

Het looppatroon van 60-plussers

Auteurs:

M.T.J. Hanssen, 1606042 &

N.M.J. Boots, 1615203

Opdrachtgever:

D.M.H. Odekerken

Beoordelaars:

D.M.H. Odekerken & L.P.M. Op het Veld

Inleverdatum:

27 – 05 – 2020

**ZU
YD**

©Alle rechten voorbehouden. Niets uit deze uitgave mag worden verveelvoudigd opgeslagen in een geautomatiseerd gegevensbestand, of openbaar gemaakt, in enige vorm of op enige wijze, hetzij elektronisch mechanisch, door fotokopieën, opnamen of op enige andere manier, zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van Zuyd Hogeschool

Inhoudsopgave

Voorwoord	1
Samenvatting.....	1
1 Inleiding.....	1
2 Methode	5
2.1 Onderzoeksdesign.....	5
2.2 Onderzoek en betrokkenen	5
2.3 Onderzoekspopulatie.....	5
2.4 CAREN-systeem.....	6
2.5 Procedure	7
2.5.1 Wervingsprocedure	7
2.5.2 Testprocedure.....	8
2.6 Dataverwerking.....	9
2.7 Statistische analyse.....	10
3 Resultaten.....	12
3.1 Demografische en antropometrische gegevens	12
3.2 STP	13
3.2.1 Invloed loopsnelheid op STP	13
3.2.2 Genderspecifieke verschillen op STP	15
3.3 <i>Gait Variability</i>	16
3.3.1 Invloed loopsnelheid op <i>gait variability</i>	16
3.3.2 Genderspecifieke verschillen op <i>gait variability</i>	17
3.4 Kinematica	18
3.4.1 Invloed loopsnelheid op kinematica	18
3.4.2 Genderspecifieke verschillen op kinematica	22
4 Discussie	23
5. Conclusie	29
Literatuurlijst	30
Begrippenlijst.....	35
Bijlagen.....	37
Bijlage 1 – Gangcyclus volgens Perry en Burnfield	37
Bijlage 2 – Flyer wervingsprocedure	38
Bijlage 3 – Participanteninformatie	44
Bijlage 4 – Informed Consent voor participanten	46

Bijlage 5 – Markerplaatsing volgens <i>Human Body Model II</i>	47
Bijlage 6 - Naamgeving markerplaatsing.....	48
Bijlage 7 – Resultaten invloed van de loopsnelheid op de STP.....	50
Bijlage 8 – Overzicht STP gemeten populatie, mannen en vrouwen.....	52
Bijlage 8A – Overzicht STP gemeten populatie	52
Bijlage 8B – Overzicht STP mannen	57
Bijlage 8C – Overzicht STP vrouwen	62
Bijlage 9 - Resultaten genderspecifieke verschillen op STP	67
Bijlage 10 – Resultaten <i>gait variability</i> middels de %CV	69
Bijlage 11 – Significantie <i>gait variability</i>	71
Bijlage 12 – Resultaten genderspecifieke verschillen op de <i>gait variability</i>	73
Bijlage 13 – Gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens op de kinematica van de gemeten populatie	75
Bijlage 14 – Gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens van de genderspecifieke verschillen op de kinematica	80
Bijlage 15 – Correlatie antropometrische gegevens en STP	83

Voorwoord

Beste lezer,

Waarom herschrijven als het ook helemaal opnieuw kan, dit was de rode lijn tijdens het uitvoeren van deze afstudeerscriptie. Vanwege de COVID-19 crisis zijn wij gedurende het jaar geswitcht van afstudeeronderwerp. Bij deze tonen wij u na een aantal maanden hard werken het eindresultaat van de afstudeerscriptie: “Het looppatroon van 60-plussers”. De afstudeerscriptie is geschreven in opdracht van de Bacheloropleiding Fysiotherapie aan Zuyd Hogeschool te Heerlen onder begeleiding van D.M.H. Odekerken.

In deze scriptie wordt gekeken naar de invloed van verschillende loopsnelheden op de spatiotemporele parameters (STP), *gait variability* en de kinematica in het sagittale vlak van de onderste extremiteit bij mannen en vrouwen boven de 60 jaar. Daarnaast wordt aandacht besteed aan de genderspecifieke verschillen op verschillende loopsnelheden. De afstudeerscriptie is uitgevoerd in samenwerking met R.G.J. Marcellis en R.H.J. Senden, werkzaam in het Maastricht Universitair Medisch Centrum (MUMC+).

De reden dat wij voor deze studie hebben gekozen is dat we beiden graag een bewegingsanalyse uit wilden voeren bij een specifieke patiëntenpopulatie. De apparatuur en de manier van meten was nieuw voor ons en dit bleek een aanvulling te zijn op onze eerdere opgedane kennis uit de Bacheloropleiding Fysiotherapie.

Allereerst willen we graag onze dank uitspreken naar D.M.H. Odekerken en L.P.M. Op het Veld voor de begeleiding gedurende het proces en de kritische feedback. Ook willen we R. Minnaard en M.M.J. Köppert bedanken voor de hulp bij het verwerken van de data. Als laatste willen we R.G.J. Marcellis en R.H.J. Senden bedanken voor het op korte termijn beschikbaar stellen van de data.

Wij wensen u veel leesplezier toe!

Malon Hanssen en Nicole Boots

Heerlen, 27 mei 2020

Samenvatting

Inleiding: Ongeveer 34% van alle ouderen boven de 65 jaar valt minimaal één keer per jaar. Een veranderd looppatroon kan de oorzaak zijn van een verhoogd valrisico. Uit literatuur blijkt dat de spatiotemporele parameters (STP), *gait variability* en kinematica in het sagittale vlak bij ouderen boven de 60 jaar veranderen ten opzichte van jongeren en genderspecifieke verschillen vertonen. Een belangrijke factor is de loopsnelheid. Centraal staan de invloed van verschillende loopsnelheden op de STP, *gait variability* en kinematica in het sagittale vlak van de onderste extremiteit van de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart boven de 60 jaar en wat de genderspecifieke verschillen zijn. Dit geeft een geriatrische fysiotherapeut inzicht in het veranderde looppatroon bij ouderen.

Methode: Het betrof een kwantitatief onderzoek met een *cross-sectional design*. Tijdens deze studie zijn minimaal 20 mannen en 20 vrouwen onderzocht op verschillende loopsnelheden. De STP, *gait variability* en kinematica in het sagittale vlak zijn geanalyseerd middels het *Computer Assisted Rehabilitation ENvironment* (CAREN)-systeem. De invloed van de loopsnelheden op de STP, *gait variability* en kinematica werden getoetst middels *Repeated Measures ANOVA*. De genderspecifieke verschillen werden getoetst middels ongepaarde t-testen.

Resultaten: De onderzoekspopulatie bestond uit 31 vrouwen en 25 mannen. Tussen de verschillende loopsnelheden werd voor iedere STP een significant verschil gevonden. De *gait variability* was het hoogst op de lagere loopsnelheid, met uitzondering van de *double support time*. Verder werd gevonden dat de *gait variability* bij vrouwen hoger was dan bij mannen. Ook werden significante kinematische verschillen gevonden op het enkel-, knie- en heupgewricht bij de verschillende loopsnelheden. Ten slotte werd een genderspecifiek significant verschil gevonden in de laatste 20% van de gangcyclus op het enkelgewricht.

