (ISB) een aanbeveling met betrekking tot het benoemen van de assenstelsels. In het geval van de vinger beweging wordt voorgesteld dat een positieve hoekuitslag rond de Z-as flexie is, positieve hoekuitslag rond de Y-as pronatie is en een positieve hoekuitslag rond de X-as abductie is. In dit onderzoek is deze definitie niet gebruikt. Met behulp van een transformatie van de assenstelsels kan deze definitie toegepast worden. Dit zou het vergelijken met andere systemen vergemakkelijken.

Het uitvoeren van een meting met de Powerglove is te complex om als standaardmeting te verrichten bij een patiënt. In dit onderzoek duurde één meting 75 minuten. In de praktijk is er maar 30 minuten per behandeling beschikbaar. De Powerglove zal alleen toegepast moeten worden om specifieke vragen te beantwoorden. Zo zou de Powerglove ingezet kunnen worden om andere handelingen waarbij CMC-I artrose patiënten problemen ervaren verder in beeld te brengen. Voorbeelden hiervan zijn het omdraaien van een sleutel en het uitknippen van een doekje. Verder kan het knippen, wat in dit onderzoek niet meer aan bod is gekomen, verder onderzocht worden.

Proefpersonen ervoeren de bevestiging van de Powerglove op de hand wel als vreemd maar niet als vervelend of pijnlijk. De Powerglove verhinderde het uitvoeren van de schrijftaken nauwelijks. Wat dat betreft kan de Powerglove dus goed ingezet worden bij het analyseren van dagelijkse handelingen.

Conclusie

Aan de hand van dit onderzoek kan geconcludeerd worden dat op dit moment het nog niet mogelijk is om met de Powerglove betrouwbaar de absolute hoekuitslagen van het CMC-I gewricht te meten. Het is wel mogelijk om betrouwbaar de ROM van het CMC-I gewricht te meten. Daarnaast is de data van de Powerglove moeilijk klinisch te interpreteren.

Verschillen in het bewegen van het CMC-I gewricht zijn niet waarneembaar tussen het overtrekken van de kleine cirkels met een reguliere ballpoint en met een ballpoint waarop een gripper is bevestigd. Deze verschillen zijn wel waarneembaar tussen het overtrekken van grote en kleine figuren (cirkels en driehoeken) wanneer voor het vergelijken van de condities gebruik wordt gemaakt van de gemiddelde waardes berekend over drie trials.

Het is nog te vroeg om de Powerglove in te zetten bij het objectiveren van de standsveranderingen en bewegingsveranderingen van het CMC-I gewricht bij gezonde proefpersonen. Onderzocht moet worden of er inderdaad sprake was van een storing in het magnetisch veld tijdens dit onderzoek en hoe dit in een vervolgonderzoek voorkomen kan worden. Er zou een oplossing gevonden moeten worden voor het bereiken van de gimbal lock positie waardoor het signaal omklapt. Tevens zou het duimmodel aangepast moeten worden.

Bronnenlijst

- Barron, O., Glickel, S., & Eaton, R. (2000). Basal Joint Arthritis of the Thumb. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8(5), 314-323.
- Bear-Lehman, J., & Abreu, B. (1989). Evaluating the Hand: Issues in Reliability and Validity. *Physical Therapy*, 69(12), 1025-1033.
- Bergmann, K. (1990). Incidence of Atypical Pencil Grasps Among Nondysfunctional Adults. *The American journal of Occupational Therapy*, 44(8), 736-740.
- Brattström, M. (1983). *Gewrichtsbescherming*. Utrecht/Antwerpen: Bohn, Scheltema & Holkema.
- Coene, E. (2000). *Zorgboek Artrose*. Amsterdam: Stichting September.
- Colditz, J., & Koekebakker, N. (2010). *A New Splint Design for the Thumb Joint*. Maastricht: Nea International bv/ push Braces.
- Cooney, W., & Chao, E. (1977). Biomechanical Analysis of Static Forces in the Thumb during Hand Function. *the journal of bone and joint surgery*, 59(1), 27-36.
- Cooney, W., Lucca, M., Chao, E., & Linscheid, R. (1981). The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(9), 1371-1381.
- Corstens-Mignot, M., Cup, E., & Hartingsveldt-Bakker, M. v. (2006). *SOESSS-V Theorie, praktijk en advies*. Den Haag : LEMMA BV.
- Cutti, A., Ferrari, A., Garofalo, P., Raggi, M., Cappello, A., & Ferrari, A. (2009). 'Outwalk': a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48(1), 17-25.
- Dipietro, L., Sabatini, A., & Dario, P. (2003). Evaluation of an instrumented glove for handmovement acquisition. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 40(2), 179-190.
- Ferriell, B., Fogo, J., McDaniel, S., Schillig, L., Shehorn, A., Stringfellow, J., et al. (1999). Determining the Effectiveness of Pencil Grips: An Electromyographical Analysis. *Occupational Therapy in Health Care*, 12(1), 47-62.
- Gentner, R., & Classen, J. (2009). Development and evaluation of a low-cost sensor glove for assessment of human finger movements in neurophysiological settings. *Journal of Neuroscience Methods*, 178, 138-147.
- Kapandji, I. (1983). *BEWEGINGSLEER DEEL 1 DE BOVENSTE EXTREMITEIT*. Utrecht: Scheltema & Holkema.
- Kessler, G., Hodges, L., & Walker, N. (1995). Evaluation of the CyberGlove as a Whole Hand Input Device. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 263-283.

- Kortier, H., Sluiter, V., Roetenberg, D., & Veltink, P. (2014). Ambulatory Assessment of Hand Kinematics using an instrumented glove. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1).
- Ladd, A., Weiss, A., Crisco, J., Hagert, E., Moriatis Wolf, J., Glickel, S., et al. (2013). The Thumb Carpometacarpal Joint: Anatomy, Hormones, and Biomechanics. *Instructional course lectures*, 62, 165-179.
- Li, Z., & Tang, J. (2006). Coordination of thumb joints during opposition. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 502-510.
- Magee, D. (2014). *Orthopedic Physical Assessment*. St. Louis: Elsevier.
- McGinley, J., Baker, R., Wolfe, R., & Morris, M. (2009). The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait & Posture*, 29(3), 360-369.
- Mitchell, A., Hampton, C., Hanks, M., Miller, C., & Ray, N. (2012). Influence of Task and Tool Characteristics on Scissor Skills in Typical Adults. *the american journal of occupational therapy*, 66, e89-e97.
- Morree, J. d. (2009). *Dynamiek van het menselijk bindweefsel Functie, beschadiging en herstel*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Parel, I., Cutti, A., Fiumana, G., Porcellini, G., Verni, G., & Accardo, A. (2012). Ambulatory measurement of the scapulohumeral rhythm: Intra-and inter-operator agreement of a protocol based on inertial and magnetic sensors. *Gait & Posture*, 35(4), 636-640.
- Parker, W. (2013). Evidence-Based Medicine: Thumb Carpometacarpal Arthroplasty. *Journal of the American Society of Plastic Surgeons*, 132(6), 1706-1719.
- Simone, L., Sundarajan, N., Luo, X., Jia, Y., & Kamper, D. (2007). A low cost instrumented glove for extended monitoring and functional hand assessment. *Journal of Neuroscience Methods*, 160(2), 335-348.
- Vet, H. d., Terwee, C., Knol, D., & Bouter, L. (2006). When to use agreement versus reliability measures. *Journal of Clinical Epidemiology*, 59(10), 1033-1039.
- Vocht, A. d. (2010). *Basishandboek SPSS 18*. Utrecht: Bijleveld Press.
- Wise, S., Gardner, W., Sabelman, E., Valainis, E., Wong, Y., Drace, J., et al. (1990). Evaluation of a optic glove for semi-automated goniometric measurements. *Journal of Rehabilitation Research*, 27(4), 411-424.
- Wu, G., Helm, F. v., Veeger, H., Makhsous, M., Roy, P. v., Anglin, C., et al. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 981–992.
- Zatsiorsky, V. (1998). *Kinematics of Human Motion*. Champaign: HUMAN KINETICS.

Bijlagen

Bijlage 1

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek: Evaluatie van de Powerglove voor het meten van de hoekstanden van CMC-I en MCP-I gewricht tijdens het schrijven en knippen.

Verantwoordelijke onderzoeker: prof.dr.ir. J. Harlaar

In te vullen door de deelnemer

Ik verklaar op een voor mij duidelijke wijze te zijn ingelicht over de aard, methode, doel en de risico's en belasting van het onderzoek. Ik weet dat de gegevens en resultaten van het onderzoek alleen anoniem en vertrouwelijk aan derden bekend gemaakt zullen worden. Mijn vragen zijn naar tevredenheid beantwoord.

Ik begrijp dat film-, foto, en videomateriaal of bewerking daarvan uitsluitend voor analyse en/of wetenschappelijke presentaties zal worden gebruikt.

Ik stem geheel vrijwillig in met deelname aan dit onderzoek. Ik behoud me daarbij het recht voor om op elk moment zonder opgave van redenen mijn deelname aan dit onderzoek te beëindigen.

Naam deelnemer:

Datum: Handtekening deelnemer:

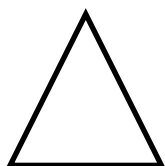
In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

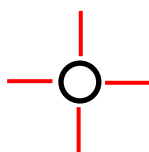
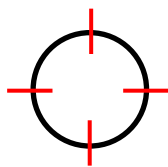
Ik heb een mondelinge en schriftelijke toelichting gegeven op het onderzoek. Ik zal resterende vragen over het onderzoek naar vermogen beantwoorden. De deelnemer zal van een eventuele voortijdige beëindiging van deelname aan dit onderzoek geen nadelige gevolgen ondervinden.

