

UNIVERSITY OF TWENTE

FACULTEIT TECHNISCHE NATUURWETENSCHAPPEN
BIOMEDICAL SIGNALS AND SYSTEMS

Test-hertest betrouwbaarheid van metrieken gemeten met een handsensor tijdens een reiktaak bij gezonde proefpersonen

Auteur:

J.W.A. ROOK (*s2203812*)

Afstudeercommissie:

dr. G.R.H. REGTERSCHOT

dr. ir. B.J.F. VAN BEIJNUM

dr. E.H.F. VAN ASSELDONK

27 JULI 2021

Samenvatting

Doelstelling: In deze studie werd een sensormethode op basis van accelerometer- en gyroscopdata ontwikkeld waarmee verschillende metrieken van een reikbeweging bepaald werden. Daarnaast werd de test-hertest betrouwbaarheid van deze metrieken geanalyseerd.

Methode: Vijf gezonde volwassen proefpersonen voerden in totaal 60 *reach to target*-taken (RTT-taken) uit van een centraal gelegen punt op een tafel naar vier omliggende doelen (15 RTT-taken per doel). Op basis van de ontwikkelde sensormethode werden de afgelegde padlengte, de gemiddelde snelheid, de pieksnelheid, de bewegingsduur en de vloeiendheid (*Number of Movement Units* (NMU)) van de RTT-taken bepaald. De meetsessie werd in totaal driemaal uitgevoerd waarbij de sensor tussen de sessies door van de hand verwijderd werd.

Resultaten: De intraclass correlation coefficient (ICC) lag voor alle metrieken boven de 0,90, met uitzondering van het NMU (ICC = 0,89). Voor alle metrieken was de *Standard Error of Measurement* (SEM) kleiner dan 10% van de gemiddelde metriekwaarde. Hetzelfde gold voor de gemiddelde waarde van de Bland-Altman analyse.

Conclusie: De relatieve test-hertest betrouwbaarheid van alle metrieken is uitstekend. Daarnaast zijn voor alle metrieken verschillen kleiner dan 10% van de gemiddelde waarde te onderscheiden. Deze uitkomsten zijn een stap voorwaarts bij de implementatie van IMU's in het revalidatieprogramma voor CVA-patiënten in de thuissituatie, waarbij het revalidatieproces aan de hand van metriekdata door therapeuten gemonitord wordt.

Summary

Research aim: In this study a sensor-based method using accelerometer and gyroscope data was developed to determine different metrics during a reach to target movement. In addition, the test-retest reliability of these metrics was analysed.

Method: Five healthy adult subjects performed a total of 60 reach to target movements (RTT movements) from a centrally located point on a table to four surrounding targets (15 RTT movements per target). Based on the developed sensor method the travelled path length, average velocity, peak velocity, movement duration, and fluency (Number of Movement Units (NMU)) of the RTT movements were determined. The subjects performed the session three times in total where the sensor was removed from the hand between sessions.

Results: The intraclass correlation coefficient (ICC) was above 0.90 for all metrics, except for the NMU (ICC = 0.89). The Standard Error of Measurement (SEM) for all metrics was less than 10% of the average metric value. The same applied to the mean value of the Bland-Altman analysis.

Conclusion: All metrics show excellent relative test-retest reliability. Differences less than 10% of the mean metric value are discernible for all metrics. The outcomes of this study are a step forward towards a rehabilitation program for stroke patients in their home environment, monitored by their therapists through IMUs.

Afkortingenlijst

ADL	Activities of Daily Living
ARAT	Action Research Arm Test
BA-LOA	Bland-Altman Limits of Agreement
CVA	Cerebro Vasculair Accident
FMA-UE	Fugl-Meyer Assessment of Upper Extremity
ICC	Intraclass Correlation Coefficient
IMU	Inertial Measurement Unit
NMU	Number of Movement Units
RTT	Reach To Target
SEM	Standard Error of Measurement

Inhoudsopgave

1	Inleiding	6
2	Methode	8
2.1	Kinematische reconstructie	8
2.1.1	Sensor naar segment kalibratie	8
2.1.2	Schatting van de oriëntatie	9
2.1.3	Bepaling van metrieken	10
2.2	Experiment	10
2.2.1	Onderzoekspopulatie	10
2.2.2	Meetprotocol	11
2.3	Statistische toetsing	12
2.3.1	Intraclass Correlation Coefficient (ICC)	12
2.3.2	Standard Error of Measurement (SEM)	12
2.3.3	Bland-Altman analyse	12
3	Resultaten	13
3.1	Padlengte	13
3.2	ICC en SEM	14
3.3	Bland-Altman analyse	14
4	Discussie	17
5	Conclusie	20
	Bibliografie	21

Hoofdstuk 1

Inleiding

Een beroerte of *cerebro vasculair accident* (CVA) is een van de meest voorkomende ziekten wereldwijd [1]. Naar schatting krijgen jaarlijks 1,1 miljoen mensen in Europa deze diagnose gesteld [1]. In Nederland werden in 2019 bijna 100.000 nieuwe gevallen gemeld [2]. Daarnaast waren er in dat jaar naar schatting ruim een half miljoen patiënten bij de huisarts bekend met een CVA [2]. Bij 80% van de CVA-patiënten treedt sensomotorisch functieverlies van onder andere de arm op, kort nadat de symptomen zichtbaar zijn [3]. Ondanks acute medische zorg en revalidatie blijft dit functieverlies bij 60% van de CVA-patiënten aanwezig 6 maanden na het accident [3].

Een CVA wordt in 20% van de gevallen veroorzaakt door een bloeding [2]. In 80% van de gevallen is er sprake van een afsluiting van een slagader die de hersenen van bloed voorziet [2]. Deze afsluiting kan ontstaan door trombose [4]. Dit is de vorming van bloedstolsels aan de wand van een bloedvat, zogenaamde plaques. Indien een bloedstolsel losschiet en elders een bloedvat afsluit ontstaat een embolie [4]. Wanneer dit bloedvat de motorische schors in de hersenen van bloed voorziet kan een gedeeltelijke of volledige verlamming ontstaan van spiergroepen aan de contralaterale lichaamszijde [5].

Therapie speelt een grote rol bij het herstel van de sensomotorische armfunctie [1]. Deze kan plaatsvinden in een revalidatiecentrum en in de thuissituatie. Uit de literatuur blijkt dat het gebruik van de aangedane arm bij het uitvoeren van alledaagse activiteiten ofwel *activities of daily living* (ADL) zorgt voor een verbeterd herstel van de armfunctie [6]. Het is echter lastig om bij patiënten in de thuissituatie te monitoren hoe vaak er wordt geoefend en op welke wijze de oefeningen uitgevoerd worden [7]. Daarnaast is het momenteel nog onbekend wat de meest optimale vorm van revalidatie is, aangezien klinisch onderzoek zelden kwantitatief de revalidatie-oefeningen beschrijft die worden uitgevoerd [3], [6]. Om het herstel na een CVA te beschrijven wordt vaak gebruik gemaakt van de *Fugl-Meyer Assessment of Upper Extremity* (FMA-UE). Hierbij wordt aan de hand van een ordinale schaalverdeling de mate van functiebeperking bepaald [8]. Daarnaast inventariseert de *Action Research Arm Test* (ARAT) de vaardigheid van de hand- en armfunctie. Ook deze test maakt gebruik van een ordinale schaalverdeling [9]. Beide testen geven echter onvoldoende informatie over het herstel na een CVA. Zo kan er geen verschil gemaakt worden tussen functieherstel of compensatie door andere spiergroepen [8], [10], [11].

De kwantitatieve beschrijving van armbewegingen is mogelijk door metrieken te analyseren [3], [12]. Deze metrieken vormen een stelsel van kinematische meeteigenschappen waarmee de kwaliteit van armbewegingen kwantitatief beschreven kan worden [13]. Daarnaast kunnen therapeuten aan de hand van metrieken analyseren of er bij de uitvoering van een armbeweging sprake is van compensatie door andere lichaamsdelen, of dat er sprake is van functieherstel [12]. Dit is van grote therapeutische waarde aangezien dit de mogelijkheid biedt voor het ontwikkelen van optimale en gepersonaliseerde vormen van revalidatie [14]. Het gebruik van hoge resolutie opto-elektrische systemen maakt een kwantitatieve registratie van de armactiviteit mogelijk. Dit is momenteel de gouden standaard [12], [15]. Deze systemen zijn echter duur en lastig te hanteren voor patiënten die revalideren in een thuisomgeving. Het gebruik van sensoren zoals *inertial measurement units* (IMU's) zou een oplossing kunnen bieden [16].

Een IMU is een sensor met een 3D accelerometer en een 3D gyroscoop [17]. In sommige IMU's is eveneens een magnetometer toegevoegd [18]. De accelerometer meet de versnelling in een specifieke richting door de uitoefening van een kracht op de sensor. Hierbij verandert de afstand tussen microscopische vaste- en bewegende platen in het systeem. Dit zorgt voor een verandering van de elektrische capaciteit [19]. Door deze te meten kan de uitgeoefende kracht bepaald worden. De gyroscoop meet de hoeksnelheid van de sensor als oriëntatieverandering over tijd [20]. Bij de gyroscoop zorgt het Coriolis-effect voor het bewegen van twee microscopische platen in de sensor [21]. Tijdens een rotatiebeweging oscilleren deze platen in tegengestelde richting. Dit veroorzaakt wederom een verschil in elektrische capaciteit, waarmee de Corioliskracht wordt bepaald. Op basis van de Corioliskracht wordt de hoeksnelheid berekend. Met de magnetometer wordt de oriëntatie van de IMU bepaald op basis van de richting van het magnetische veld aan de hand van het Hall-effect [22].