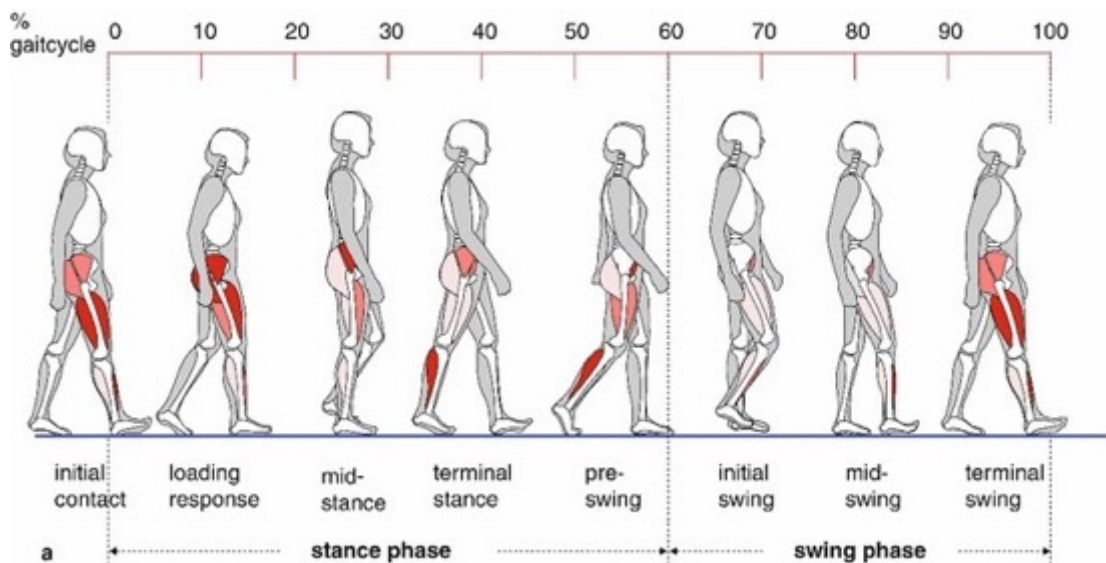
Conclusie: Uit de kwantitatieve studie kan geconcludeerd worden dat de verschillende loopsnelheden effect hebben op de STP, *gait variability* en kinematica. Daarnaast werden genderspecifieke verschillen gevonden.

1 Inleiding

De Nederlandse bevolking is geleidelijk aan het vergrijzen. Vergrijzing houdt in dat het aandeel ouderen in de totale bevolking toeneemt. Dit betekent zowel een toename van het aandeel 65-plussers als een stijging van de gemiddelde leeftijd in de categorie van 25 tot 65 jaar (De Kruijf & Langenberg, 2017). Uit cijfers van het Centraal Bureau voor de Statistiek (CBS) blijkt dat het aandeel 65-plussers in 2017 18,5% is, ten opzichte van 15,3% in 2010 (CBS, 2020). Met een stijging van het aandeel ouderen in Nederland, stijgt ook het aantal valincidenten (Stalenhoef, 2006; Van der Does, Baan, & Panneman, 2019). Ongeveer 34% van alle ouderen boven de 65 jaar valt minimaal één keer per jaar (Gaakeer, van den Brand, Veugeliers, & Patka, 2014; Gakeer et al., 2016).

Voor het verhoogd valrisico van ouderen zijn verschillende oorzaken beschreven. Deze oorzaken zijn te verdelen in drie categorieën, namelijk: gedragsmatig, extrinsiek en intrinsiek. Bij gedragsmatige oorzaken is een onderscheid te maken in het gedrag dat een val veroorzaakt en/of het gedrag tijdens een val. Veel voorkomende oorzaken zijn inactiviteit, angst om te vallen en haast tijdens het algemeen dagelijks leven (ADL). Extrinsieke oorzaken welke kunnen leiden tot een verhoogd valrisico zijn onder andere slechte verlichting, gladde vloeren, drempels en niet goed passende kleding en/of schoeisel. Voorbeelden van intrinsieke oorzaken zijn onder andere verhoogde leeftijd, comorbiditeiten, slecht zicht, medicatie, afname van balans en spierkracht, verlaagde botdichtheid, verminderde plasticiteit van het zenuwstelsel en een veranderd looppatroon (Boelens, Hekman, & Verkerke, 2013; Rose & Gamble, 2006).

Om het looppatroon bij ouderen beter te kunnen analyseren wordt de gangcyclus van Perry en Burnfield gebruikt (1992). De gangcyclus bestaat uit een zwaai fase (40%) en een steunfase (60%) en verloopt van het *initial contact* van het linkerbeen tot het volgende *initial contact* van het linkerbeen (Deckers & Beckers, 2017). In Afbeelding 1: Gangcyclus volgens Perry en Burnfield worden verschillende fasen van gang gevisualiseerd. De uitleg over de verschillende fasen van de gangcyclus volgens Perry en Burnfield is terug te vinden in Bijlage 1 (pagina 37).



Afbeelding 1: Gangcyclus volgens Perry en Burnfield (Perry & Davids, 1992)

Spatiotemporele parameters (STP) en kinematica zijn voorbeelden van factoren die veranderen in het looppatroon bij ouderen. STP beschrijven de kwantitatieve data uit de gangcyclus op basis van ruimte (spatiaal) en tijd (temporeel) verkregen middels bewegingsanalyse. Voorbeelden hiervan zijn de schredelengte, staplengte, staptijd en schredetijd (Hebenstreit et al., 2015). Kinematica bekijkt de beweging van een lichaam zonder daarin de krachten te beschouwen (Vladimir, 1988). Hierbij wordt gekeken naar de kinematische verschillen en timingsverschillen op de gehele gangcyclus (0-100%). Een kinematisch verschil is de verandering van de *Range of Motion* (ROM) van een gewricht gedurende de verschillende delen van de gangcyclus op de verschillende loopsnelheden. Een timingsverschil is het verschil van inzetten van fases van de gangcyclus op de verschillende loopsnelheden.

Vergeleken met jonge mensen tussen 20 en 39 jaar zijn een aantal STP verschillend bij ouderen boven de 65 jaar. Uit literatuur is gebleken dat de staplengte, schredelengte en de loopsnelheid afnemen bij 65-plussers en de stapbreedte toeneemt ten opzichte van jongere mensen (Elble, Thomas, Higgins, & Colliver, 1991; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003; Rose & Gamble, 2006). Verder wordt in de literatuur beschreven dat de schredetijd, zwaai fase en de *double support time* toenemen met de leeftijd bij ouderen tussen 70 en 80 jaar (Herssens et al., 2018). Hierboven benoemde factoren behoren tot de STP van het lopen (Rose & Gamble, 2006). Verdere uitleg over de STP is te vinden in de begrippenlijst (pagina 35). Ook de kinematica bij ouderen verandert ten opzichte van jongeren. Bij ouderen boven de 70 jaar neemt de knie-extensie gedurende de standfase toe en de plantairflexie in het enkelgewricht in de late standfase af ten opzichte van jongeren tussen 18 en 42 jaar

(JudgeRoy, Davis III, & Öunpuu, 1996). Uit een andere studie is gebleken dat ouderen tussen 63 en 75 jaar tijdens de gangcyclus meer heupflexie vertonen. Als oorzaak hiervoor wordt de voorovergebogen houding genoemd. Ook zou de ROM van het enkelgewricht afnemen tijdens de standfase (DeVita & Hortobagyi, 2000).