Naam onderzoeker:

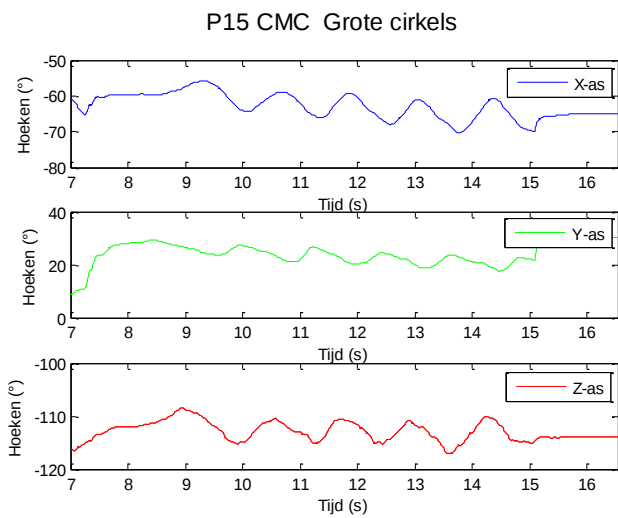
Datum: Handtekening onderzoeker:

Bijlage 2

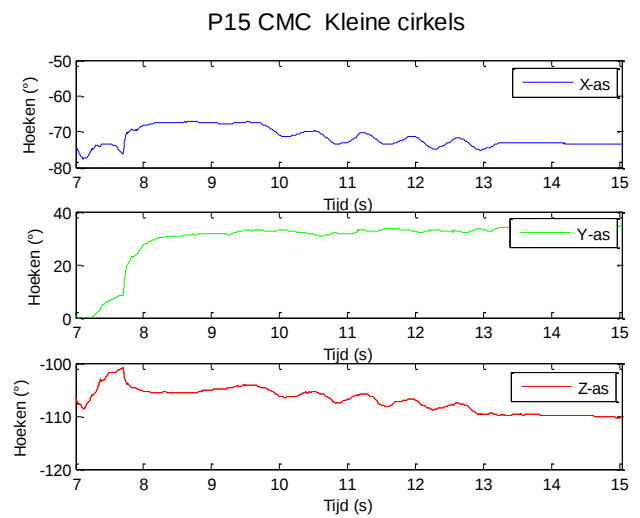




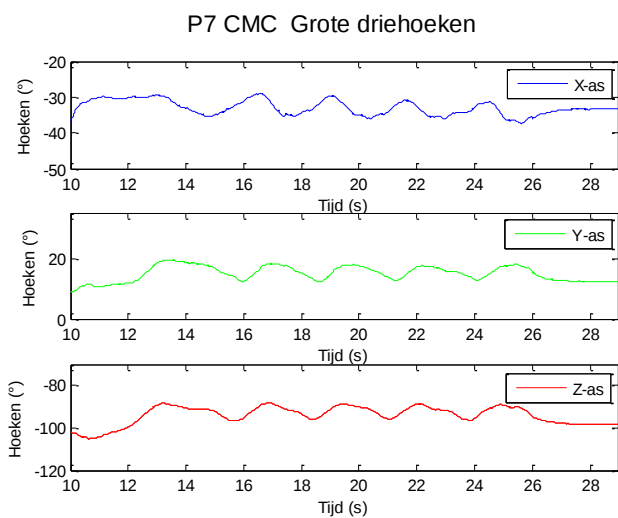
Bijlage 3



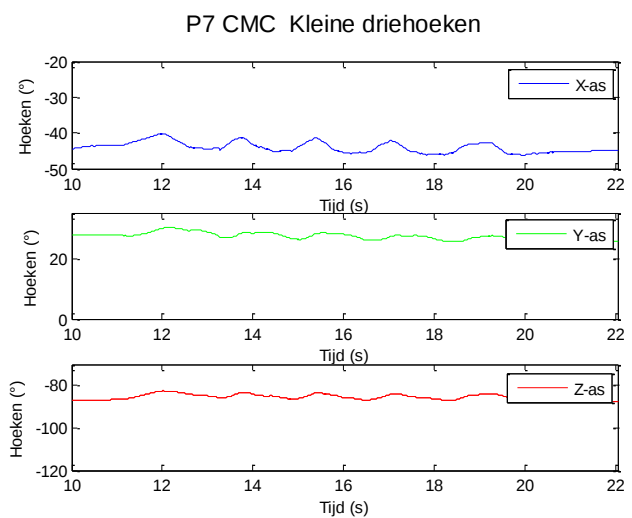
Figuur 16: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de grote cirkels zonder het gebruik van een gripper.



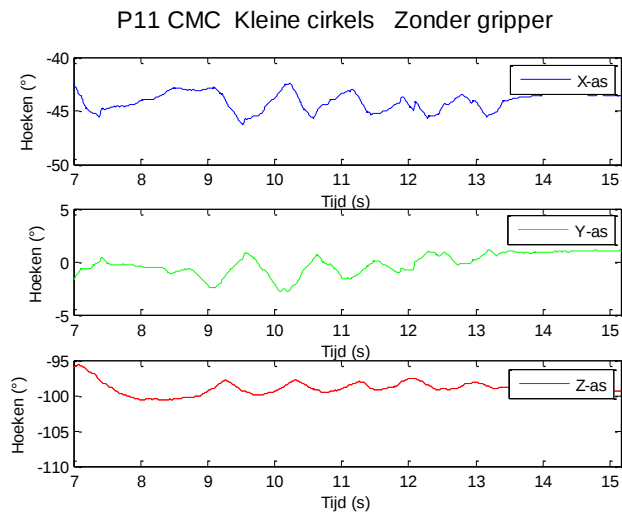
Figuur 17: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de kleine cirkels zonder het gebruik van een gripper.



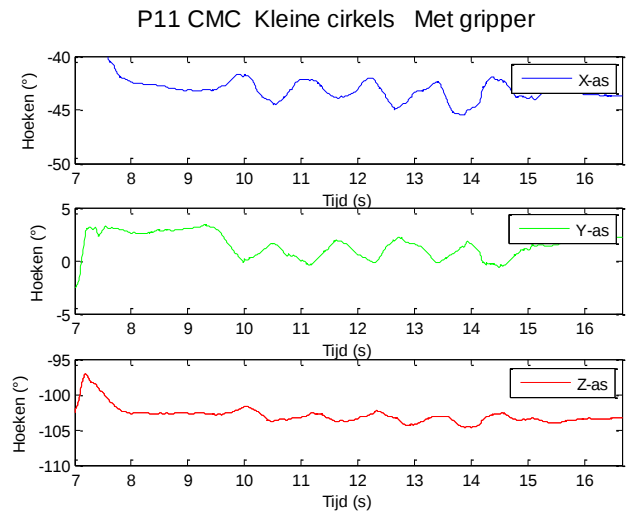
Figuur 18: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de grote driehoeken zonder een gripper te gebruiken.



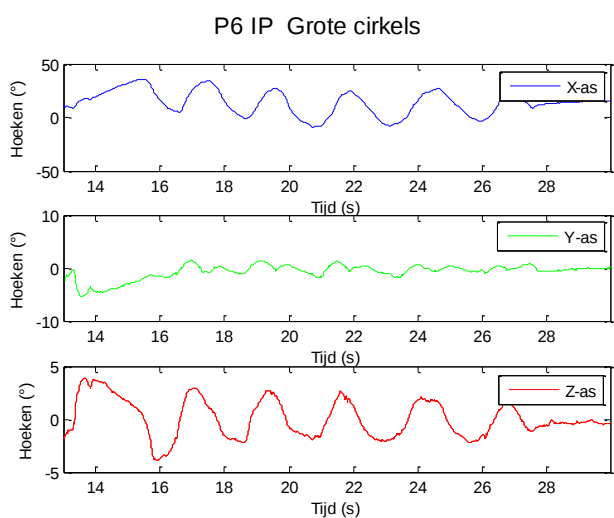
Figuur 19: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de kleine driehoeken zonder het gebruik van een gripper.



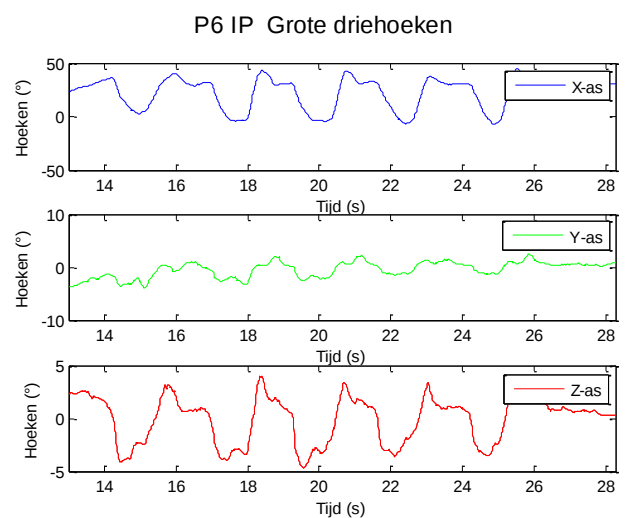
Figuur 20: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de kleine cirkels zonder een gripper te gebruiken.



Figuur 21: CMC-I gewricht tijdens het overtrekken van de kleine cirkels met het gebruik van een gripper.