Verschillende studies laten de potentie van IMU's zien bij de registratie van ADL-taken [23]. De accurate en test-hertest betrouwbaarheid van IMU's voor het meten van de bewegingskwaliteit van de arm is echter nog onvoldoende bewezen. Kwakkel et al. stellen dat IMU's momenteel als inadequate testmethode worden gezien bij de revalidatie na een CVA [12]. Voordat IMU's een rol kunnen spelen bij de beschrijving van de armfunctie in de klinische praktijk is een evaluatie van de accurate en de test-hertest betrouwbaarheid voor specifieke ADL-taken noodzakelijk.

Veel ADL-taken bestaan uit reikbewegingen, ook wel gekarakteriseerd als *reach to target*-taken (RTT-taken) [24]. Voorbeelden zijn het aanraken van een scherm of het bedienen van een schakelaar. RTT-taken worden door therapeuten aangemerkt als een belangrijke oefening bij de revalidatie van CVA-patiënten [12]. De beoordeling van de bewegingskwaliteit van revalidatie-oefeningen vindt plaats via metrieken. Voor de RTT-taak zijn volgens therapeuten de afgelegde padlengte, gemiddelde snelheid, pieksnelheid, bewegingsduur en vloeiendheid belangrijke metrieken [12].

Doelstelling

Deze opdracht is onderdeel van het Armcoach4Stroke project. Binnen het project wordt gewerkt aan de ontwikkeling van een Armcoach4Stroke. Dit is een interactieve tool voor zelfgestuurde, thuisgerichte en gepersonaliseerde armrevalidatie voor CVA-patiënten. Hierbij wordt voor de kwantitatieve beschrijving van de armfunctie gebruik gemaakt van IMU's. Het doel van deze opdracht is tweeledig. Allereerst wordt een sensormethode ontwikkeld waarmee de verschillende metrieken bepaald kunnen worden door een op de hand bevestigde IMU tijdens een RTT-taak. Dit zijn de afgelegde padlengte, de gemiddelde snelheid, de pieksnelheid, de bewegingsduur en de vloeiendheid van de beweging. Het tweede doel is het evalueren van de metrieken op test-hertest betrouwbaarheid bij gezonde volwassenen. Een adequate test-hertest betrouwbaarheid is een noodzakelijke stap bij de implementatie van IMU's in het revalidatieprogramma voor CVA-patiënten. Indien de test-hertest betrouwbaarheid adequaat is, kan de voortgang van CVA-patiënten tijdens het revalidatieproces in de thuissituatie betrouwbaar door therapeuten gemonitord worden.

Hoofdstuk 2

Methode

De toegepaste methode had als doel om de handbeweging van de proefpersonen te registreren en hiermee een kinematische reconstructie te maken. Aan de hand van de kinematische reconstructie werden metriecken bepaald. Deze werden vervolgens geanalyseerd door statistische toetsing.

2.1 Kinematische reconstructie

De metingen werden uitgevoerd met een Xsens MTw IMU (Xsens Technologies B.V., Enschede, NL). De IMU werd in het midden aan de dorsale zijde van de hand in een draagbare handschoen geplaatst die aangetrokken werd door de proefpersonen. Voor de reconstructie van de handbewegingen werd gebruik gemaakt van de accelerometer- en gyroscoopdata, gesampled met een frequentie van 50 Hz. De magnetometerdata werd niet gebruikt vanwege de sensitiviteit voor verstoringen van het lokale magneetveld. De data werd vanuit de IMU via het Xsens Awinda protocol naar een computer verstuurd. Hiervandaan werd de ruwe data overgezet naar bestanden die werden ingeladen in Matlab (MATLAB 2021a, The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA), waar de verdere dataverwerking plaatsvond. Het meetprotocol bestond uit twee fasen, namelijk de uitvoering van een tweetal kalibratiehandelingen en de uitvoering van de RTT-taken. De segmentatie van de data vond handmatig plaats. Voor iedere dataset werden de start- en stopmomenten van de kalibratiehandelingen bepaald, evenals de start- en stopmomenten van de RTT-taken.

2.1.1 Sensor naar segment kalibratie

Allereerst werd de ruwe acceleratie- en gyroscoopdata door een laag-doorlaatfilter met een kantelfrequentie van 10 Hz gefilterd. Vervolgens werd de sensor naar segment kalibratie uitgevoerd om de oriëntatie van de sensor ten opzichte van de tafel te bepalen. Door eerst de hand gedurende een aantal seconden plat op tafel te plaatsen kon de genormaliseerde z-as worden bepaald (2.1).

$$\hat{z} = \frac{\begin{bmatrix} z_x & z_y & z_z \end{bmatrix}}{\sqrt{z_x^2 + z_y^2 + z_z^2}} \quad (2.1)$$

Daarna werd de hand gedurende een aantal seconden met gestrekte vingers loodrecht op de tafel geplaatst om de genormaliseerde y-as te bepalen (2.2).

$$\hat{y} = \frac{\begin{bmatrix} y_x & y_y & y_z \end{bmatrix}}{\sqrt{y_x^2 + y_y^2 + y_z^2}} \quad (2.2)$$

De x-as werd via het kruisproduct van de y- en z-as bepaald (2.3).

$$\hat{x} = \hat{y} \times \hat{z} \quad (2.3)$$

Door meeton nauwkeurigheden in de y- en z-richting was het assenstelsel niet orthogonaal. Om hiervoor te compenseren werd de y-as herberekend aan de hand van de z- en x-as (2.4).

$$\hat{y} = (\hat{z} \times \hat{x}) \quad (2.4)$$

Nadat de richting van elke as bekend was, werd aan de hand hiervan een rotatiematrix R_{Sensor}^{Tafel} opgesteld. Deze beschreef de oriëntatie van de sensor ten opzichte van de oriëntatie van het tafelframe (2.5).

$$R_{Sensor}^{Tafel} = \begin{bmatrix} \hat{x} & \hat{y} & \hat{z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{y} \times \hat{z} & (\hat{z} \times (\hat{y} \times \hat{z})) & \hat{z} \end{bmatrix} \quad (2.5)$$

2.1.2 Schatting van de oriëntatie

De schatting van de oriëntatie werd bepaald door vanuit een bekende positie de hoeksnelheid te integreren over tijd. Deze schatting werd naarmate de tijd vorderde echter steeds onnauwkeuriger doordat ruis en offset van de gyroscoopdata door integratie een steeds grotere fout gaven. Dit werd voorkomen door sensorfusie van de accelerometer- en de gyroscoopdata door middel van een Madgwick filter [25]. Binnen dit algoritme werd een weging gemaakt van de fout in de accelerometerdata door middel van een foutschattingsparameter β . Deze β zorgde voor een compensatie van de fout die ontstond in de gyroscoopdata door de integratie van ruis, aliasing, kwantisatiefouten en fouten in de uitlijning van de assen in het segmentframe van de tafel [26]. De β werd gelijkgesteld aan 0,033 zoals beschreven door Madgwick [25]. Het algoritme berekende vervolgens de oriëntatie door numerieke integratie van de verandering van de gyroscoop over de tijd. De verandering in oriëntatie werd berekend als de mate van verandering van de oriëntatie zoals gemeten door de gyroscoop in combinatie met β . Deze β werd verwijderd in de richting bepaald door de accelerometerdata [27]. De schatting van de oriëntatie door het Madgwick filter werd weergegeven in een *quaternion form*. Deze kon worden omgezet naar eulerhoeken. Daarnaast werden de acceleratie en de hoekversnelling weergegeven in het lokale tafelframe. Op basis van dit lokale tafelframe werd het horizontale vlak gedefinieerd.