Bovengenoemde leeftijdsgerelateerde veranderingen in STP en kinematica zijn echter anders bij mannen en vrouwen boven de 60 jaar. Uit literatuur is gebleken dat dat mannen met een gemiddelde leeftijd van 80 jaar gemiddeld 103 stappen per minuut zetten, met een gemiddelde stap- en schredetijd van 0,6 en 1,2 seconden en een gemiddelde stand- en zwaai fase van respectievelijk 0,4 en 0,7 seconden. Vrouwen met een gemiddelde leeftijd van 80 jaar zetten daarentegen gemiddeld 112 stappen per minuut, met een gemiddelde stap- en schredetijd van respectievelijk 0,54 en 1,08 seconden en een gemiddelde stand- en zwaai fase van respectievelijk 0,4 en 0,7 seconden. De gemiddelde loopsnelheid, staplengte en schredelengte is groter bij mannen dan bij vrouwen. Mannen lopen met een gemiddelde loopsnelheid van 115 centimeter per seconde (cm/s), een staplengte van 66 centimeter (cm) en een schredelengte van 133 cm. Vrouwen lopen met een gemiddelde loopsnelheid van 108 cm/s, hebben een staplengte van 57 cm en hebben een schredelengte van 115 cm (Hollman, McDade, & Petersen, 2011). Bij vrouwen met een gemiddelde leeftijd van 40 jaar is de plantairflexie gedurende de *pre-swing* en de *initial swing*, de extensie van het kniegewricht gedurende de standfase en de flexie van het kniegewricht gedurende *mid-swing* significant groter dan bij mannen van dezelfde leeftijd (Røislien et al., 2009). Deze waarden zijn gemeten op comfortabele loopsnelheid. Uit literatuur komt niet duidelijk naar voren wat de invloed is van de hogere en lagere loopsnelheid op de STP en kinematica.

Veranderingen in STP, door bijvoorbeeld de loopsnelheid, zijn van invloed op de *gait variability*. *Gait variability* is de fluctuatie per STP gemeten op verschillende stappen. Geen stap is hetzelfde en het verschil tussen deze stappen is dus de variabiliteit (Hausdorff, 2005). Middels de *coefficient of variation* (CV) kan door middel van het gemiddelde ($\bar{x}$) en de standaarddeviatie (*SD*) over de hoeveelheid gemeten stappen per STP de variabiliteit berekend worden (Kirkwood, Gomes, Sampaio, Furtado, & Moreira, 2016). Parameters die in de literatuur veelvuldig worden gebruikt om de variabiliteit binnen het looppatroon in kaart te brengen zijn: staplengte (m), schredelengte (m), staptijd (s), schredetijd (s), zwaai fase (s), standfase (s), *single support time* (s), *double support time* (s) en loopsnelheid (m/s) (Gouelle et al., 2013; Lord, Howe, Greenland, Simpson, & Rochester, 2011; Maki, 1997). In de literatuur wordt een hogere *gait variability* gerelateerd aan een verhoogd valrisico. Met name kwetsbare ouderen met valincidenten in de voorgeschiedenis laten een hogere *gait variability* zien ten opzichte van jongeren (Hausdorff, Edelberg, Mitchell, Goldberger, & Wei,

1997; Herssens et al., 2018). De loopsnelheid is hierin een belangrijke factor. Een hogere loopsnelheid (5 kilometer per uur (km/uur)) leidt tot een kwalitatief beter looppatroon, terwijl een lagere loopsnelheid (1,8 km/uur en 2,9 km/uur) leidt tot een kwalitatief slechter looppatroon (Huijben, van Schooten, Van Dieën, & Pijnappels, 2018).

Er is al veel onderzoek gedaan naar de veranderingen in STP en kinematica bij gezonde ouderen boven de 60 jaar gemeten op een comfortabele loopsnelheid (Hebenstreit et al., 2015; Huijben et al., 2018). Ook is al gekeken naar de genderspecifieke verschillen bij gezonde ouderen boven de 60 jaar. Er is echter weinig onderzoek gedaan naar de invloed van verschillende loopsnelheden op de STP, *gait variability* en kinematica in het sagittale vlak. Daarbij is ook niet onderzocht wat de verschillen zijn tussen mannen en vrouwen op verschillende loopsnelheden.

Uitkomsten uit deze studie zijn van meerwaarde voor fysiotherapeuten, omdat deze dagelijks in contact komen met de patiëntencategorie boven de 60 jaar (Hobbelen, Van de Kamp - Hofman, Looijen, Van der Velden, & Vluggen, 2015). Middels een ganganalyse kan de behandelend (geriatrische) fysiotherapeut mogelijke afwijkingen in STP, kinematica en/of variabiliteit in kaart brengen. Wanneer de fysiotherapeut al in een vroeg stadium kan ontdekken dat een patiënt, door een lagere loopsnelheid, afwijkingen of een verhoogde variabiliteit in het looppatroon vertoont, kan dit worden meegenomen in het behandelplan. De behandeling zou dan bestaan uit looptraining, balanstreining en/of spierkrachttraining om valincidenten te verminderen. Om dit te verminderen zal er gekeken moeten worden naar de invloed van de loopsnelheid op de STP, *gait variability* en kinematica. Daaruit is de volgende onderzoeksvraag opgesteld:

“Wat is de invloed van drie verschillende loopsnelheden op de STP, gait variability en kinematica in het sagittale vlak van de onderste extremiteit van de gemeten populatie, mannen en vrouwen boven de 60 jaar en wat zijn daarbij de genderspecifieke verschillen?”

2 Methode

In de methode wordt het onderzoeksdesign, de betrokkenen, de populatie, het CAREN-systeem, de opzet van de studie en de statistische analyse beschreven.

2.1 Onderzoeksdesign

Het betrof een kwantitatief onderzoek met een *cross-sectional design*, vanwege het gebruik van objectieve data die uit metingen verkregen zijn (Bouter & van Dongen, 2006). Het *cross-sectional design* houdt in dat meerdere variabelen gedurende één meetmoment bij de participanten worden gemeten (Bouter & van Dongen, 2006). De metingen hebben plaatsgevonden op de afdeling Fysiotherapie in het Maastricht Universitair Medisch Centrum (MUMC+) in de periode 2019-2020. Tijdens de metingen zijn data verzameld middels het bewegingsanalysesysteem. De afhankelijke variabelen waren: staplengte (m), schredelengte (m), staptijd (s), schredetijd (s), zwaafase (s), standfase (s), *single support time* (s), *double support time* (s), loopsnelheid (m/s) en kinematica van enkel-, knie- en heupgewrichten in het sagittale vlak (°). Uit bovenstaande gemeten STP werd middels de CV de variabiliteit in kaart gebracht. De onafhankelijke variabele was de loopsnelheid.