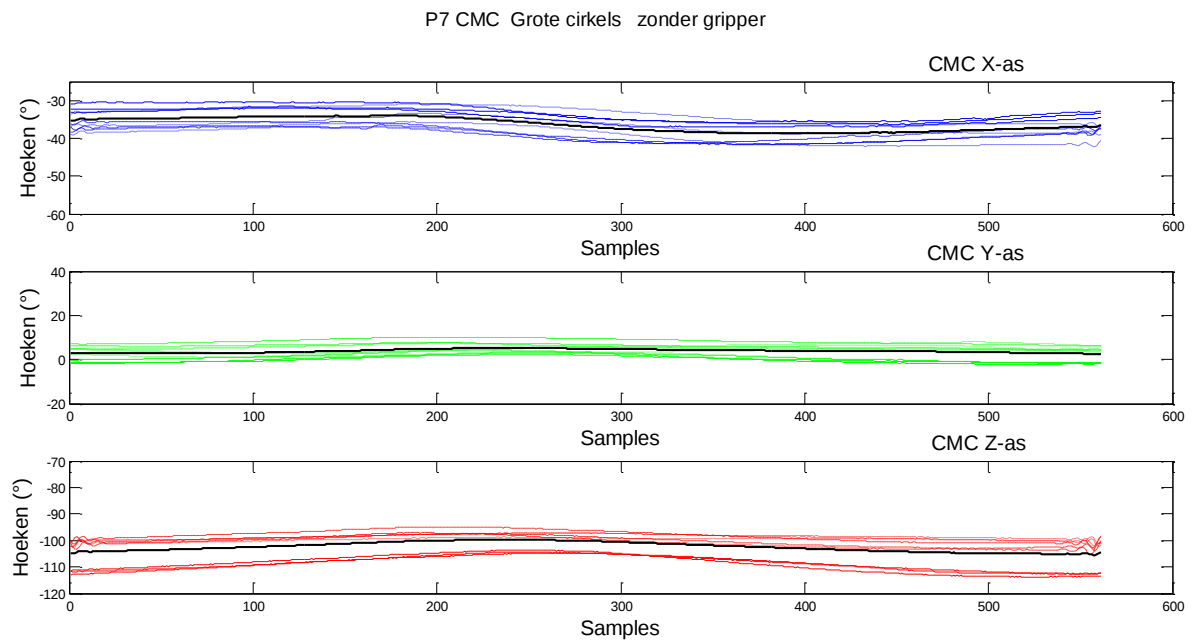


Figuur 22: IP gewricht tijdens het overtrekken van de grote cirkels zonder het gebruik van een gripper.

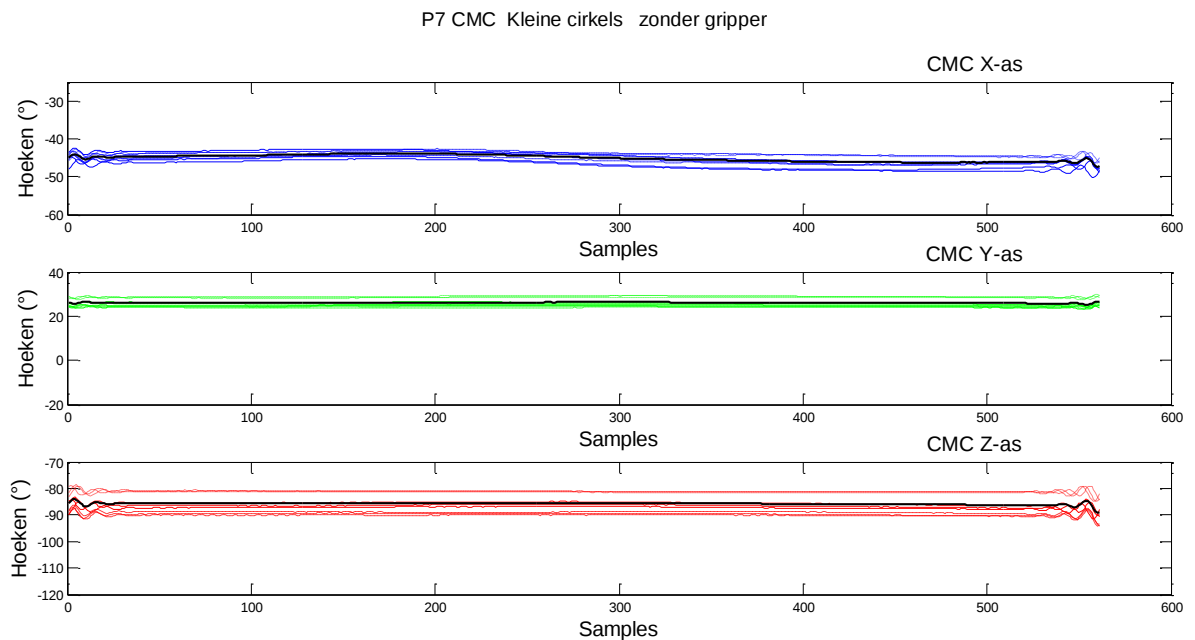


Figuur 23: IP gewricht tijdens het overtrekken van de grote driehoeken zonder het gebruik van een gripper.

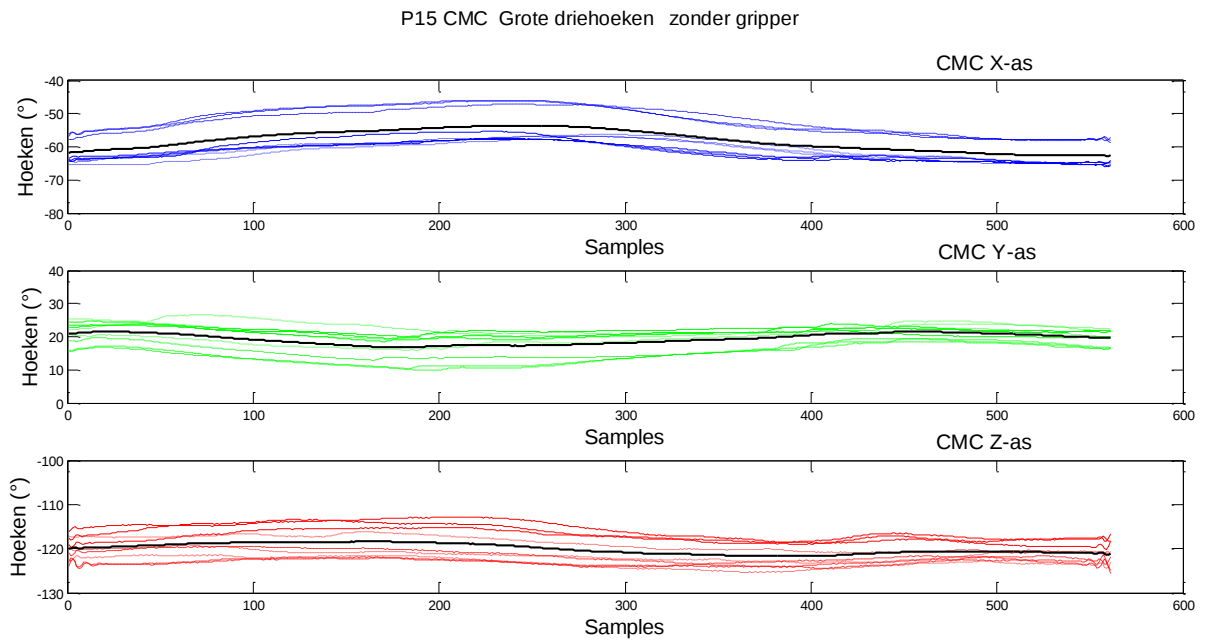
Bijlage 4



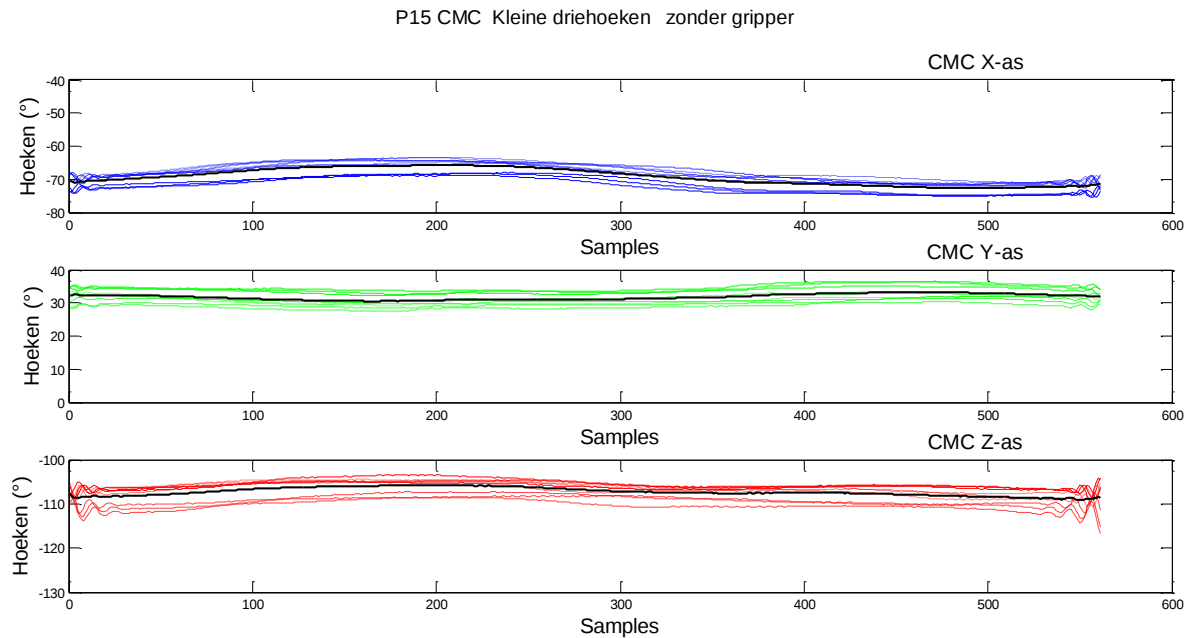
Figuur 24: Plot van de losgeknipte grote cirkels zonder het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 grote cirkels.