Voor de bepaling van de snelheid werd eerst de gravitatiekracht afgetrokken van de versnelling in de z-richting (2.6).

$$a = [a_x \quad a_y \quad a_z - 9,8] \quad (2.6)$$

Vervolgens werd de acceleratie geïntegreerd naar de snelheid (2.7).

$$v(t) = v(t-1) + a(t) \, dt \quad (2.7)$$

Tevens werd een randvoorwaarde toegepast waarbij de snelheid op het eerste en laatste tijdstip gelijkgesteld werd aan $0 \, m \, sec^{-1}$ (2.8).

$$v(t_1) = v(t_e) = 0 \quad (2.8)$$

Om de fout in de snelheidsbepaling door de integratie van ruis te beperken tijdens de stationaire perioden aan het begin of einde van de RTT-taak werd een drempelwaarde ingesteld met een amplitude van $0,15 \, m \, sec^{-2}$. Op basis hiervan werd van ieder sample bepaald of de hand in beweging was of niet. Enkel de data tussen het eerste en laatste bewegingssample werd gebruikt voor de bepaling van het snelheidsprofiel. Daarnaast werd een driftcompensatie toegepast om de fout door integratie van ruis (dv_n) tijdens de bewegingsperioden van t_1 naar t_e te beperken. Hierbij werd uitgegaan van een constante drift C_t (2.9).

$$dv_t = \sum_{t_1}^{t_e} C_t \quad (2.9)$$

De driftcompensatie werd geschaald en vervolgens van de berekende snelheid afgetrokken zoals weergegeven in vergelijking (2.10).

$$v_n = v_n - \frac{t_1}{t_e} \, dv_{t_e} \quad (2.10)$$

De snelheid van de hand in het tafelframe werd bepaald door de amplitude van de snelheid in de x-, y-, en z-richting te berekenen (2.11).

$$v = |v_{xyz}| = \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2} \quad (2.11)$$

De padlengte p als functie van de tijd kon ten slotte berekend worden door de snelheid v zoals bepaald in vergelijking 2.11 te integreren (2.12).

$$p(t) = p(t-1) + v(t) dt \quad (2.12)$$

2.1.3 Bepaling van metrieken

Per proefpersoon werden de volgende metrieken bepaald:

1. **De afgelegde padlengte** De afgelegde padlengte van een RTT-taak, p_{RTT} , is gelijk aan de waarde van de afgelegde padlengte op het eindpunt t_e minus de waarde van de afgelegde padlengte op het startpunt t_1 [12]. Aangezien de afgelegde padlengte op het startpunt $p(t_1)$ voor iedere RTT-taak gelijkgesteld wordt aan nul is de totaal afgelegde padlengte tijdens een RTT-taak gelijk aan de afgelegde padlengte op het eindpunt $p(t_e)$, zoals weergegeven in vergelijking 2.13.

$$p_{RTT} = p(t_e) - p(t_1) = p(t_e) \quad (2.13)$$

2. **De vloeiendheid** De vloeiendheid van de beweging is gerelateerd aan de continuïteit van een beweging onafhankelijk van de lengte en duur van de beweging [15]. De vloeiendheid kan worden berekend in het tijdsdomein door te kijken naar het aantal bewegingseenheden (*Number of Movement Units*, NMU) in het tangentiële snelheidsprofiel [12]. Een bewegingseenheid wordt gedefinieerd als het verschil tussen een lokaal minimum gevolgd door een lokaal maximum dat de amplitudelimit van 20 mm sec^{-1} overschrijdt. Hierbij bedraagt de tijd tussen 2 opeenvolgende pieken minimaal 150 milliseconden. Bij het uitvoeren van een vloeiende reikbeweging is het de verwachting dat er één lokaal maximum zichtbaar is in het tangentiële snelheidsprofiel. Meerdere lokale minima gevolgd door lokale maxima duiden op een niet-soepel en minder efficiënt bewegingsprofiel [15].
3. **De pieksnelheid** De pieksnelheid van de hand is gelijk aan de maximale waarde binnen het snelheidsprofiel [12].
4. **De tijdsduur van de beweging** Om de tijdsduur van de beweging te bepalen worden eerst de start- en eindtijd van de beweging vastgesteld. Dit gebeurt aan de hand van de eerder genoemde drempelwaarde van $0,15 \text{ m sec}^{-2}$. Het moment dat de acceleratie van de hand de drempelwaarde overschrijdt wordt als starttijd t_1 gedefinieerd. Het moment dat de acceleratie van de hand van boven de drempelwaarde tot onder de drempelwaarde daalt wordt als eindtijd t_e gedefinieerd. De tijdsduur van de beweging is de tijd tussen de start- en eindtijd zoals weergegeven in vergelijking 2.14.

$$t_{beweging} = t_e - t_1 \quad (2.14)$$

5. **De gemiddelde snelheid** De gemiddelde snelheid wordt gedefinieerd door de totaal afgelegde padlengte van de RTT-taak p_{RTT} te delen door de tijdsduur van de beweging $t_{beweging}$ (2.15).

$$v_{gemiddeld} = \frac{p_{RTT}}{t_{beweging}} \quad (2.15)$$

2.2 Experiment

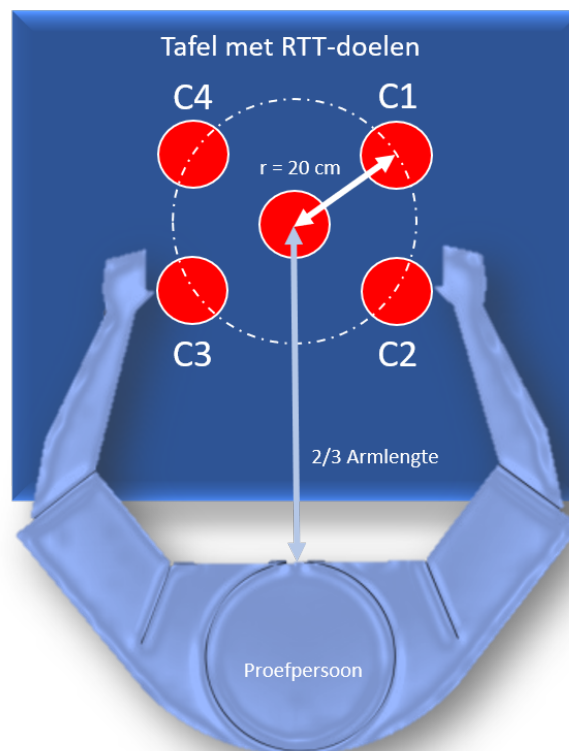
2.2.1 Onderzoekspopulatie

In deze studie werd van negen gezonde proefpersonen de IMU-data van de reikbewegingen verzameld. De gemiddelde leeftijd van de onderzoeksgroep was $22,1 \pm 1,9$ jaar. De gemiddelde

armlengte, gemeten vanaf de superior-laterale grens van het acromion tot het midden van de distale polsplooi, bedroeg $55,8 \pm 3,8$ centimeter. Bij zeven proefpersonen was rechts de dominante hand, twee proefpersonen waren linkshandig. Geen van de proefpersonen had een bewegingsbeperking of functieverlies van een van beide armen.

2.2.2 Meetprotocol

De RTT-taak is een *3D reaching array* zoals beschreven door Kwakkel et al. [12]. Hierbij is het de bedoeling om vanuit een initiële rustpositie een vloeiende reikbeweging te maken naar een omliggend doel. In figuur 2.1 is de testopstelling weergegeven. De proefpersonen werden op een standaard stoel met ondersteuning voor de rug aan een tafel geplaatst waarop vijf cirkels waren aangebracht. De middelste cirkel lag op $2/3$ armlengte van de proefpersonen, gemeten vanaf het sternum zoals beschreven door Kwakkel et al. [12]. Rondom deze middelste cirkel lagen vier cirkels op een radius van 20 centimeter. De proefpersonen startten de RTT-taak met de rechter wijsvinger gepositioneerd op de middelste cirkel. Na het startsignaal werd de hand met constante snelheid in de richting van de eerste cirkel *C1* bewogen. Na het bereiken van dit doel werd deze houding kort vastgehouden en werd de hand terug naar het startpunt bewogen. In totaal werd deze RTT-taak 15 keer herhaald met telkens hetzelfde eindpunt. Vervolgens werd de RTT-taak 15 keer herhaald voor achtereenvolgens de tweede, derde en vierde cirkel, respectievelijk *C2*, *C3* en *C4*. Ten slotte werd de gehele oefening tweemaal herhaald waarbij eerst alle sensoren ontkoppeld en vervolgens weer bevestigd werden om *doffing and donning* effecten te analyseren. Er werd bij het aankoppelen van de IMU telkens een random keuze gemaakt uit vier beschikbare IMU's. Op deze manier werden ook eventuele meetverschillen tussen de verschillende IMU's meegenomen.



Figuur 2.1: Een schematische weergave van de proefopstelling. De afbeelding is niet op schaal. De proefpersonen zaten aan een tafel gepositioneerd op een afstand van $2/3$ armlengte gemeten van het sternum tot het centrum van de middencirkel. De vier omringende cirkels, *C1*, *C2*, *C3* en *C4*, lagen op een radius van 20 cm vanaf het centrum van de middencirkel.

Tabel 2.1: De interpretatie van herhaalbaarheid per ICC-score

ICC-score	Interpretatie herhaalbaarheid
$ICC \geq 0.75$	Uitstekend
$0.40 \leq ICC < 0.75$	Redelijk tot goed
$ICC < 0.40$	Slecht

2.3 Statistische toetsing

De statistische toetsing bestond uit twee onderdelen. Aan de hand van de Intraclass Correlation Coefficient (ICC) werd de relatieve test-hertest betrouwbaarheid bepaald. Daarnaast werd aan de hand van de *standard error of measurement* (SEM) en de *Bland-Altman limits of agreement* (BA-LOA) gekeken naar de absolute test-hertest betrouwbaarheid.

2.3.1 Intraclass Correlation Coefficient (ICC)

De ICC wordt gebruikt voor het kwantificeren van de mate van overeenstemming tussen meerdere herhaaldelijk gemeten waarden [28]. Hiermee wordt de relatieve test-hertest betrouwbaarheid beschreven. De interpretatie van de ICC is weergegeven in tabel 2.1. Er bestaan verschillende vormen van de ICC. Op basis van de selectiecriteria beschreven door McGraw et al. is gekozen voor een *two-way mixed model, type consistency* waarbij de ICC werd berekend op basis van de gemiddelde meetdata, de ICC(C,k) [29].