2.2 Onderzoek en betrokkenen

De metingen zijn uitgevoerd door twee onderzoekers van het MUMC+. Het doel van de studie in het MUMC+ was om een referentiedatabase op te zetten op basis van gangbeeldparameters gemeten bij gezonde volwassenen in verschillende leeftijdscategorieën: 18-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69 en > 70 jaar. Dit is goedgekeurd door de Medisch-Ethische Toetsingscommissie (METC) onder het nummer: NL61229.068.17/METC172015. De studenten ontvingen de benodigde data van het MUMC+ en maakten gebruik van de data horende bij de leeftijdscategorie boven de 60 jaar.

2.3 Onderzoekspopulatie

Voor de studie werd gestreefd naar een minimum van 20 mannen en 20 vrouwen. Dit minimum aantal participanten is gekozen om eventuele uitschieters in de metingen te kunnen compenseren en de kwaliteit van de metingen te kunnen waarborgen. Voorafgaand aan de studie werden inclusie- en exclusiecriteria opgesteld voor de participanten. Deze

inclusie- en exclusiecriteria voor de gemeten populatie zijn terug te vinden in Tabel 1. Deze criteria zijn gebaseerd op het meetprotocol van de voorafgaande studies die zijn uitgevoerd in het MUMC+ (Marcellis et al., 2019).

Tabel 1

Inclusie- en exclusiecriteria voor de gemeten populatie (Marcellis et al., 2019)

Inclusiecriteria	Exclusiecriteria
60 jaar en ouder	Musculoskeletale, cardiovasculaire en/of andere aandoeningen die invloed hebben op het looppatroon
Ambulant; in staat om te lopen	Medische interventies, waaronder operaties of Botulinium toxine injecties, in een periode korter dan zes maanden voor de metingen die van invloed kunnen zijn op het looppatroon
Bekwaam om minimaal 30 minuten zonder hulpmiddel te lopen	

Bovenstaande inclusie- en exclusiecriteria zijn gekozen door de onderzoekers van het MUMC+ om symmetrische looppatronen bij gezonde ouderen boven de 60 jaar in kaart te kunnen brengen. De participanten mochten geen gebruik maken van een loophulpmiddel, omdat dit het looppatroon beïnvloedt (Alkjær, Larsen, Pedersen, Nielsen, & Simonsen, 2006). Musculoskeletale, cardiovasculaire en/of andere aandoeningen kunnen ook van invloed zijn op het looppatroon, waardoor deze (mogelijke) participanten werden geëxcludeerd (Kamiya et al., 2018; Sheehan & Gormley, 2012). Hetzelfde geldt voor (mogelijke) participanten, die in de afgelopen zes maanden een medische interventie en/of Botulinium toxine injectie hebben ondergaan (Hesse et al., 1994).

2.4 CAREN-systeem

Computer Assisted Rehabilitation ENvironment (CAREN) is een drie dimensionaal (3D) bewegingsanalysesysteem ontworpen door *MOTeK Medical*. Tijdens de studie is het CAREN-systeem gebruikt voor het testen van participanten. Het systeem bestaat uit twee loopbanden met daaronder elk een krachtenplaat. Het CAREN-systeem is gebouwd op een platform wat in staat is om in zes vrijheidsgraden te bewegen. Dit platform werd omgeven door twaalf Vicon®-camera's en drie digitale camera's. Verder geeft het systeem de mogelijkheid om onder andere STP, kinematica en kinetica te meten. Door toevoeging van

het Vicon® 3D-detectiesysteem kunnen ook balans en stappen op een succesvolle manier worden geanalyseerd. Door een Virtual Reality (VR) omgeving te creëren via een 180-gradenscherm werd de omgeving voor de proefpersoon zo realistisch mogelijk vormgegeven (Marcellis et al., 2019). Tijdens deze studie werd gekozen voor een eentonige VR-omgeving, om op deze manier de reproduceerbaarheid van de metingen te kunnen waarborgen.

3D-ganganalyse wordt steeds meer gebruikt om een looppatroon in kaart te brengen. Uit literatuur blijkt dat de test-hertest betrouwbaarheid in het sagittale vlak ($R = 0,9-1,0$) beter is dan subjectieve ganganalyse (Muro-De-La-Herran, Garcia-Zapirain, & Mendez-Zorrilla, 2014). Om een ganganalyse uit te voeren kunnen meerdere systemen worden gebruikt, het CAREN-systeem is één van deze opties. Een voordeel van dit systeem is dat het looppatroon gecontinueerd kan worden door de participant. Een ander systeem is het *overground-walkingsystem* waarbij vanuit frontale, sagittale en transversale vlak gemeten kan worden. Dit systeem is momenteel de gouden standaard voor 3D-ganganalyse (Barker, Craik, Freedman, Herrmann, & Hillstrom, 2006; Wyeld & Hobbs, 2016). Hierbij loopt de participant over de grond, waarbij de afstand verschilt per laboratorium. De participant dient zich om te draaien waardoor het gangbeeld mogelijk kan veranderen (Kainz et al., 2017).

2.5 Procedure

De wervingsprocedure en testprocedure zijn uitgevoerd door de onderzoekers van het MUMC+.

2.5.1 Wervingsprocedure

Door middel van het verspreiden van flyers werd naamsbekendheid gecreëerd bij de onderzoekspopulatie. Op de flyers werd benoemd dat door middel van telefoon of mail contact op kon worden genomen met de onderzoekers. De flyer is terug te vinden in Bijlage 2 (pagina 38). Door middel van bel- of mailcontact werden de participanten verder geïnformeerd over de procedure, eventuele risico's en tijdsduur bij deelname aan de studie. De geïnteresseerde participanten kregen vervolgens participanteninformatie toegestuurd per e-mail. De informatie voor de participanten is terug te vinden in Bijlage 3 (pagina 44). De participanten konden op deze manier nadenken of ze wilden deelnemen aan de studie. Alleen de participanten die voldeden aan de in Tabel 1 genoemde inclusie- en exclusiecriteria zijn geïnccludeerd. Wanneer de participanten besloten om deel te nemen aan de studie,

werden ze opnieuw verzocht om contact op te nemen met de onderzoekers. Vervolgens werd een afspraak gemaakt bij de afdeling Fysiotherapie van het MUMC+. Gedurende deze afspraak werden eventuele vragen opnieuw beantwoord door de onderzoekers. Verder werd een *Informed Consent* getekend door de participant. Dit *Informed Consent* is terug te vinden in Bijlage 4 (pagina 46).