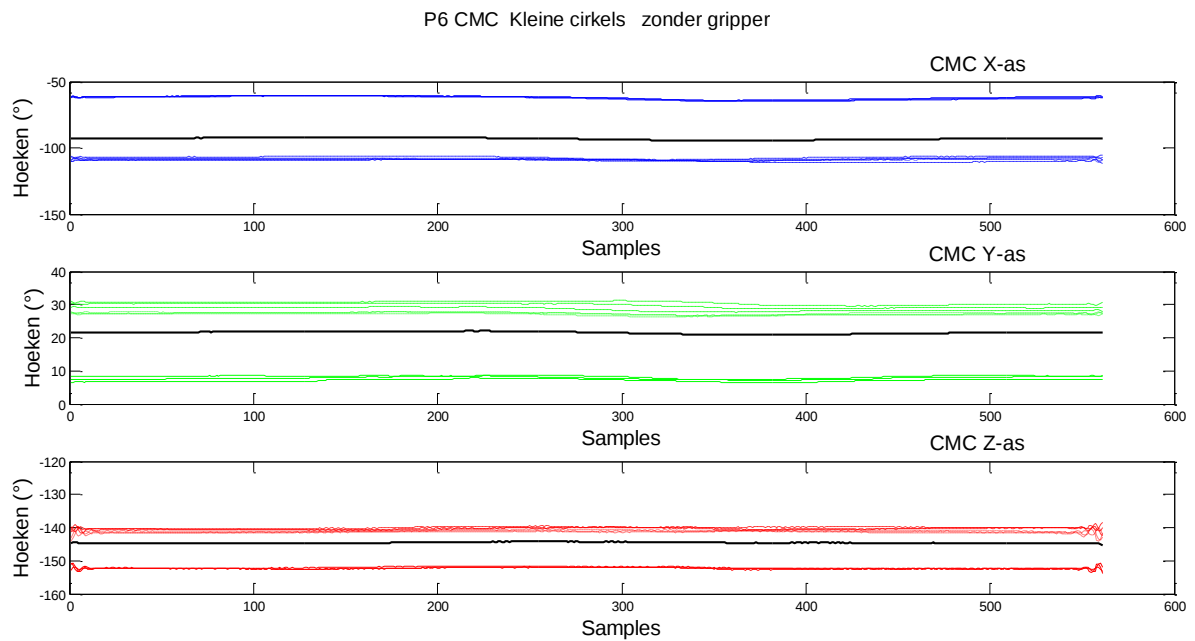
Figuur 25: Plot van de losgeknipte kleine cirkels zonder het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 kleine cirkels.



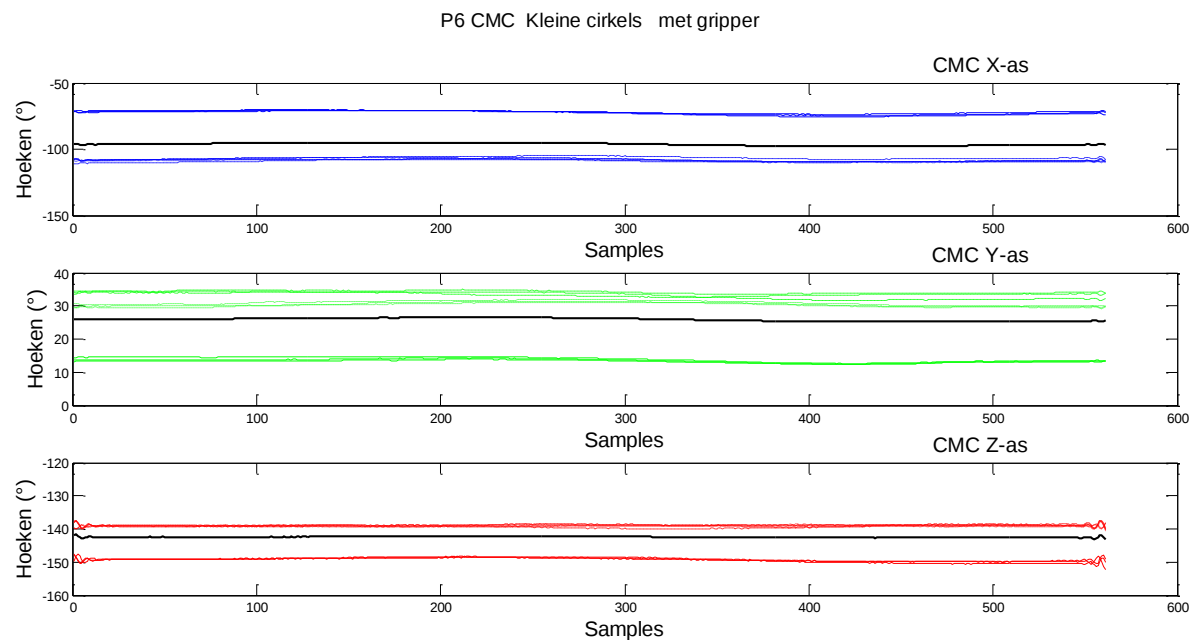
Figuur 26: Plot van de losgeknipte grote driehoeken zonder het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 grote driehoeken.



Figuur 27: Plot van de losgeknipte kleine driehoeken zonder het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 kleine driehoeken.

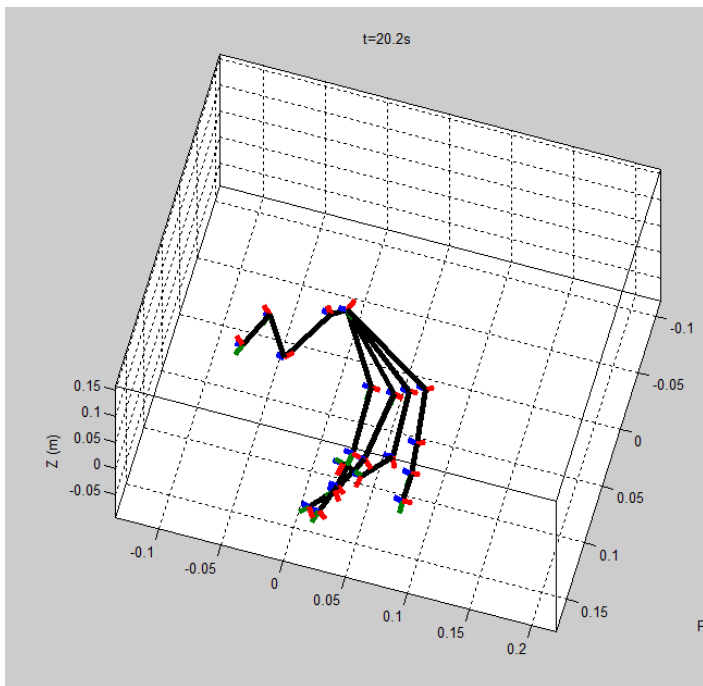


Figuur 28: Plot van de losgeknipte kleine cirkels zonder het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial 3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 kleine cirkels.

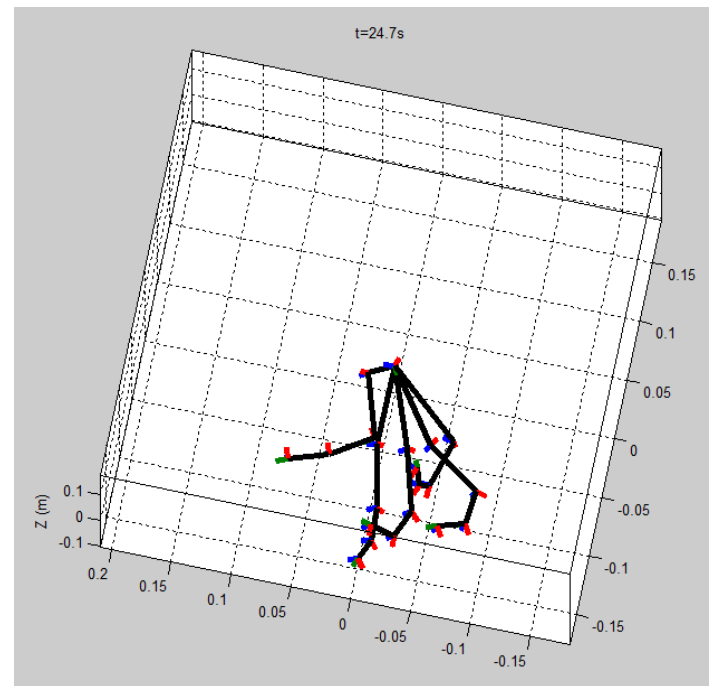


Figuur 29: Plot van de losgeknipte kleine cirkels met het gebruik van een gripper van alle drie de trials over elkaar heen. De doorgetrokken lijnen horen bij trial 1, de gestreepte lijnen horen bij trial 2 en de gestippelde lijnen horen bij trial 3. De zwarte lijn is het gemiddelde van de 9 kleine cirkels.