2.3.2 Standard Error of Measurement (SEM)

De SEM wordt gebruikt om de betrouwbaarheid van een meting te bepalen door te kijken naar de variabiliteit van de foutenmarge rondom het gemiddelde [30]. De SEM werd in deze studie berekend op basis van de ICC aan de hand van vergelijking 2.16 met σ_{SEM} als de standaarddeviatie [28]. Bij de analyse van de SEM werd het gemiddelde verschil als acceptabel gekwalificeerd indien deze een waarde had van minder dan 10% van de gemiddelde waarde van de metriek, zoals beschreven door Regterschot et al. [31]. Een verandering van 10% op basis van de initiële waarde van een metriek kan volgens Alt Murphy et al. [32] en Thrane et al. [33] worden gekwalificeerd als klinisch significant.

$$SEM = \sigma_{SEM} \sqrt{1 - ICC} \quad (2.16)$$

2.3.3 Bland-Altman analyse

Een Bland-Altman analyse geeft het verschil weer tussen meetwaarden vergeleken met een zogeheten gouden standaard [34]. Aangezien er in deze studie enkel gemeten is met IMU's, werd de waarde van de gouden standaard gedefinieerd door van iedere RTT-taak het gemiddelde van de drie metingen te bepalen. Vervolgens werd het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen bepaald. Deze waarde werd uitgezet op de verticale as van de Bland-Altman plot. Op de horizontale as werd de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Het gemiddelde verschil zoals bepaald door de Bland-Altman analyse werd als acceptabel gekwalificeerd indien deze een waarde had kleiner dan 10% van de gemiddelde metriekwaarde. Daarnaast werden de BA-LOA bepaald. Voor zowel het gemiddelde verschil als de BA-LOA gold dat des te kleiner de uitkomst, des te beter de absolute test-hertest betrouwbaarheid was [30]. De berekening van de BA-LOA is weergegeven in vergelijking 2.17. Hierbij is μ_{BA} het gemiddelde verschil en σ_{BA} de standaarddeviatie [34].

$$LOA = \mu_{BA} \pm 1,96 \sigma_{BA} \quad (2.17)$$

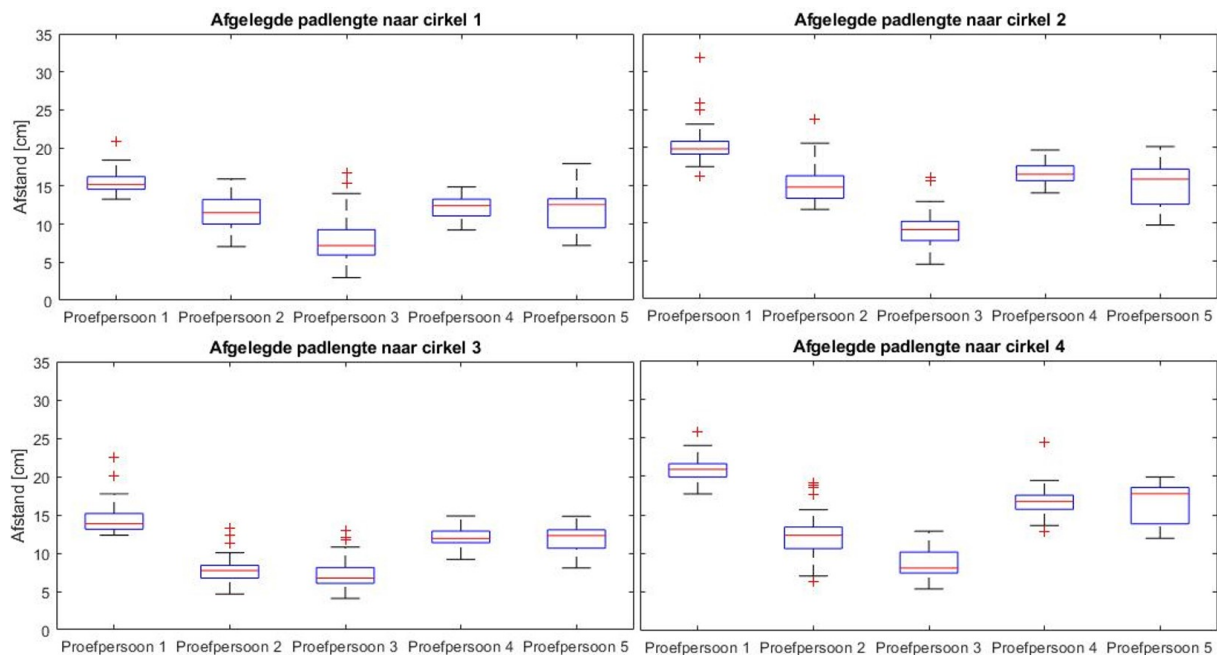
Hoofdstuk 3

Resultaten

De data van vier proefpersonen werd geëxcludeerd doordat de sensor tijdens de meting uitviel en er dataverlies optrad. De gemiddelde leeftijd van de onderzoeksgroep ($n=5$) was $22,2 \pm 1,9$ jaar. De gemiddelde armlengte, gemeten vanaf de superior-laterale grens van het acromion tot het midden van de distale polsplooi, bedroeg $54,3 \pm 1,6$ centimeter. Bij vier proefpersonen was rechts de dominante arm, één proefpersoon was linkshandig.

3.1 Padlengte

Voor de bepaling van padlengte voor de verschillende proefpersonen werd gekeken naar de afgelegde padlengte zoals bepaald aan de hand van de sensordata van de IMU tussen de middenstip en de omliggende cirkels. De dataverdeling is voor iedere cirkel afzonderlijk in boxplots weergegeven in figuur 3.1. Allereerst valt het verschil op in afgelegde padlengte tussen de proefpersonen per cirkel, de inter-proefpersoon variabiliteit. Er is een patroon zichtbaar in de rangorde van de proefpersonen wanneer de waarde van de mediaan van de afgelegde padlengte per cirkel wordt geanalyseerd. Hierbij is de mediaan van de afgelegde padlengte bij proefpersoon 1 voor elke cirkel het grootste, en is de mediaan van de afgelegde padlengte bij proefpersoon 3 telkens het laagste. Daarnaast valt op dat de afgelegde padlengte per proefpersoon verschilt wanneer deze voor C1, C2, C3 en C4 met elkaar worden vergeleken. Hierbij ligt de afgelegde padlengte van C1 en C3 telkens lager in vergelijking met de afgelegde padlengte van C2 en C4.



Figuur 3.1: Boxplots van de afgelegde padlengte naar cirkel 1 (links boven), cirkel 2 (rechts boven), cirkel 3 (links onder) en cirkel 4 (rechts onder) voor de verschillende proefpersonen op basis van de IMU-data. De rode kruizen geven de uitschieters aan.

Tabel 3.1: Resultaten van het gemiddelde (μ_{met}) en de standaarddeviatie (σ_{met}) van de metrieken bij de uitvoering van de RTT-taken door vijf proefpersonen tijdens drie metingen. Daarnaast zijn de ICC en de BA-LOA weergegeven, evenals de SEM en de gemiddelde waarde van de Bland-Altman analyse (μ_{BA}) uitgedrukt als percentage van het gemiddelde (μ_{met}).

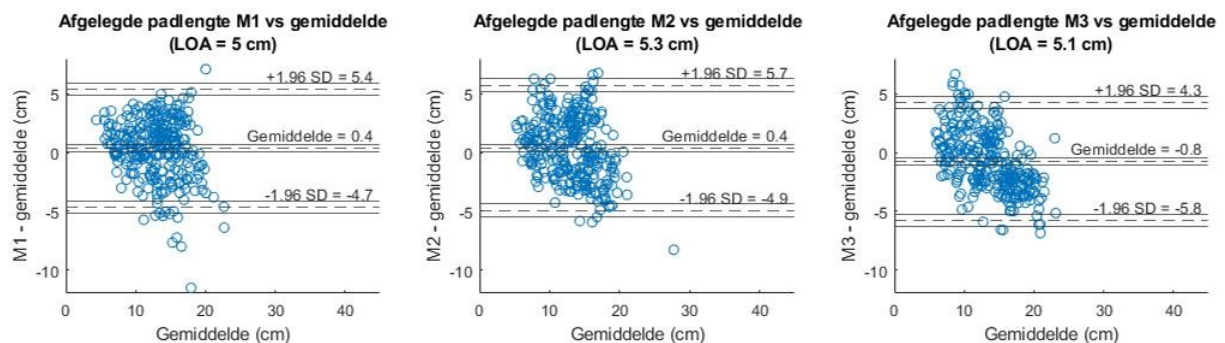
	$\mu_{met} \pm \sigma_{met}$	ICC	SEM (%)	μ_{BA} (%)	BA LOA
Padlengte (cm)	13,20 $\pm$ 4,42	0,96	0,70 (5,3)	0,51 (3,9)	5,14
Gemiddelde snelheid (cm sec ⁻¹)	11,23 $\pm$ 4,40	0,97	0,59 (5,3)	0,47 (4,2)	3,86
Pieksnelheid (cm sec ⁻¹)	20,97 $\pm$ 10,99	0,97	1,81 (8,6)	1,08 (5,2)	7,66
Bewegingstijd (sec)	1,22 $\pm$ 0,26	0,89	0,06 (4,7)	0,01 (0,8)	0,34
NMU	1,22 $\pm$ 0,44	0,93	0,06 (4,9)	0,02 (1,6)	0,69