2.5.2 Testprocedure

Voor de start van de metingen werden de participanten geïnformeerd over de werking van het CAREN-systeem. Om de testprocedure te starten, werden de participanten gevraagd om alle kleding uit te trekken met uitzondering van het ondergoed. De participanten ontvingen gym schoenen van de onderzoekers vanwege de veiligheid en om eventuele effecten van verschillend schoeisel te excluderen. Er werd gestart met het meten van de antropometrische gegevens waaronder lichaamslengte, gewicht en beenlengte (SIAS tot mediale malleolus) middels een meetlint en analoge weegschaal. Dit werd gevolgd door een fysieke algemene screening. Op basis van deze screening werd beoordeeld of bijzonderheden werden gevonden in het fysieke functioneren. Mocht dit het geval zijn, dan werden de participanten alsnog geëxcludeerd. Bij de fysieke screening werd getest op:

- Passieve en actieve ROM van het enkelgewricht (dorsaal- en plantairflexie), kniegewricht (flexie en extensie) en heupgewricht (flexie, extensie, endo- en exorotatie en abductie);
- Balans door middel van een *single leg stance test*. Deze test werd zowel met open als met gesloten ogen afgenomen;
- Spierkracht van de onderste extremiteit (OE) met behulp van de *Medical Research Council* (MRC) – schaal (flexie, extensie, abductie, endo- en exorotatie) (Paternostro-Sluga et al., 2008).

Na de fysieke screening werden 25 markers geplaatst via het *Human Body Model II* op specifieke plaatsen op het lichaam (Medical, 2020). Voor de specifieke plaatsen en uitleg zie Bijlage 5 en 6 (pagina 47 en 48).

Voor de daadwerkelijke start van de metingen werd eerst het systeem gekalibreerd. De participant stond op de loopband met het linkerbeen op de linker loopband en het rechterbeen op de rechter loopband. De participant stond in de T-pose houding (90 graden abductie schouders). De markerpunten werden automatisch gelabeld. Bij een fout in het labelen konden de onderzoekers dit handmatig corrigeren. Nadat de statische kalibratie voltooid was, werd een dynamische kalibratie uitgevoerd middels een opname van de

participant terwijl de participant liep. Ten slotte werd een functionele kalibratie uitgevoerd voor de heup-, knie- en enkelgewrichten om de bewegingsassen te bepalen. De bewegingen bestonden uit: dorsaalflexie-plantairflexie in het enkelgewricht, flexie-extensie in het kniegewricht en flexie-extensie, circumductie, abductie in het heupgewricht. Dit werd per gewricht vijf keer herhaald.

De metingen werden uitgevoerd door twee ervaren onderzoekers. De onderzoekers hadden de macht om met een stopknop de metingen te beëindigen. Verder werd de participant bevestigd aan een veiligheidsharnas vanwege een gat tussen de twee loopbanden, hierdoor werd het valgevaar geminimaliseerd. De participant kon echter zelf ook op elk moment een meetmoment stoppen middels een stopknop.

Bij de start van de meting werd de comfortabele loopsnelheid van de participant bepaald aan de hand van het ramp protocol. Dit hield in dat de participant start met lopen op 0,5 m/s en dat de loopsnelheid vervolgens iedere seconde met 0,01 m/s wordt opgevoerd, totdat de participant aangaf dat de comfortabele loopsnelheid is bereikt. Dit werd drie keer herhaald. Het gemiddelde van de drie loopsnelheden werd gebruikt als comfortabele loopsnelheid. Hierna liep de participant gedurende vijf minuten op de comfortabele loopsnelheid om vertrouwd te raken met het systeem. De participant liep gedurende de metingen op comfortabele loopsnelheid, lagere loopsnelheid (-30% van de comfortabele loopsnelheid) en hogere loopsnelheid (+30% van de comfortabele loopsnelheid). Deze drie condities werden gerandomiseerd afgewisseld. De participant liep gedurende twee minuten op dezelfde loopsnelheid ter gewenning. Voor elke wandelsnelheid werden uiteindelijk 250 stappen opgenomen, omdat op basis van literatuur bij 200 stappen een meting als betrouwbaar kan worden beschouwd (Süptitz, Karamanidis, Catalá, & Brüggemann, 2012). Er is gekozen voor 250 stappen voor een ruimer inzicht. Na de metingen werden de participanten losgekoppeld van het CAREN-systeem en werden de markers verwijderd.

2.6 Dataverwerking

Gedurende de metingen werden de volgende variabelen in kaart gebracht: staplengte (m), schredelengte (m), staptijd (s), schredetijd (s), zwaai fase (s), standfase (s), *single support time* (s), *double support time* (s) en de kinematica van enkel-, knie- en heupgewrichten in het sagittale vlak (°). De ruwe data van bovengenoemde STP en kinematica werden opgeslagen als MOX-bestanden. Deze MOX-bestanden werden middels zelfontworpen algoritmen in het programma Matrix Laboratory (MATLAB) versie 2016a geanalyseerd en opgeslagen in

Excelbestanden (versie 16.37). Participanten met missende data werden na de metingen alsnog geëxcludeerd.

Voor elke STP werd over 250 stappen het gemiddelde en de standaarddeviatie berekend voor de linker- en rechterzijde en over de lagere, comfortabele en hogere loopsnelheid. Mannen en vrouwen werden hierbij gescheiden van elkaar. Vervolgens zijn de gemiddelden gebruikt in de statistische analyse, uitgevoerd middels het programma *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versie 26.

De *gait variability* werd berekend middels de formule horende bij de CV. De formule die hiervoor werd gebruikt is: $\%CV = \frac{SD}{\bar{x}} \cdot 100\%$. De %CV werd berekend per STP, voor de linker- en rechterzijde. Dit werd uitgevoerd voor de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart op de drie verschillende loopsnelheden om de variaties in STP onderling te kunnen vergelijken over 250 stappen (Abdi, 2010; Kirkwood et al., 2016).

Voor de kinematica werd ook over 250 stappen het gemiddelde en de SD berekend voor de linker- en rechterzijde, nadat de verkregen data in de tijd werden genormaliseerd door MATLAB. Dit houdt in dat voor iedere meting start- en eindpunt gelijk zijn op basis van een 100% schaal van de gangcyclus. Het programma *Statistical Parametric Mapping* (SPM) werd gebruikt om de data verder te analyseren, zodat de kinematica over de gehele gangcyclus kon worden weergegeven.

2.7 Statistische analyse

Om de data verder te kunnen analyseren zijn de variabelen op basis van meetniveaus ingedeeld. Geslacht werd gemeten op nominaal niveau, overige variabelen werden gemeten op ratio niveau (Ostelo, Verhagen, & de Vet, 2012). Door de omvang van de gemeten populatie werd ervan uitgegaan dat bovenstaande variabelen normaal verdeeld waren. Bij normaal verdeelde data wordt gesproken over een gemiddelde en een standaarddeviatie. Er werd gesproken over significante data bij een $p < 0,05$ ($\alpha = 0,05$) (Baarda, Dijkum, & Goede, 2014). Dit werd bekeken voor de gemeten populatie en voor mannen en vrouwen apart.