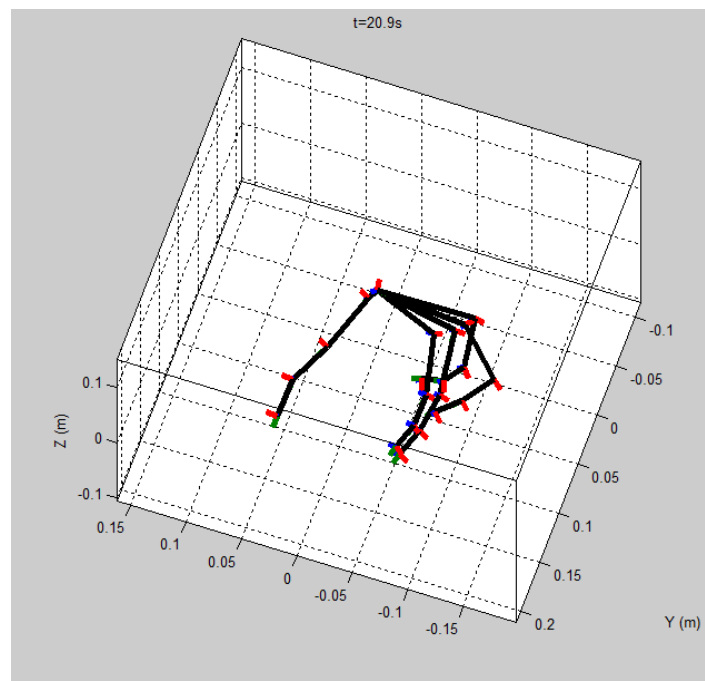
Bijlage 5



Figuur 30: Fragment uit een dynamische 3D plot van P2 tijdens het overtrekken van kleine cirkels met de gewone ballpoint waarbij een extreme hoekuitslag is te zien.



Figuur 31: Fragment uit de dynamische 3D plot van het overtrekken van de kleine driehoek met de ballpoint met de gripper door P4 waarbij een extreme hoekuitslag is te zien.

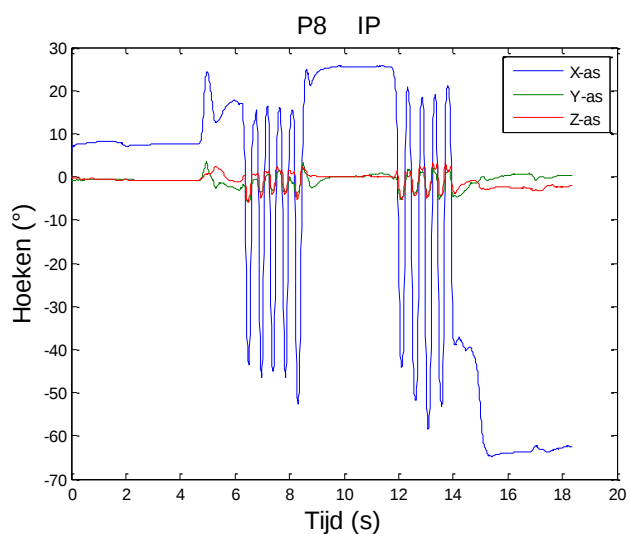


Figuur 32: Fragment uit de dynamische 3D plot van P8 waarbij de grote cirkels werden overgetrokken met de gewone ballpoint. Te zien is de grote afstand tussen de duimtop en de wijsvingertop.

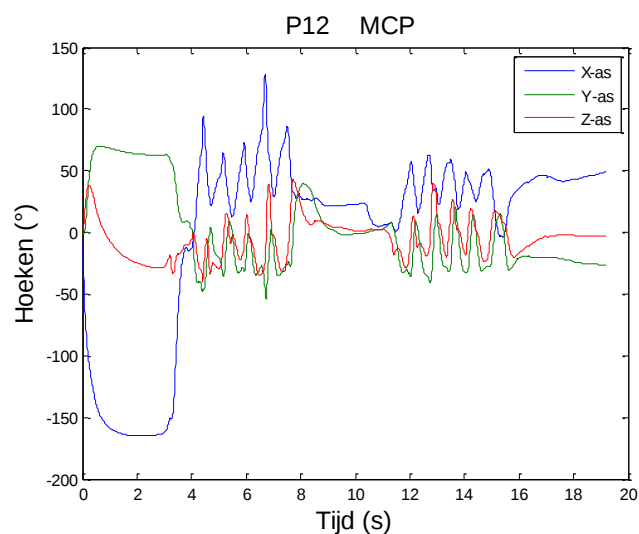
Bijlage 6

	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11	P12	P13	P14	P15
A1	*0 mcp cmc	*0 mcp k-mcp/cmc	*0 mcp	*1 d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w d	*1w	*1w m/p	*1w r/p	*1w d i/m/r/p	*1w	*1w
A2	*1ww m	*0 k-ip/mcp/cmc	*1w i/m	*1 d	*1w	*1w	*1w r	*1w r	*1w	*1	*1w m/r/p	*1w	*1w d i/m/r/p	*1w	*1w
A3	*1ww m	*0 k-ip/mcp/cmc	*0 cmc mcp	*0 k-mcp	*1w	*1	*1w	*1w	*1w d	*1w	*1w r/p	*1ww	*0 mcp? d i/m/r/p	*1ww	*1w
B1	*1w	*0 mcp	*0 k-cmc i/m/r/p	1	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w i/m/r/p	*0 mcp	*1 d p	*1w	*1w
B2	*0 k-cmc	*0 k-ip/mcp/cmc	*1 i/m/r/p	*1 r d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1	*1w m/r/p	*1ww r/p	*1 d i/m/r/p	*1w	*1
B3	*1	*0	*0 k-cmc i/m/r/p	*1 r d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1	*1w p	*1ww r/p	*1 d i/m/r/p	*1w	1
C1	*1ww	*0 mcp/ip	*0 cmc i/m/r/p	meting mislukt 3sec.	*1w	*1w r	*1w	*1w d	*1w	*1w p	*1w r/p	*0 mcp	*1 d i/m/r/p	*1ww	*1ww
C2	*1w	*0 mcp ip	*0w mcp k-cmc i/m/r/p	*0 mcp	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1	*1w m/r/p	*1ww r	*0	*1ww	*1w
C3	*1w	*0 mcp/ip	*0w mcp k-cmc i/m/r/p	*0 k-mcp	*1w	*1	*1w	*1w	*1w d r/p	*1w	*1w r/p	*1ww r	*1 d i/m/r/p	*1w	*1w
D1	*0 mcp	*0 mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p/	*1w d	*1w	*1	*1w	*1w	*1w d	*1p	*1w i/r/p	*0 mcp	*1 d i/m/r/p	*1w	*1w
D2	*0 k-cmc	*0 mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p/	*1 d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1	meeting mislukt 6sec	*1w r/p	*1 d i/m/r/p	*1w	1
D3	*0 k-cmc	*0 mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p/	*1 d	*1w	*1	*1w	*1w	*1w	*1w p	*1w m/r/p	*1ww r/p	*1 d i/m/r/p	*1w	1
E1	*1w	*0 mcp ip	*0 cmc i/m/r/p	0 k-mcp	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1p	*1ww r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	1ww	*1ww
E2	*1ww	*0 cmc ip k-mcp	*1w i/m/r	0 mcp	meting mislukt 7 sec.	*1w	*1w	*1w	*1w	*1p	*1w r/p	*0 cmc	*1 d i/m/r/p	*1ww	*1w
E3	*1w	*0 ip mcp k-ip	*0 k-cmc	*1d	*1w	*0 mcp	*1w	*1w	*0 mcp	*1w p	*1w r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	1w	*1w
F1	*1	* mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p	*0 cmc mcp d	*0 k-mcp	*1w	*1w	*1w	*1w d	*1p	*1 r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1	*1w
F2	*1	*0 mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p	1 r d	*1w	*1	*1w	*1w	*1w	*1	*1 m/r/p	*0 mcp	*1 d i/m/r/p	1	*1w
F3	*1	*0 mcp ip	*0 k-cmc i/m/r/p	*0 cmc mcp d	*1w	*1w r	*1w	*1w	*1w	*1w p	*1 r/p	*0 k-cmc	*1 d i/m/r/p	*1w	*1
G1	*1w	*0 ip k-mcp	*1w i/m/r/p	*1w d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1ww r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	1ww	*1ww
G2	*1ww m	*0 mcp ip k-cmc	*1w i/m/r/p	*0 k-mcp	*1w	*0 mcp	*1w	*1w	*1w	*1w p	*1w r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1w	*1w
G3	*1w	*0 mcp ip	*1w i/m/r/p	*1w d	*1w	*0 mcp	*1w	*1w	*1w	*1	*1w m/r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1w	*1w
H1	*1w m	*0 mcp ip	*0 k-cmc	*0 mcp d	*0 mcp	*1w	*1w	*1w	*1w d	*1p	*1w r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1w	*1
H2	*1 m	*0 mcp ip	*0 k-cmc	*0 mcp d	*1w	*1w i/r	*1w	*1w	*1w	*1w p	*1w r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1w	*1w
H3	*1	*0 mcp ip	*0 k-cmc	*0 cmc mcp d	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w	*1w p	*1w r/p	*1ww	*1 d i/m/r/p	*1w	*1
I1	*0 mcp	*0 ip k-mcp/cmc	*1 m/r	*0 mcp d	*1	*1w	*0 k-cmc	*1	*0 k-cmc	*1w	*0 cmc	*0 mcp	*0 cmc k-mcp	*1	*0 mcp
I2	*1	*0 ip k-cmc	*1 m/r	*0 mcp d	*0 k-mcp	*1w	*0 k-cmc	*1	*1w	*1w	*0 k-mcp	*0 mcp cmc	*0 mcp k-cmc	*0 k- mcp	*1w
I3	*0 cmc	*0 ip k-mcp	*1 m/r	*0 mcp d	*1w	*1w	*0 k-cmc	*1	*0 k-cmc	*1w	*0 k-cmc	*0 mcp cmc	*0 mcp k-cmc	*0 k- mcp	*1w
*		mcp/ip signaal liep steeds weg											Alles draait		
1	beginstand afwijkend											Duim heel ver naar achter			
w	meting voor duim goed (bijna niemand kwamen index vinger en duim echt dicht bij elkaar in de buurt)														
i/m/r/p	duim en index heel wijd uit elkaar														
ip/mcp/cmc	een van deze vingers vertoond afwijkingen														
k-	een van deze gewrichten vertoond afwijkingen														
d	signaal omgeklapt achter - staat welk gewricht														
v	het geheel draait rond														
	vingers en duim voorbij het punt dat ze elkaar raken														