3.2 ICC en SEM

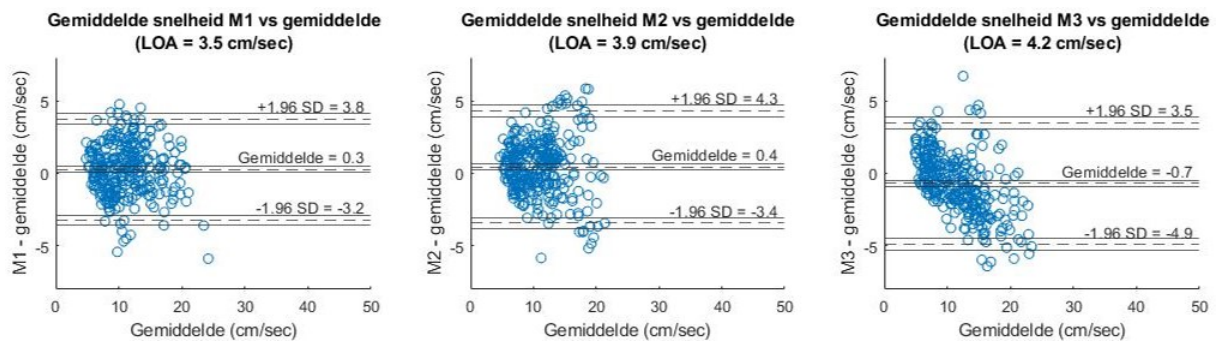
Op basis van de ICC (tabel 3.1) lieten alle metrieken een uitstekende relatieve test-hertest betrouwbaarheid zien. Daarnaast werd de absolute test-hertest betrouwbaarheid geanalyseerd aan de hand van de SEM (tabel 3.1). Deze waarden werden vergeleken met het vooraf gestelde criterium van 10% van de gemiddelde metriekwaarde (μ_{met}). Alle waarden van de SEM lagen onder dit criterium.

3.3 Bland-Altman analyse

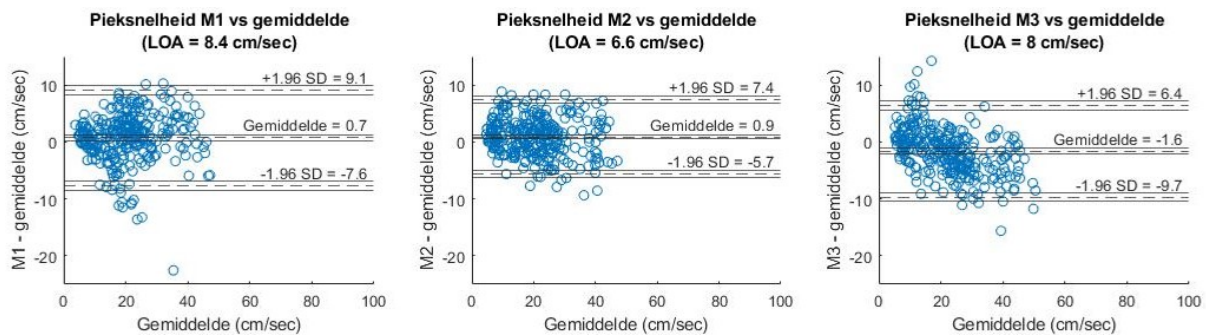
In de Bland-Altman plots zijn de verschillen in de afgelegde padlengte (figuur 3.2), de gemiddelde snelheid (figuur 3.3), de pieksnelheid (figuur 3.4), de bewegingstijd (figuur 3.5) en het NMU (figuur 3.6) per meting geanalyseerd ten opzichte van het gemiddelde van de drie metingen. Bij het NMU in figuur 3.6 lijkt het alsof er minder meetpunten meegenomen zijn in vergelijking met de andere metrieken. Dit is echter niet het geval. De meetpunten nemen door de discrete aard van het NMU maar enkele waarden aan. Hierdoor komen deze meetpunten op dezelfde positie te liggen binnen de Bland-Altman plot. Voor de absolute test-hertest betrouwbaarheid werd de gemiddelde waarde van de Bland-Altman analyse (μ_{BA}) uitgedrukt als percentage van de gemiddelde waarde van de metrieken (μ_{met}) (tabel 3.1). Dit percentage werd vergeleken met het vooraf gestelde criterium van 10%. Alle waarden lagen onder dit criterium. Daarnaast zijn de *limits of agreement* (LOA) bepaald (tabel 3.1). De waarden van de Bland-Altman LOA werden niet vergeleken met een criterium.



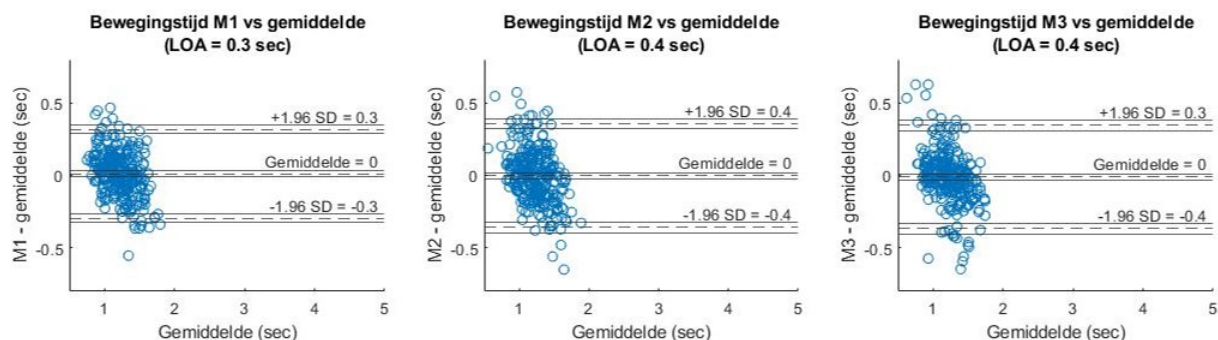
Figuur 3.2: Bland-Altman plots van de afgelegde padlengte voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.



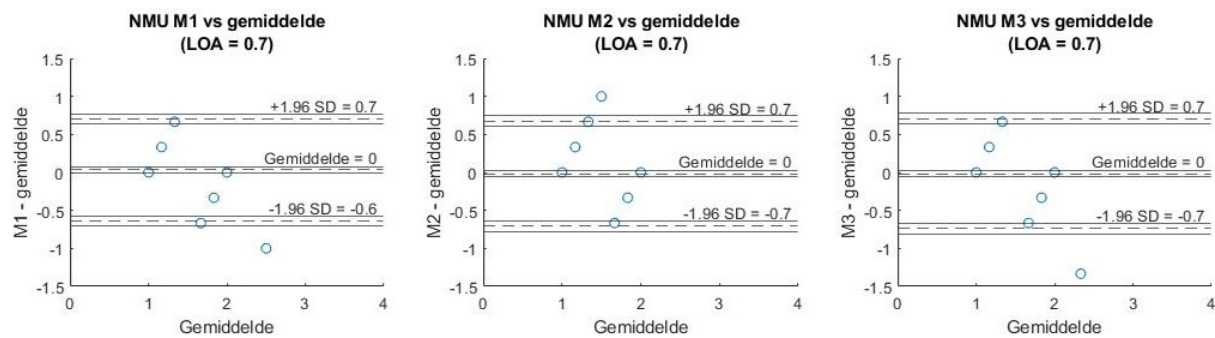
Figuur 3.3: Bland-Altman plots van de gemiddelde snelheid voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.



Figuur 3.4: Bland-Altman plots van de pieksnelheid voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.



Figuur 3.5: Bland-Altman plots van de bewegingstijd voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.



Figuur 3.6: Bland-Altman plots van het NMU voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Door de discrete aard van het NMU liggen veel meetpunten op dezelfde positie, en kunnen daardoor niet van elkaar onderscheiden worden.

Hoofdstuk 4

Discussie

De doelstelling van deze studie was het ontwikkelen van een kinematische reconstructiemethode waarmee de afgelegde padlengte, de gemiddelde snelheid, de pieksnelheid, de bewegingsduur en de vloeiendheid van de beweging bepaald konden worden. Daarnaast werd gekeken naar de test-hertest betrouwbaarheid bij de bepaling van deze metriekeken.