Vervolgens werd via de *Repeated Measures ANOVA* met Bonferroni correctie gekeken of er significante verschillen waren tussen de drie verschillende loopsnelheden per STP en CV voor de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart. Er is gekozen voor de *Repeated Measures ANOVA*, omdat dezelfde groep participanten werd gemeten op alle drie de verschillende loopsnelheden en deze resultaten met elkaar werden vergeleken. De *Repeated Measures ANOVA* laat zien of een significant verschil aanwezig is, alleen geeft deze

test niet aan tussen welke loopsnelheden. Bij een gevonden significant verschil werd via *Pairwise Comparisons* (inclusief Bonferroni correctie) bekeken waar deze significante verschillen zich bevonden (Field, 2013).

De *Mauchly's test of Sphericity* werd gebruikt om te beoordelen of sprake was van gelijke variantie tussen de drie verschillende loopsnelheden. Als $p > 0,05$ dan werd voldaan aan de aanname van sfericiteit. Bij $p < 0,05$ dan werd gekeken naar de *Greenhouse Geisser degrees of freedom (df)*. Middels de *partial eta squared* werd gekeken naar de effectgrootte van de resultaten. Een groot effect houdt in dat er sprake is van een relevant resultaat (Field, 2013).

Genderspecifieke verschillen in STP en CV werden geanalyseerd middels een ongepaarde t-test. De ongepaarde t-test is gekozen, omdat twee verschillende groepen (mannen en vrouwen) op alle drie de loopsnelheden werden gemeten en deze resultaten met elkaar werden vergeleken. De *Levene's test for Equality of Variances* werd gebruikt om te beoordelen of sprake was van gelijke variantie bij beiden groepen. Wanneer $p > 0,05$ werd uitgegaan van gelijke varianties. Was $p < 0,05$ dan werd uitgegaan van ongelijke varianties (Baarda et al., 2014).

De kinematica werd geanalyseerd middels SPM via MATLAB door middel van een statistische continue-analyse. Middels *Repeated Measures ANOVA* werd gekeken of een significant verschil aanwezig was tussen de drie verschillende loopsnelheden op de gangcyclus. Vervolgens werden ongepaarde t-testen uitgevoerd voor elk percentage van de gangcyclus om te kijken waar deze significante verschillen zich bevonden (Field, 2013; Pataky, 2012).

De verschillen tussen mannen en vrouwen werden middels ongepaarde t-testen bekeken voor elk percentage van de gangcyclus per loopsnelheid. Vanwege de hoeveelheid ongepaarde t-testen die uitgevoerd werden, werd een Bonferroni correctie uitgevoerd (Field, 2013; Pataky, 2012). Als resultaat van de analyse werden visuele weergaves van de kinematica en de statistische clusters weergegeven. Verder werd per percentage van de gangcyclus de gemiddelden en standaarddeviaties berekend en getoond in Excelbestanden.

3 Resultaten

In dit hoofdstuk worden de resultaten van de studie beschreven. Hierbij wordt onderscheid gemaakt tussen de demografische en antropometrische gegevens, STP, *gait variability* en de kinematica in het sagittale vlak van de onderste extremiteit.

3.1 Demografische en antropometrische gegevens

Aan de studie namen 56 participanten (25 mannen, 31 vrouwen) in de leeftijdscategorie boven de 60 jaar deel. In de meetperiode van 2019-2020 is participant 59 geëxcludeerd voor deelname aan de studie vanwege incomplete data. De gemiddelde leeftijd van de gemeten populatie was 68,2 jaar met een standaarddeviatie van 6,6 jaar. De demografische en antropometrische gegevens van de onderzoekspopulatie zijn zichtbaar in Tabel 2.

Er werden geen significante verschillen gevonden voor de leeftijd en de drie verschillende loopsnelheden tussen mannen en vrouwen. Wel werden significante verschillen gevonden tussen mannen en vrouwen voor de lichaamslengte, beenlengte links, beenlengte rechts en lichaamsmassa.

Tabel 2

Demografische en antropometrische gegevens van de onderzoekspopulatie

	Vrouw ($\bar{x} \pm SD$)	Man ($\bar{x} \pm SD$)	Totaal ($\bar{x} \pm SD$)
Aantal (n)	31	25	56
Leeftijd (jaren)	68,8 $\pm$ 7,2	67,5 $\pm$ 6,0	68,2 $\pm$ 6,6
Lichaamslengte (m)	1,6 $\pm$ 0,1*	1,8 $\pm$ 0,1*	1,7 $\pm$ 0,1
Beenlengte links (m)	0,9 $\pm$ 0,1*	0,9 $\pm$ 0,2*	0,9 $\pm$ 0,1
Beenlengte rechts (m)	0,86 $\pm$ 0,1*	0,9 $\pm$ 0,0*	0,9 $\pm$ 0,1
Lichaamsmassa (kg)	65,6 $\pm$ 7,3*	81,9 $\pm$ 10,8*	72,9 $\pm$ 12,1
Lagere loopsnelheid (m/s)	0,8 $\pm$ 1,7	0,9 $\pm$ 0,2	0,9 $\pm$ 0,2
Comfortabele loopsnelheid (m/s)	1,2 $\pm$ 0,2	1,3 $\pm$ 0,2	1,2 $\pm$ 0,2
Hogere loopsnelheid (m/s)	1,5 $\pm$ 0,3	1,6 $\pm$ 0,3	1,6 $\pm$ 0,3

$\bar{x}$ = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, n = aantal, m = meter, kg = kilogram, m/s = meter per seconde, p = significantieniveau en *p < 0,001

3.2 STP

Allereerst werd gekeken naar de invloed van de loopsnelheid op de STP bij de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart. Daarnaast werd gekeken naar de genderspecifieke verschillen.

3.2.1 Invloed loopsnelheid op STP

De staplengte, schredelengte en *single support time* namen toe met het toenemen van de loopsnelheid. De staptijd, schredetijd, standfase, zwaai fase en *double support time* namen af met het toenemen van de loopsnelheid. Het verschil in loopsnelheid resulteerde tussen alle STP (staplengte, schredelengte, staptijd, schredetijd, standfase, zwaai fase, *single support time* en *double support time*, voor zowel links (L) als rechts (R)) voor een significant verschil ($p < 0,001$) bij de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart. De uitkomsten van de *Repeated Measures ANOVA* voor de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart zijn terug te vinden in Tabel 3, Tabel 4 en Tabel 5; hier is te zien dat er significante verschillen zijn gevonden tussen de drie verschillende loopsnelheden. De gemiddelden en standaarddeviaties per STP zijn terug te vinden in bijlage 7 (pagina 50). In bijlage 8 (pagina 52) zijn de statistische gegevens per STP en de significantie tussen de loopsnelheden middels *Pairwise Comparisons* weergegeven.