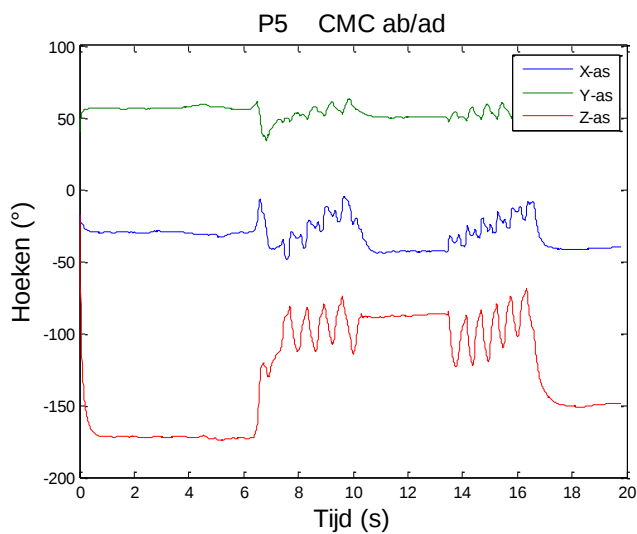
Bijlage 7



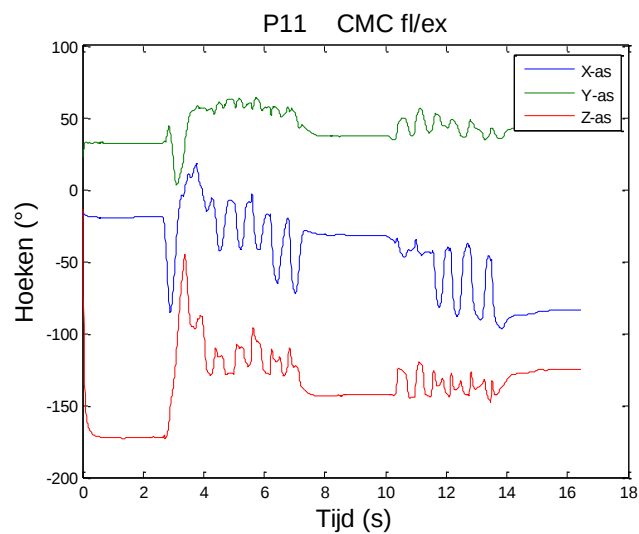
Figuur 33: IP gewricht tijdens het aannemen van de maximale flexie en extensie stand afgewisseld met 5 bewegingen rond de flexie/extensie as.



Figuur 34: MCP-I gewricht tijdens het aannemen van de maximale flexie en extensie stand afgewisseld met 5 bewegingen rond de flexie/extensie as.



Figuur 35: CMC-I gewricht tijdens het aannemen van de maximale adductie en abductie stand afgewisseld met 5 bewegingen rond de adductie/abductie as.