De metingen van de RTT-taak uitgevoerd door gezonde proefpersonen lieten een consistente test-hertest betrouwbaarheid zien. De relatieve test-hertest betrouwbaarheid werd voor de afgelegde padlengte, gemiddelde snelheid, pieksnelheid, bewegingstijd en het NMU als 'uitstekend' gekwalificeerd op basis van de ICC-score. Hierbij gold voor alle metriekeken, met uitzondering van de bewegingstijd ($ICC = 0,89$), dat de ICC-score boven de 0,9 lag. Dit beeld werd bevestigd door de absolute test-hertest betrouwbaarheid. De SEM en de gemiddelde waarden van de Bland-Altman analyse lagen voor alle metriekeken onder het gestelde criterium van 10% van de gemiddelde metriekwaarde. Hierbij moet de kanttekening gemaakt worden dat de Bland-Altman analyse een vergelijking maakte tussen deels dezelfde data, aangezien de gemiddelde data van meting 1, 2 en 3 werd gebruikt als gouden standaard. De consistente test-hertest betrouwbaarheid laat zien dat indien de RTT-taak meerdere malen herhaald wordt, de spreiding van de meetresultaten tussen de verschillende meetmomenten voor dezelfde proefpersoon vergelijkbaar is. Het betekent eveneens dat *doffing and donning* effecten geen rol lijken te spelen aangezien de sensor tussen de metingen van de hand verwijderd werd.

Bij de bepaling van de padlengte waren duidelijke verschillen tussen proefpersonen zichtbaar. Met name bij proefpersoon 2 en 3 lagen de meetwaarden van padlengte lager in vergelijking met proefpersoon 1, 4 en 5. De reden dat deze inter-proefpersoon variabiliteit optreedt is niet bekend. Hoewel alle personen dezelfde kalibratiehandelingen uitgevoerd hebben, zouden kleine afwijkingen kunnen leiden tot oriëntatieverschillen tussen het sensor- en tafelframe. Daarnaast kunnen verschillen tussen de proefpersonen in de uitvoering van de RTT-taak een oorzaak zijn voor deze verschillen. Ook bij de gemiddelde snelheid, de pieksnelheid, de bewegingstijd en het NMU zorgde de inter-proefpersoon variabiliteit voor een relatief grote standaarddeviatie per metriek. Naast de inter-proefpersoon variabiliteit was ook variatie zichtbaar in de padlengte tussen de vier cirkels. Hierbij lag de gemeten padlengte van C1 en C3 telkens lager in vergelijking met de gemeten padlengte van C2 en C4. Deze verschillen kunnen optreden doordat de kinematica van de rechter arm tijdens een RTT-taak per cirkel verschillend is. Binnen deze studie is er geen gebruik gemaakt van een externe meetmethode. Hierdoor is het niet mogelijk de meetwaarden van de metriekeken met een referentiewaarde te vergelijken. Bij een vervolgonderzoek zou met een hoge resolutie opto-elektrisch camerasysteem gekeken kunnen worden naar de absolute meetnauwkeurigheid van de IMU bij de bepaling van de verschillende metriekeken.

Naar het beste weten van de auteur is dit de eerste studie waarbij gekeken wordt naar de test-hertest betrouwbaarheid van metriekeken gemeten door een IMU op de hand tijdens een reiktaak. Fan et al. [35] beschrijven de test-hertest betrouwbaarheid van onder andere de bewegingstijd, de pieksnelheid en het NMU tijdens een reiktaak door gezonde proefpersonen waarbij gebruik gemaakt wordt van een zelfontwikkeld camerasysteem. Dit systeem gebruikt drie markers die op de hand, de elleboog en de schouder geplaatst worden om de armbewegingen te detecteren. De ICC van de bewegingstijd, de pieksnelheid en het NMU zijn respectievelijk 0,53, 0,74 en 0,46. De SEM uitgedrukt als percentage van het gemiddelde bedraagt voor de bewegingstijd, de pieksnelheid en het NMU respectievelijk 10,88%, 4,44% en 5,14%. In een

andere studie beschrijven Colombo et al. [36] de test-hertest betrouwbaarheid van onder andere de gemiddelde snelheid en het NMU tijdens een reiktaak door gezonde proefpersonen waarbij gebruik gemaakt wordt van een kinematische robotarm voor de bepaling van de metrieken. De ICC van de gemiddelde snelheid en het NMU zijn respectievelijk 0,95 en 0,85. De SEM uitgedrukt als percentage van het gemiddelde bedraagt voor de gemiddelde snelheid en het NMU respectievelijk 3,48% en 21,72%. De resultaten zoals beschreven door Feng et al. en Colombo et al. zijn vergelijkbaar met de resultaten in deze studie. Hoewel de waarden van de ICC voor de metrieken beschreven door Feng et al. lager liggen in vergelijking met deze studie, is de interpretatie van de herhaalbaarheid vergelijkbaar. Op basis van de resultaten van deze twee studies lijkt het, dat ook andere sensormethoden metrieken tijdens een reiktaak met een hoge test-hertest betrouwbaarheid kunnen bepalen. Het is echter lastig om de resultaten één op één met elkaar te vergelijken door de verschillen in methodologie tussen deze en de andere twee studies. Het zou interessant zijn om binnen één studie de verschillende methoden met elkaar te vergelijken.

Bij het bepalen van de snelheid en de positie aan de hand van de acceleratiedata spelen sensorruis en sensordrift een grote rol. Met name bij de positiebepalingen worden deze fouten dubbel geïntegreerd, wat leidt tot een meetfout die over tijd kwadratisch toeneemt [17]. Er zijn verschillende strategieën toegepast om de snelheid en positie zo nauwkeurig mogelijk te bepalen. Zo werd de integratieperiode van de acceleratiedata zo kort mogelijk gehouden door een drempelwaarde van $0,15 \text{ m sec}^{-2}$ toe te passen. Daarnaast werd een driftcompensatie toegepast om de fout door integratie van ruis tijdens de bewegingsperiode te beperken. Beide methoden hebben echter ook nadelen. Zo zorgt het toepassen van een drempelwaarde voor mogelijk dataverlies bij langzame bewegingen. Daarnaast middelt de driftcompensatie de meetfout over de bewegingsperiode uit, maar wordt deze niet geheel verwijderd. Verschillende studies gebruiken ook magnetometerdata voor een nauwkeuriger voorspelling van de oriëntatie van de IMU [37]–[39]. De magnetometer kan echter verstoord worden door de aanwezigheid van ferromagnetische metalen of elektronische apparatuur in de omgeving van de IMU [40]. Aangezien de metingen plaatsvonden in een ruimte waar beiden aanwezig waren is ervoor gekozen geen gebruik te maken van de magnetometerdata. Verschillende studies beschrijven oplossingen voor dit probleem aan de hand van kalibratiemethoden waarbij de verstoringen van het magneetveld gecorrigeerd worden [20], [41]. Deze kalibratiemethoden zouden de toepassing van de magnetometerdata mogelijk kunnen maken waardoor de accuraatheid van de gebruikte sensormethode in deze studie verbeterd wordt.

Bij het uitlijnen van het sensorframe met het lokale tafelframe is gebruik gemaakt van een tweetal statische poses zoals beschreven door Bhagubai et al. [42] en Schwarz et al. [43]. De pose voor de bepaling van de y-as, waarbij de hand met gestrekte vingers loodrecht op tafel geplaatst wordt, is gevoelig voor meetfouten doordat er geen referentie gebruikt wordt om te bepalen of de hand strikt loodrecht ten opzichte van de tafel geplaatst is. Dit kan in een vervolgstudie worden opgelost door een hulpmiddel te gebruiken waar de hand tegenaan geplaatst wordt. Daarnaast zou de y-as ook middels een dynamische beweging bepaald kunnen worden. Er is echter bewust gekozen om enkel statische kalibratieposes te gebruiken, aangezien de dynamische bewegingen lastig uitvoerbaar kunnen zijn voor CVA-patiënten. Hierdoor neemt de kans op meetfouten door een incorrecte uitlijning van het sensorframe met het lokale tafelframe toe.

Voor de sensorfusie werd gebruik gemaakt van een Madgwick filter. Naast het Madgwick filter zijn er andere sensorfusiemethoden mogelijk, bijvoorbeeld Kalman filters. Een voordeel van het Madgwick filter ten opzichte van Kalman filters is dat het eenvoudig te implementeren is binnen een sensormethode [25]. Daarnaast vereisen Kalman filters een hoge rekenbelasting in tegenstelling tot het Madgwick filter. [25]. De sensorfusie is van grote invloed op de uitkomsten van de metrieken. Caruso et al. beschrijven dat er geen significant verschil zichtbaar is tussen beide filters [18]. Het zou echter interessant zijn om te kijken of dezelfde resultaten worden

gezien indien gebruik gemaakt wordt van een Kalman filter. Naast het type filter heeft ook de foutschattingparameter β een grote invloed op de uitkomsten van de metrieken. In deze studie is gebruik gemaakt van $\beta = 0,033$, zoals beschreven door Madgwick et al. [25], [26]. Het is echter de vraag of dit de meest optimale parameter is, en of voor iedere proefpersoon dezelfde parameterwaarde een optimaal resultaat geeft. De meest optimale waarde voor de foutschattingparameter β zou bepaald kunnen worden door deze in waarde te variëren en te kijken welke waarde van β de laagste oriëntatiefout geeft op basis van een externe meetmethode die als gouden standaard gehanteerd wordt.