Tabel 3
Uitkomsten Repeated Measures ANOVA gemeten populatie

Parameter	Zijde	<i>Repeated Measures ANOVA</i>
Staplengte	Links	$F(1,48; 81,14) = 852,00; p < 0,001, \eta^2=0,94$
	Rechts	$F(1,60; 87,75) = 771,11; p < 0,001, \eta^2= 0,93$
Schredelengte	Links	$F(1,54; 84,40) = 866,51; p < 0,001, \eta^2=0,94$
	Rechts	$F(1,52; 83,40) = 863,81; p < 0,001, \eta^2= 0,94$
Staptijd	Links	$F(1,21; 66,57) = 540,31; p < 0,001, \eta^2=0,91$
	Rechts	$F(1,22; 67,2) = 484,10; p < 0,001, \eta^2= 0,90$
Schredetijd	Links	$F(1,21; 66,57) = 540,31; p < 0,001, \eta^2=0,91$
	Rechts	$F(1,21; 66,51) = 523,19; p < 0,001, \eta^2= 0,91$
Zwaai fase	Links	$F(1,35; 74,34) = 279,31; p < 0,001, \eta^2=0,84$
	Rechts	$F(1,42; 77,92) = 281,50; p < 0,001, \eta^2= 0,84$

Standfase	Links	$F(1,17; 64,17) = 491,48; p < 0,001, \eta^2 = 0,90$
	Rechts	$F(1,18; 64,9) = 517,93; p < 0,001, \eta^2 = 0,90$
Single support time	Links	$F(1,52; 83,74) = 166,76; p < 0,001, \eta^2 = 0,75$
	Rechts	$F(1,71; 92,24) = 193,02; p < 0,001, \eta^2 = 0,78$
Double support time	Links	$F(1,26; 69,14) = 304,77; p < 0,001, \eta^2 = 0,85$
	Rechts	$F(1,20; 65,77) = 308,63; p < 0,001, \eta^2 = 0,85$

F = F-waarde, $F(df; \text{error } df)$ = F-waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en p = significantieniveau

Tabel 4

Uitkomsten Repeated Measures ANOVA mannen

Parameter	Zijde	Repeated Measures ANOVA
Staplengte	Links	$F(2, 48) = 591,82; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
	Rechts	$F(2, 48) = 470,59; p < 0,001, \eta^2 = 0,95$
Schredelengte	Links	$F(1,28; 42,68) = 582,41; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
	Rechts	$F(2, 48) = 594,22; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
Staptijd	Links	$F(1,31; 31,50) = 355,46; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	Rechts	$F(1,35; 32,50) = 308,94; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
Schredetijd	Links	$F(1,31; 31,44) = 345,15; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	Rechts	$F(1,31; 31,44) = 345,15; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
Zwaaifase	Links	$F(1,53; 36,73) = 164,43; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$
	Rechts	$F(1,56; 37,48) = 170,45; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
Standfase	Links	$F(1,30; 32,23) = 370,53; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	Rechts	$F(1,29; 30,90) = 399,06; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
Single support time	Links	$F(2, 48) = 108,45; p < 0,001, \eta^2 = 0,82$
	Rechts	$F(1,52; 36,52) = 94,92; p < 0,001, \eta^2 = 0,80$
Double support time	Links	$F(1,54; 37,02) = 225,98; p < 0,001, \eta^2 = 0,90$
	Rechts	$F(1,33; 32,02) = 315,09; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$

F = F-waarde, $F(df; \text{error } df)$ = F-waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en p = significantieniveau

Tabel 5

Uitkomsten *Repeated Measures ANOVA* vrouwen

Parameter	Zijde	<i>Repeated Measures ANOVA</i>
Staplenkte	Links	$F(1,30; 38,95) = 356,40; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
	Rechts	$F(1,45; 42,17) = 346,53; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
Schredelengte	Links	$F(1,33; 39,89) = 369,43; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	Rechts	$F(1,32; 39,69) = 363,90; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
Staptijd	Links	$F(1,17; 35,00) = 231,26; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	Rechts	$F(1,16; 34,73) = 205,52; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$
Schredetijd	Links	$F(1,16; 34,89) = 224,88; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	Rechts	$F(1,17; 34,99) = 223,75; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
Zwaaifase	Links	$F(1,26; 37,73) = 124,41; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	Rechts	$F(1,32; 39,50) = 123,66; p < 0,001, \eta^2 = 0,81$
Standfase	Links	$F(1,12; 33,62) = 201,62; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$
	Rechts	$F(1,15; 34,34) = 210,62; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
Single support time	Links	$F(1,23; 36,89) = 75,79; p < 0,001, \eta^2 = 0,72$
	Rechts	$F(1,36; 40,90) = 102,84; p < 0,001, \eta^2 = 0,77$
Double support time	Links	$F(1,16; 34,70) = 130,66; p < 0,001, \eta^2 = 0,81$
	Rechts	$F(1,14; 34,05) = 120,61; p < 0,001, \eta^2 = 0,80$

F = F -waarde, $F(df; error\ df)$ = F -waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en p = significantieniveau

3.2.2 Genderspecifieke verschillen op STP

Er werden geen significante verschillen gevonden voor de staptijd, schredetijd, zwaaifase, standfase, *single support time* en de *double support time* tussen mannen en vrouwen tussen de drie verschillende loopsnelheden. Verder werden voor de schredelengte op comfortabele en lagere loopsnelheid, voor de staplenkte links op comfortabele en lagere loopsnelheid en voor de staplenkte rechts op lagere loopsnelheid geen significante verschillen gevonden.

De staplenkte bij mannen was significant groter dan bij vrouwen op de hogere loopsnelheid. Naast de staplenkte op hogere loopsnelheid is ook de staplenkte op comfortabele loopsnelheid voor de rechterzijde significant groter bij mannen ten opzichte van vrouwen. Ook de schredelengte is op hogere loopsnelheid bij mannen significant groter dan bij vrouwen. De gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens van de significante verschillen zijn terug te vinden in Tabel 6. De gemiddelden, standaarddeviaties

en statistische gegevens van de STP van mannen en vrouwen zijn terug te vinden in Bijlage 9 (pagina 67).

Tabel 6

Gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens van de significante genderspecifieke verschillen

Parameter	Snelheid	Zijde	Man		Vrouw		Significantie (tweezijdig getoetst)		
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	t	df	p
Staplengte	Hoog	Links	0,77	0,08	0,72	0,10	2,18	54	0,033
		Rechts	0,77	0,08	0,71	0,10	2,33	54	0,024
Staplengte	Comfortabel	Rechts	0,66	0,08	0,61	0,09	2,04	54	0,047
Schredelengte	Hoog	Links	1,54	0,16	1,43	0,19	2,26	54	0,028
		Rechts	1,54	0,16	1,43	0,19	2,26	54	0,028

$\bar{x}$ = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, t = t-waarde, df = degrees of freedom; vrijheidsgraden en p = significantieniveau

3.3 Gait Variability

Vervolgens werd per STP de variabiliteit bepaald op de verschillende loopsnelheden bij de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart. Daarnaast werden de genderspecifieke verschillen geanalyseerd.

3.3.1 Invloed loopsnelheid op gait variability

Met het toenemen van de loopsnelheid neemt de variabiliteit af wat betreft de gemiddelden van de %CV per STP voor de gemeten populatie. Verder verschilt de variabiliteit significant tussen de lagere en hogere loopsnelheid en de lagere en comfortabele loopsnelheid. De variabiliteit tussen de comfortabele en hogere loopsnelheid was daarentegen niet significant.

Uitzonderingen op bovenstaande werden gevonden voor de *double support time*, zwaai fase, schredelengte en staplengte. Deze statistische gegevens zijn terug te vinden in Tabel 7. De gemiddelden en standaarddeviaties van %CV zijn terug te vinden in Bijlage 10 (pagina 69). De statistische gegevens van %CV zijn terug te vinden in Bijlage 11 (pagina 71).