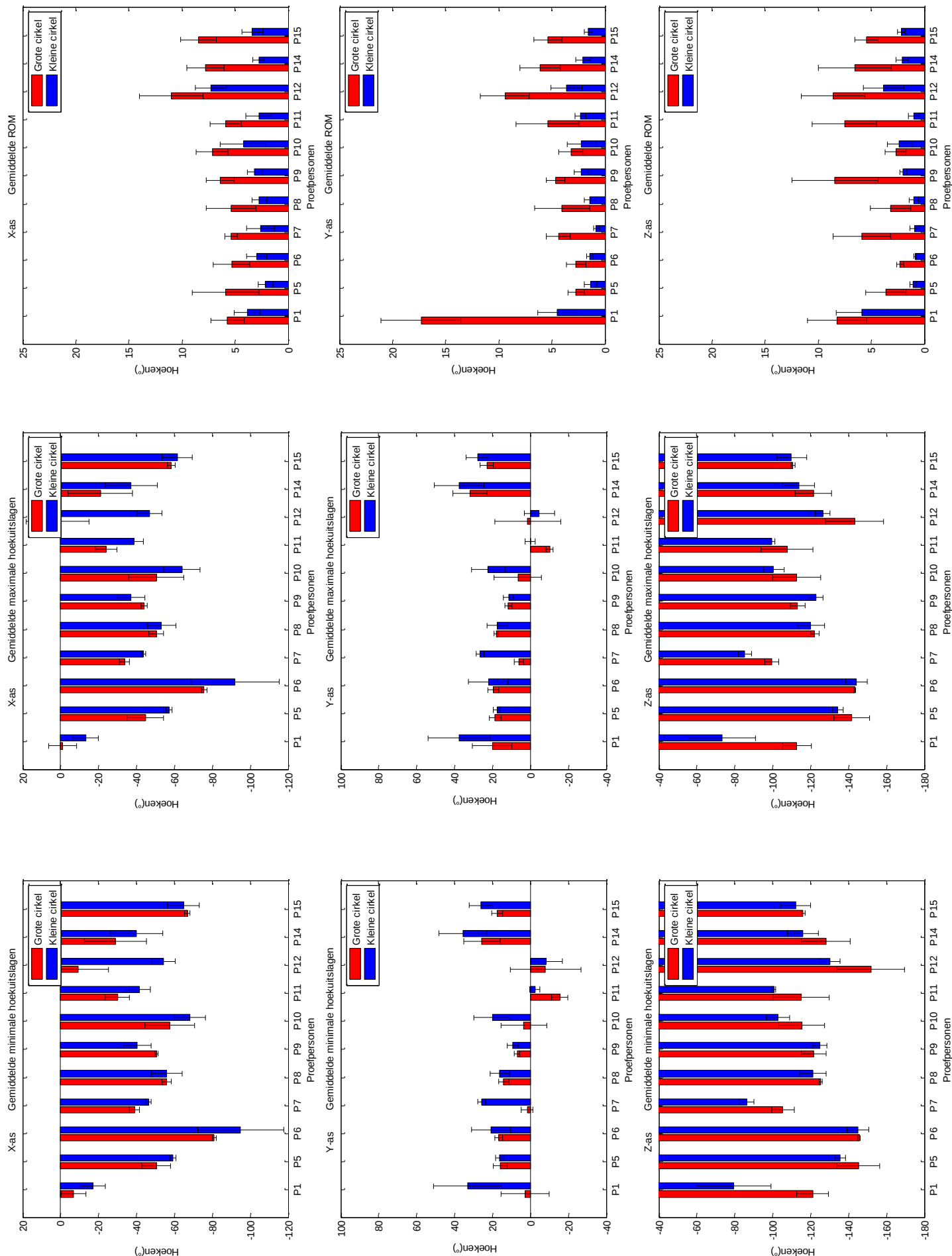


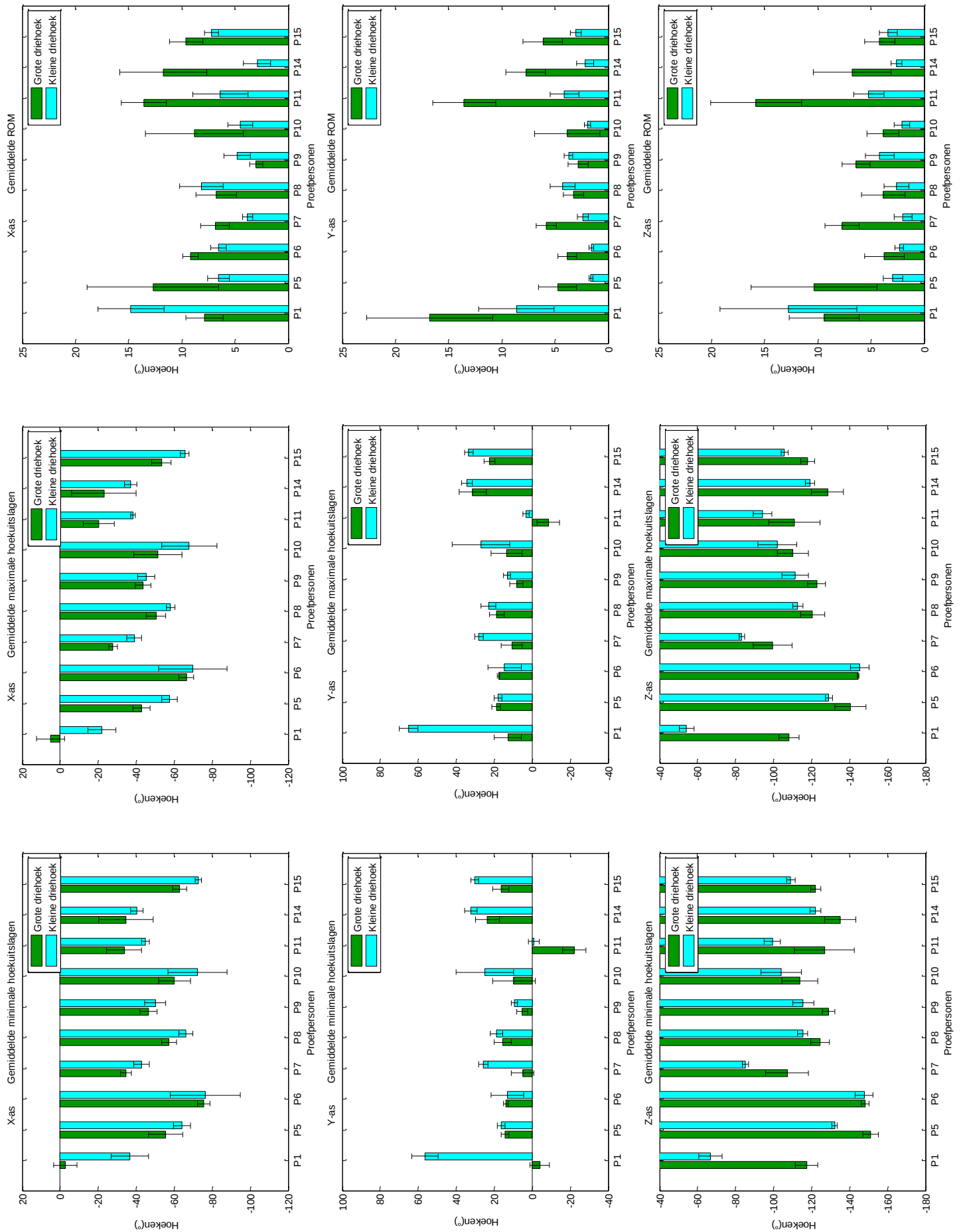
Figuur 36: CMC-I gewricht tijdens het aannemen van de maximale extensie en flexie stand afgewisseld met 5 bewegingen rond de flexie/extensie as.