In de literatuur worden een aantal andere metrieken beschreven op basis waarvan de RTT-taak geanalyseerd kan worden [12]. Zo kan er gekeken worden naar de compensatie door romp en schouder, de bewegingsefficiëntie en het bewegingsbereik. Bij de bewegingsefficiëntie wordt gekeken naar de totaal afgelegde padlengte van de hand naar het eindpunt ten opzichte van de kortste afstand tussen het begin- en eindpunt. Het bewegingsbereik kan worden beschreven door te kijken naar de uiterste gewrichtshoeken tijdens de RTT-taak van de elleboog of de schouder. Om deze metrieken te kunnen meten is de plaatsing van meerdere IMU's nodig, op bijvoorbeeld de onderarm, de bovenarm, de schouder en het sternum. Aangezien binnen deze studie gebruik gemaakt wordt van één IMU op de hand, zijn deze metrieken niet meegenomen. Een metriek die wel werd meegenomen was de vloeiendheid van de RTT-taak. Deze werd geanalyseerd aan de hand van het NMU. In de literatuur bestaan voor de vloeiendheid echter meerdere metrieken [44]. Zo wordt door Balasubramanian et al. de vloeiendheid beschreven op basis van de *spectral arc length* (SPARC), waarbij veranderingen in het Fourier spectrum van bewegingen de vloeiendheid kwantificeren [45]. In deze studie is gekozen om de vloeiendheid te beschrijven op basis van het NMU aangezien deze eenvoudig te bepalen zijn uit het snelheidsprofiel. Er zijn echter aanwijzingen dat de SPARC klinische meerwaarde heeft ten opzichte van het NMU [45]. Vanuit dit oogpunt is het interessant om te analyseren wat de test-hertest betrouwbaarheid van de SPARC is.

In deze studie is gebruik gemaakt van data van gezonde proefpersonen. Een volgende stap is om dezelfde studie uit te voeren met CVA-patiënten.

Hoofdstuk 5

Conclusie

Binnen deze studie is een sensormethode ontwikkeld waarmee de verschillende metrieken bepaald kunnen worden door een op de hand bevestigde IMU tijdens een RTT-taak. Dit zijn de afgelegde padlengte, de gemiddelde snelheid, de pieksnelheid, de bewegingsduur en de vloeiendheid van de beweging. Uit deze studie kan geconcludeerd worden dat de test-hertest betrouwbaarheid van deze metrieken bij de uitvoering van een RTT-taak door gezonde volwassen proefpersonen uitstekend is. Daarnaast zijn voor alle metrieken verschillen kleiner dan 10 procent van de gemiddelde metriekwaarde te onderscheiden. Deze uitkomsten zijn een stap voorwaarts bij de implementatie van IMU's in het revalidatieprogramma voor CVA-patiënten in de thuissituatie, waarbij het revalidatieproces aan de hand van metriekdata door therapeuten gemonitord wordt.

Bibliografie

- [1] E. S. Donkor, „Stroke in the 21st Century: A Snapshot of the Burden, Epidemiology, and Quality of Life”, *Stroke Research and Treatment*, jrg. 2018, 2018, ISSN: 20420056. DOI: 10.1155/2018/3238165.
- [2] Volksgezondheidszorg. (2021). „Beroerte Cijfers en Context”, adres: <https://www.volksgezondheidszorg.info/onderwerp/beroerte/cijfers-context/huidige-situatie#!node-prevalentie-en-nieuwe-gevallen-beroerte-huisartsenpraktijk>. (bezocht op 30 april 2021).
- [3] A. Schwarz, C. M. Kanzler, O. Lamercy, A. R. Luft en J. M. Veerbeek, „Systematic Review on Kinematic Assessments of Upper Limb Movements After Stroke”, *Stroke*, jrg. 50, nr. 3, p. 718–727, mrt 2019, ISSN: 0039-2499. DOI: 10.1161/STROKEAHA.118.023531.
- [4] M. Lyaker, D. Tulman, G. Dimitrova, R. Pin en T. Papadimos, „Arterial embolism”, *International Journal of Critical Illness and Injury Science*, jrg. 3, nr. 1, p. 77–87, 2013, ISSN: 2229-5151. DOI: 10.4103/2229-5151.109429.
- [5] F. N. Shelton en M. J. Reding, „Effect of Lesion Location on Upper Limb Motor Recovery After Stroke”, *Stroke*, jrg. 32, nr. 1, p. 107–112, jan 2001, ISSN: 0039-2499. DOI: 10.1161/01.STR.32.1.107.
- [6] H. M. Schambra, A. Parnandi, N. J. Pandit, J. Uddin, A. Wirtanen en D. M. Nilsen, „A taxonomy of functional upper extremity motion”, *Frontiers in Neurology*, jrg. 10, jul 2019, ISSN: 16642295. DOI: 10.3389/fneur.2019.00857.
- [7] C. Zambrana, S. Idelsohn-Zielonka, M. Claramunt-Molet, M. Almenara-Masbernart, E. Opisso, J. M. Tormos, F. Miralles en E. Vargiu, „Monitoring of upper-limb movements through inertial sensors – Preliminary results”, *Smart Health*, jrg. 13, p. 100 059, 2019, ISSN: 23526483. DOI: 10.1016/j.smhl.2018.07.027.
- [8] D. J. Gladstone, C. J. Danells en S. E. Black, „The Fugl-Meyer Assessment of Motor Recovery after Stroke: A Critical Review of Its Measurement Properties”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, jrg. 16, nr. 3, p. 232–240, sep 2002, ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/154596802401105171.
- [9] M. Alt Murphy, C. Resteghini, P. Feys en I. Lamers, „An overview of systematic reviews on upper extremity outcome measures after stroke”, *BMC Neurology*, jrg. 15, nr. 1, 2015, ISSN: 14712377. DOI: 10.1186/s12883-015-0292-6.
- [10] G. Kwakkel, N. A. Lannin, K. Borschmann, C. English, M. Ali, L. Churilov, G. Saposnik, C. Winstein, E. E. van Wegen, S. L. Wolf, J. W. Krakauer en J. Bernhardt, „Standardized measurement of sensorimotor recovery in stroke trials: Consensus-based core recommendations from the Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable”, *International Journal of Stroke*, jrg. 12, nr. 5, p. 451–461, jul 2017, ISSN: 1747-4930. DOI: 10.1177/1747493017711813.
- [11] M. F. Levin, J. A. Kleim en S. L. Wolf, „What do motor “recovery” and “compensation” mean in patients following stroke?”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, jrg. 23, nr. 4, p. 313–319, mei 2009, ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968308328727.
- [12] G. Kwakkel, E. E. H. van Wegen, J. H. Burridge, C. J. Winstein, L. E. H. van Dokkum, M. Alt Murphy, M. F. Levin, J. W. Krakauer, C. E. Lang, T. Keller, T. Kitago, N. Nordin, V. Pomeroy, J. M. Veerbeek en F. van Wijck, „Standardized Measurement of Quality of Upper Limb Movement After Stroke: Consensus-Based Core Recommendations From the Second Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, jrg. 33, nr. 11, p. 951–958, nov 2019, ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968319886477.

- [13] J. Lui en C. Menon, „Would a thermal sensor improve arm motion classification accuracy of a single wrist-mounted inertial device?“, *BioMedical Engineering OnLine*, jrg. 18, nr. 1, p. 53, dec 2019, ISSN: 1475-925X. DOI: 10.1186/s12938-019-0677-7.
- [14] J. Bernhardt, K. S. Hayward, G. Kwakkel, N. S. Ward, S. L. Wolf, K. Borschmann, J. W. Krakauer, L. A. Boyd, S. T. Carmichael, D. Corbett en S. C. Cramer, „Agreed Definitions and a Shared Vision for New Standards in Stroke Recovery Research: The Stroke Recovery and Rehabilitation Roundtable Taskforce“, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, jrg. 31, nr. 9, p. 793–799, sep 2017, ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968317732668.
- [15] M. Alt Murphy, S. Murphy, H. C. Persson, U. B. Bergström en K. S. Sunnerhagen, „Kinematic analysis using 3D motion capture of drinking task in people with and without upper-extremity impairments“, *Journal of Visualized Experiments*, jrg. 2018, nr. 133, 2018, ISSN: 1940087X. DOI: 10.3791/57228.
- [16] B. Klaassen, P. G. H. Bartels, B. J. F. Van Beijnum en H. Hermens, „The development and evaluation of an arm usage coach for Stroke survivors“, in *2015 9th International Conference on Sensing Technology (ICST)*, mrt 2015, p. 514–519, ISBN: 9781479963140. DOI: 10.1109/ICSensT.2015.7438452.
- [17] M. Kok, J. D. Hol en T. B. Schön, „Using inertial sensors for position and orientation estimation“, *Foundations and Trends in Signal Processing*, jrg. 11, nr. 1-2, p. 1–153, 2017, ISSN: 19328354. DOI: 10.1561/20000000094. eprint: 1704.06053.
- [18] M. Caruso, A. M. Sabatini, D. Laidig, T. Seel, M. Knaflitz, U. Della Croce en A. Cereatti, „Analysis of the Accuracy of Ten Algorithms for Orientation Estimation Using Inertial and Magnetic Sensing under Optimal Conditions: One Size Does Not Fit All“, *Sensors*, jrg. 21, nr. 7, p. 2543, apr 2021, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s21072543.
- [19] C. Acar en A. M. Shkel, „Experimental evaluation and comparative analysis of commercial variable-capacitance MEMS accelerometers“, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, jrg. 13, nr. 5, p. 634–645, sep 2003, ISSN: 0960-1317. DOI: 10.1088/0960-1317/13/5/315.
- [20] F. Wittmann, O. Lambercy en R. Gassert, „Magnetometer-Based Drift Correction During Rest in IMU Arm Motion Tracking“, *Sensors*, jrg. 19, nr. 6, p. 1312, mrt 2019, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s19061312.
- [21] V. M. N. Passaro, A. Cuccovillo, L. Vaiani, M. De Carlo en C. E. Campanella, „Gyroscope Technology and Applications: A Review in the Industrial Perspective“, *Sensors*, jrg. 17, nr. 10, okt 2017, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s17102284.
- [22] A. Karsenty, „A Comprehensive Review of Integrated Hall Effects in Macro-, Micro-, Nanoscales, and Quantum Devices.“, *Sensors*, jrg. 20, nr. 15, p. 1–33, jul 2020, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s20154163.
- [23] M. S. Totty en E. Wade, „Muscle Activation and Inertial Motion Data for Non-Invasive Classification of Activities of Daily Living“, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, jrg. 65, nr. 5, p. 1069–1076, aug 2018, ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2017.2738440.
- [24] K. C. Collins, N. C. Kennedy, A. Clark en V. M. Pomeroy, „Kinematic components of the reach-to-target movement after stroke for focused rehabilitation interventions: Systematic review and meta-analysis“, *Frontiers in Neurology*, jrg. 9, nr. jun, 2018, ISSN: 16642295. DOI: 10.3389/fneur.2018.00472.
- [25] S. O. H. Madgwick, A. J. L. Harrison en R. Vaidyanathan, „Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm“, in *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, IEEE, jun 2011, p. 1–7, ISBN: 978-1-4244-9862-8. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975346.

-
- [26] S. O. H. Madgwick, „An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays”, *Report x-io and University of Bristol (UK)*, jrg. 25, p. 1–32, apr 2010.
 - [27] H. Wang, M. Refai en B. J. van Beijnum, „Measuring Upper-Extremity Use with One IMU”, in *Proceedings of the 12th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies*, 2019, p. 93–100, ISBN: 978-989-758-353-7. DOI: 10.5220/0007253400930100.
 - [28] G. R. H. Regterschot, T. Morat, M. Folkersma en W. Zijlstra, „The application of strength and power related field tests in older adults: Criteria, current status and a future perspective”, *European Review of Aging and Physical Activity*, jrg. 12, nr. 1, p. 1–7, 2015, ISSN: 18137253. DOI: 10.1186/s11556-015-0147-6.
 - [29] K. O. McGraw en S. P. Wong, „Forming inferences about some intraclass correlations coefficients”, *Psychological Methods*, jrg. 4, nr. 1, p. 390, 1996, ISSN: 1939-1463. DOI: 10.1037/1082-989X.1.4.390.
 - [30] A. Bruton, J. H. Conway en S. T. Holgate, „Reliability: What is it, and how is it measured?”, *Physiotherapy*, jrg. 86, nr. 2, p. 94–99, 2000, ISSN: 00319406. DOI: 10.1016/S0031-9406(05)61211-4.
 - [31] G. R. H. Regterschot, W. Zhang, H. Baldus, M. Stevens en W. Zijlstra, „Test–retest reliability of sensor-based sit-to-stand measures in young and older adults”, *Gait and Posture*, jrg. 40, nr. 1, p. 220–224, mei 2014, ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.193.
 - [32] M. Alt Murphy, C. Willén en K. S. Sunnerhagen, „Responsiveness of Upper Extremity Kinematic Measures and Clinical Improvement During the First Three Months After Stroke”, *Neurorehabilitation and Neural Repair*, jrg. 27, nr. 9, p. 844–853, nov 2013, ISSN: 1545-9683. DOI: 10.1177/1545968313491008.
 - [33] G. Thrane, M. Alt Murphy en K. S. Sunnerhagen, „Recovery of kinematic arm function in well-performing people with subacute stroke: A longitudinal cohort study”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, jrg. 15, nr. 1, p. 1–10, 2018, ISSN: 17430003. DOI: 10.1186/s12984-018-0409-4.
 - [34] D. Giavarina, „Understanding Bland Altman analysis”, *Biochemia Medica*, jrg. 25, nr. 2, p. 141–151, 2015, ISSN: 13300962. DOI: 10.11613/BM.2015.015.
 - [35] W. Fan, Y. Zhang, Q. M. Wang, Y. Bai en Y. Wu, „An interactive motion-tracking system for home-based assessing and training reach-to-target tasks in stroke survivors—a preliminary study”, *Medical and Biological Engineering and Computing*, jrg. 58, nr. 7, p. 1529–1547, jul 2020, ISSN: 0140-0118. DOI: 10.1007/s11517-020-02173-1.
 - [36] R. Colombo, I. Cusmano, I. Sterpi, A. Mazzone, C. Delconte en F. Pisano, „Test–Retest Reliability of Robotic Assessment Measures for the Evaluation of Upper Limb Recovery”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, jrg. 22, nr. 5, p. 1020–1029, sep 2014, ISSN: 21953570. DOI: 10.1109/TNSRE.2014.2306571.
 - [37] R. J. Lemmens, Y. J. Janssen-Potten, A. A. Timmermans, R. J. Smeets en H. A. Seelen, „Recognizing complex upper extremity activities using body worn sensors”, *PLoS ONE*, jrg. 10, nr. 3, p. 1–20, mrt 2015, ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0118642.
 - [38] L. Ricci, D. Formica, L. Sparaci, F. Romana Lasorsa, F. Taffoni, E. Tamilia en E. Guglielmelli, „A new calibration methodology for thorax and upper limbs motion capture in children using magneto and inertial sensors”, *Sensors*, jrg. 14, nr. 1, p. 1057–1072, jan 2014, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s140101057.
-

- [39] M. Bobin, M. Anastassova, M. Boukallel en M. Ammi, „Design and study of a smart cup for monitoring the arm and hand activity of stroke patients”, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, jrg. 6, p. 1–12, 2018, ISSN: 21682372. DOI: 10.1109/JTEHM.2018.2853553.
- [40] H. J. Luinge, P. H. Veltink en C. T. Baten, „Ambulatory measurement of arm orientation”, *Journal of Biomechanics*, jrg. 40, nr. 1, p. 78–85, 2007, ISSN: 00219290. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.11.011.
- [41] B. Fan, Q. Li en T. Liu, „How Magnetic Disturbance Influences the Attitude and Heading in Magnetic and Inertial Sensor-Based Orientation Estimation”, *Sensors*, jrg. 18, nr. 2, p. 76, dec 2017, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s18010076.
- [42] M. M. C. Bhagubai, G. Wolterink, A. Schwarz, J. P. O. Held, B. J. F. Van Beijnum en P. H. Veltink, „Quantifying Pathological Synergies in the Upper Extremity of Stroke Subjects With the Use of Inertial Measurement Units: A Pilot Study”, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, jrg. 9, p. 1–11, 2021, ISSN: 2168-2372. DOI: 10.1109/JTEHM.2020.3042931.
- [43] A. Schwarz, M. M. C. Bhagubai, G. Wolterink, J. P. O. Held, A. R. Luft en P. H. Veltink, „Assessment of Upper Limb Movement Impairments after Stroke Using Wearable Inertial Sensing”, *Sensors*, jrg. 20, nr. 17, aug 2020, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s20174770.
- [44] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon, A. Roby-Brami en E. Burdet, „On the analysis of movement smoothness”, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, jrg. 12, nr. 1, dec 2015, ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-015-0090-9.
- [45] S. Balasubramanian, A. Melendez-Calderon en E. Burdet, „A Robust and Sensitive Metric for Quantifying Movement Smoothness”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, jrg. 59, nr. 8, p. 2126–2136, aug 2012, ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2011.2179545.

Lijst van figuren

2.1	Een schematische weergave van de proefopstelling. De afbeelding is niet op schaal. De proefpersonen zaten aan een tafel gepositioneerd op een afstand van $2/3$ armlengte gemeten van het sternum tot het centrum van de middencirkel. De vier omringende cirkels, C1, C2, C3 en C4, lagen op een radius van 20 cm vanaf het centrum van de middencirkel.	11
3.1	Boxplots van de afgelegde padlengte naar cirkel 1 (links boven), cirkel 2 (rechts boven), cirkel 3 (links onder) en cirkel 4 (rechts onder) voor de verschillende proefpersonen op basis van de IMU-data. De rode kruizen geven de uitschieters aan.	13
3.2	Bland-Altman plots van de afgelegde padlengte voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.	14
3.3	Bland-Altman plots van de gemiddelde snelheid voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.	15
3.4	Bland-Altman plots van de pieksnelheid voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.	15
3.5	Bland-Altman plots van de bewegingstijd voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet.	15
3.6	Bland-Altman plots van het NMU voor meting 1 (links), 2 (midden) en 3 (rechts). Op de horizontale as is de gemiddelde waarde van de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Op de verticale as is het verschil tussen de individuele metingen (M1, M2 en M3) met het gemiddelde van de drie metingen uitgezet. Door de discrete aard van het NMU liggen veel meetpunten op dezelfde positie, en kunnen daardoor niet van elkaar onderscheiden worden.	16