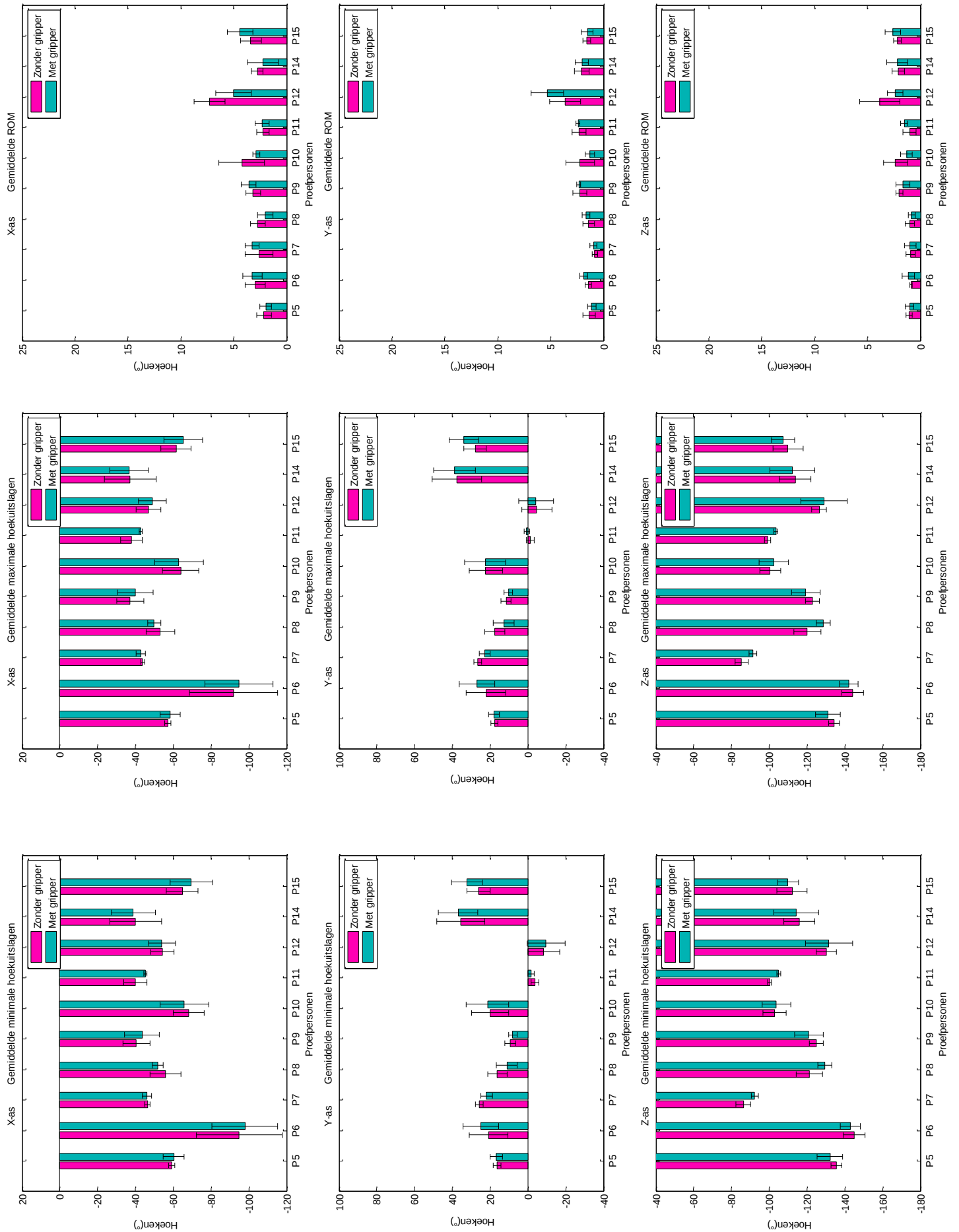
Bijlage 8

		extensie(+) of adductie(+)		flexie(-) of abductie(-)										
		GONIO	POWERGLOVE		GONIO	POWERGLOVE		GONIO ROM	POWERGLOVE ROM			PG ROM norm		
				Afwijking(°)			Afwijking(°)			Afwijking(°)	Afwijking(%)		Afwijking(°)	Afwijking(%)
P1	IP	(30,0,0)	(28,-1,-9)	-2	(-62,0,0)	(-73,4,-8)	-11	(92,0,0)	(101,5,1)	9	10	101	9	10
P1	MCP	(12,0,0)	(-21,24,-27)	-33	(-58,0,0)	(10,-65,-47)	68	(70,0,0)	(31,89,20)	-39	56	96	26	37
P1	CMC	(0,0,-35)	(31,30,-70)	-35	(0,0,-55)	(23,39,-52)	-3	(0,0,20)	(8,9,18)	-2	10	22	2	10
P1	CMC	(45,0,0)	(4,32,-49)	-41	(10,0,0)	(-7,51,-38)	-17	(35,0,0)	(11,19,11)	-26	69	25	-10	29
P5	IP	(12,0,0)	(9,-3,11)	-3	(-78,0,0)	(-61,-14,3)	17	(90,0,0)	(70,11,8)	-20	22	71	-19	21
P5	MCP	(12,0,0)	(-3,2,10)	-15	(-46,0,0)	(-20,-14,-94)	26	(58,0,0)	(17,16,104)	-41	71	107	49	84
P5	CMC	(0,0,-14)	(-43,50,-88)	-74	(0,0,-50)	(-41,56,-150)	-100	(0,0,36)	(2,6,62)	26	72	62	26	72
P5	CMC	(28,0,0)	(-36,71,-123)	-64	(4,0,0)	(-79,25,-110)	-83	(14,0,0)	(43,46,13)	29	207	64	50	357
P6	IP	(32,0,0)	(42,0,2)	10	(-86,0,0)	(-71,-5,4)	15	(118,0,0)	(113,5,2)	-5	4	113	-5	4
P6	MCP	(0,0,0)	(3,7,0)	3	(-32,0,0)	(3,-5,-80)	35	(32,0,0)	(0,12,80)	-32	100	81	49	153
P6	CMC	(0,0,-30)	(-38,53,-100)	-70	(0,0,-50)	(-40,53,-156)	-106	(0,0,20)	(2,0,56)	36	180	56	36	180
P6	CMC	(40,0,0)	0		(6,0,0)	0		(34,0,0)	0					
P7		zie onder												
P8	IP	(26,0,0)	(25,0,0)	-1	(-90,0,0)	(-64,1,-3)	26	(116,0,0)	(89,1,3)	-27	23	89	-27	23
P8	MCP	(5,0,0)	(1,-4,7)	-4	(-54,0,0)	(32,-45,-149)	86	(59,0,0)	(31,41,156)	-28	47	164	105	178
P8	CMC	(0,0,-22)	(-21,48,17)	39	(0,0,-42)	(-28,52,-41)	1	(0,0,20)	(7,4,58)	38	190	59	39	195
P8	CMC	(30,0,0)	0		(8,0,0)	0		(22,0,0)	0					
P9	IP	(35,0,0)	(47,-2,4)	12	(-72,0,0)	(-60,-9,5)	12	(107,0,0)	(107,7,1)	0	0	107	0	0
P9	MCP	(10,0,0)	(-5,30,-6)	-15	(-60,0,0)	(1,-16,-63)	61	(70,0,0)	(6,46,57)	-63	760	73	3	4
P9	CMC	(0,0,-30)	(-59,60,-49)	-19	(0,0,-40)	(-43,54,-51)	-11	(0,0,10)	(16,6,3)	-7	70	17	7	70
P9	CMC	(40,0,0)	0		(6,0,0)	0		(34,0,0)	0					
P10	IP	(30,0,0)	(33,4,5)	3	(-90,0,0)	(-83,-3,9)	7	(120,0,0)	(116,7,4)	-4	3	116	-4	3
P10	MCP	(4,0,0)	(-12,34,-15)	-16	(-65,0,0)	(-6,-43,-48)	59	(69,0,0)	(6,77,33)	-63	91	84	15	22
P10	CMC	(0,0,-18)	(-40,41,-75)	-57	(0,0,-30)	(-30,41,-93)	-63	(0,0,12)	(10,0,18)	6	50	21	9	75
P10	CMC	(26,0,0)	(-39,49,-111)	-65	(10,0,0)	(-92,13,-89)	-102	(16,0,0)	(53,36,22)	37	231	68	52	325
P11	IP	(26,0,0)	(20,5,7)	-6	(-70,0,0)	(-66,0,1)	4	(96,0,0)	(86,5,6)	-10	10	85	-11	11
P11	MCP	(28,0,0)	(-22,18,-11)	-50	(-50,0,0)	(81,-20,-66)	131	(78,0,0)	(103,38,55)	25	32	122	44	56
P11	CMC	(0,0,-34)	(-35,33,-115)	-81	(0,0,-50)	(-27,27,-155)	-105	(0,0,16)	(8,6,40)	24	150	41	25	156
P11	CMC	(56,0,0)	(-32,37,-143)	-88	(20,0,0)	(-86,43,-126)	-106	(36,0,0)	(54,6,17)	18	50	57	21	58
P12	IP	(26,0,0)	(31,-2,4)	5	(-90,0,0)	(-83,12,-1)	7	(116,0,0)	(114,14,5)	-2	2	115	-1	0,8
P12	MCP	(4,0,0)	(22,-2,3)	18	(-48,0,0)	(42,-21,-2)	90	(52,0,0)	(20,19,5)	-32	62	28	-24	46
P12	CMC	(0,0,-22)	0		(0,0,-36)	0		(0,0,14)	0					
P12	CMC	(40,0,0)	(159,-24,-55)	119	(0,0,0)	(120,-20,-69)	120	(40,0,0)	(39,4,14)	-1	3	130	90	225
P14	IP	(28,0,0)	(55,-4,-3)	27	(-90,0,0)	(-50,2,-2)	40	(118,0,0)	(105,6,5)	-13	11	105	-13	11
P14	MCP	(28,0,0)	0		(-50,0,0)	0		(78,0,0)	0					
P14	CMC	(0,0,-24)	0		(0,0,-38)	0		(0,0,14)	0					
P14	CMC	(45,0,0)	(-3,62,-110)	-48	(10,0,0)	(-72,51,-138)	-82	(35,0,0)	(69,11,28)	34	97	75	40	114
P15	IP	(24,0,0)	(30,1,6)	6	(-94,0,0)	(-77,2,4)	17	(118,0,0)	(107,1,2)	-11	9	107	-11	9
P15	MCP	(-4,0,0)	0		(-56,0,0)	0		(52,0,0)	0					
P15	CMC	(0,0,-25)	(-22,59,7)	32	(0,0,-50)	(-24,51,-52)	-2	(0,0,25)	(2,8,59)	34	136	60	35	140
P15	CMC	(42,0,0)	0		(0,0,0)	0		(42,0,0)	0					
P7	IP	(30,0,0)	(30,-3,5)	0	(-78,0,0)	(-68,-6,2)	10	(108,0,0)	(98,3,3)	-10	9	98	-10	9
P7	MCP	(30,0,0)	(-34,13,-6)	-64	(-58,0,0)	(26,5,-68)	84	(88,0,0)	(60,8,62)	-28	32	87	-1	1
P7	CMC	(0,0,-24)	(-41,66,-110)	-86	(0,0,-40)	(-39,72,-122)	-82	(0,0,16)	(2,6,12)	-4	25	14	-2	12
P7	CMC	(45,0,0)	0		(14,0,0)	0		(31,0,0)	0					
P7	IP	(30,0,0)	(25,-1,3)	-5	(-78,0,0)	(-76,-9,5)	2	(108,0,0)	(101,8,2)	-7	6	101	-7	6
P7	MCP	(30,0,0)	(-18,20,-23)	-48	(-58,0,0)	(70,-14,-98)	138	(88,0,0)	(88,34,75)	0	0	120	32	36
P7	CMC	(0,0,-24)	0		(0,0,-40)	0		(0,0,16)	0					
P7	CMC	(45,0,0)	0		(14,0,0)	0		(31,0,0)	0					
P7	IP	(30,0,0)	(28,0,3)	-2	(-78,0,0)	(-84,-3,2)	-6	(108,0,0)	(112,3,1)	4	4	112	4	4
P7	MCP	(30,0,0)	(-17,20,-23)	-47	(-58,0,0)	(58,-13,-98)	116	(88,0,0)	(75,33,75)	-13	15	111	23	26
P7	CMC	(0,0,-24)	(-36,65,-50)	-26	(0,0,-40)	(-31,68,-73)	-33	(0,0,16)	(5,3,23)	7	44	24	8	50
P7	CMC	(45,0,0)	0		(14,0,0)	0		(31,0,0)	0					

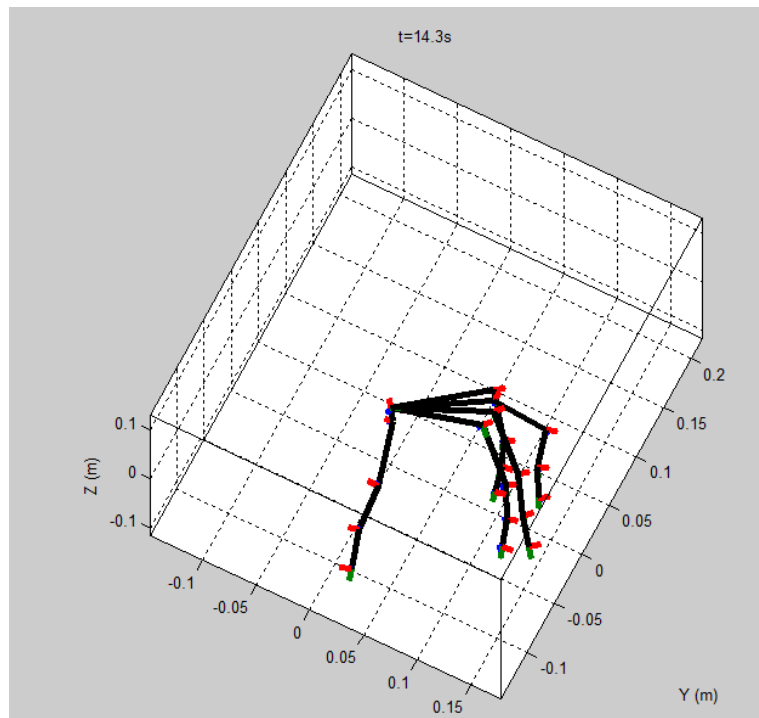
Bijlage 9



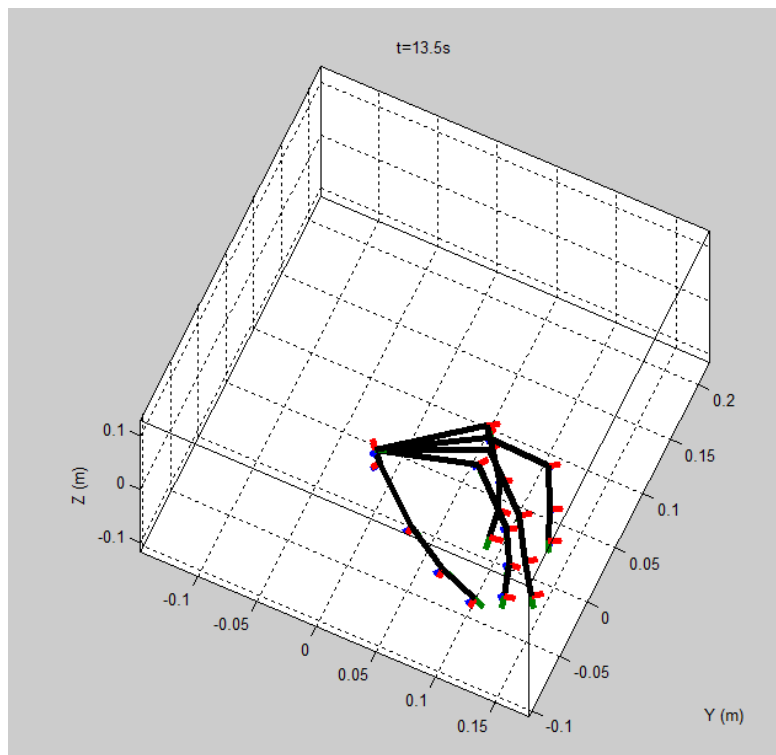




Bijlage 10



Figuur 37: Fragment uit de dynamische 3D plot van P8 waarbij de kleine cirkels werden overgetrokken met de ballpoint waarop een gripper was bevestigd. In de duimfilter is de informatie van de magnetometers wel meegenomen. Te zien is de grote afstand tussen de duimtop en de wijsvingertop.



Figuur 38: Fragment uit de dynamische 3D plot van P8 waarbij de kleine cirkels werden overgetrokken met de ballpoint waarop een gripper was bevestigd. In de duimfilter is de informatie van de magnetometers niet meegenomen. Te zien is de afgenomen afstand tussen de duimtop en de wijsvingertop.