Tabel 7
Uitzonderingen data gait variability

Parameter	Zijde	Level	<i>p</i>		
			Gemeten populatie	Man	Vrouw
Zwaaifase	Links	1-2	< 0,001	0,051	< 0,001
	Rechts	1-3	< 0,001	0,091	0,005
		2-3	0,065	< 0,001	0,628
Double support time	Links	1-2	0,001	0,116	0,012
		1-3	0,928	1,000	1,000
		2-3	< 0,001	0,002	< 0,001
	Rechts	1-2	< 0,001	0,144	0,001
		1-3	1,000	0,949	1,000
		2-3	< 0,001	< 0,001	0,001
Schredelengte	Links	2-3	< 0,001	0,060	0,008
	Rechts	2-3	< 0,001	0,218	0,001
Staplengte	Links	2-3	0,001	0,002	0,094
	Rechts	2-3	0,014	0,071	0,161

level = loopsnelheid, 1-2 = vergelijking tussen lagere en comfortabele loopsnelheid, 1-3 = vergelijking tussen lagere en hogere loopsnelheid, 2-3 = vergelijking tussen comfortabele en hogere loopsnelheid en p = significantieniveau.

3.3.2 Genderspecifieke verschillen op *gait variability*

Uit de analyse blijkt dat de variabiliteit op alle %CV bij vrouwen hoger was dan bij mannen. Significante verschillen tussen mannen en vrouwen werden gevonden op de staptijd, standfase, zwaaifase en de *double support time*. Deze statistische gegevens zijn terug te vinden in Tabel 8. De gemiddelden en standaarddeviaties van %CV zijn terug te vinden in Bijlage 10 (pagina 69). De statistische gegevens van alle genderspecifieke verschillen zijn terug te vinden in Bijlage 12 (pagina 73).

Tabel 8*Genderspecifieke significante gegevens gait variability*

Parameter	Zijde	Snelheid	<i>p</i>
Staptijd	Links	Laag	0,030
	Rechts	Comfortabel	0,017
Standfase	Rechts	Laag	0,015
Zwaaifase	Links	Laag	0,015
Double support time	Rechts	Laag	0,025

p = significantieniveau

3.4 Kinematica

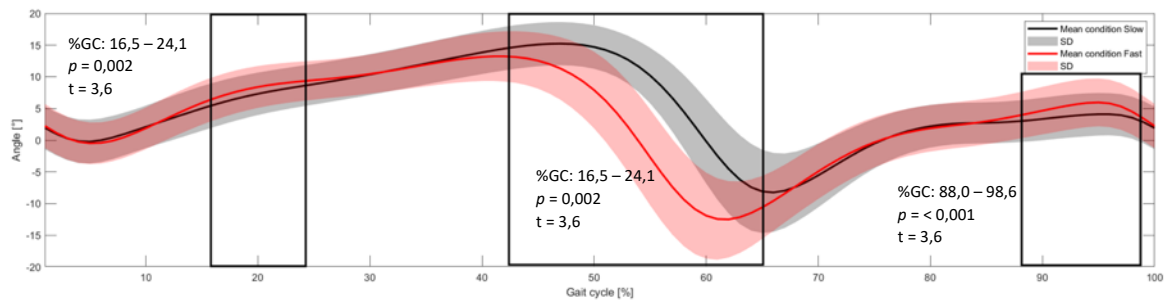
Ten slotte is gekeken naar de analyse van de kinematica in het sagittale vlak van de enkel-, knie- en heupgewrichten van de gemeten populatie tijdens de drie verschillende loopsnelheden. Daarnaast werden de genderspecifieke verschillen geanalyseerd.

3.4.1 Invloed loopsnelheid op kinematica

De loopsnelheid is van invloed op de timing bij het inzetten van de fases van de gangcyclus, maar ook op de ROM van de enkel-, knie- en heupgewrichten.

Voor zowel links als rechts was een timingsverschil zichtbaar tussen de drie verschillende loopsnelheden op het enkelgewricht tijdens de *terminal stance*, *pre-swing* en de *initial swing* (31-75%). Dit verschil werd groter naarmate de loopsnelheid toenam.

De kinematische verschillen en timingsverschillen tussen de lagere en hogere loopsnelheid van het enkelgewricht zijn zichtbaar in Afbeelding 2; hier is een visuele weergave zichtbaar van het verloop van de hoeken van het enkelgewricht tijdens de gangcyclus (0-100%). In de kaders zijn de significante statistische clusters weergegeven met bijbehorende *p*-waarde en *t*-waarde.



Afbeelding 2: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle ($^{\circ}$) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie

De maximale ROM voor de dorsaalflexie enkel werd gevonden tijdens de *terminal stance* (31-50%) op de drie loopsnelheden. De maximale ROM voor de plantairflexie enkel werd gevonden tijdens de *pre-swing* en de *initial swing* (50-75%) op alle drie de loopsnelheden. De gemiddelden en standaarddeviaties van de maximale dorsaal- en plantairflexie van het enkelgewricht zijn terug te vinden in Tabel 9.

Tabel 9
 Maximumwaarden dorsaal- en plantairflexie van het enkelgewricht

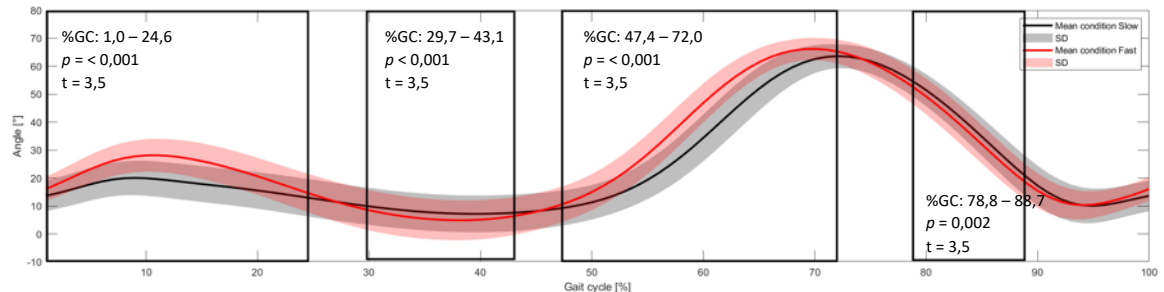
Gewricht	Snelheid	Zijde	Maximum dorsaalflexie in $^{\circ}$ ($\bar{x} \pm SD$)	Maximum plantairflexie in $^{\circ}$ ($\bar{x} \pm SD$)
Enkel	Laag	Links	15,2 $\pm$ 3,4	8,2 $\pm$ 6,3
		Rechts	14,9 $\pm$ 3,6	8,3 $\pm$ 5,8
	Comfortabel	Links	14,6 $\pm$ 3,5	10,6 $\pm$ 6,9
		Rechts	14,5 $\pm$ 3,6	11,3 $\pm$ 6,3
	Hoog	Links	13,2 $\pm$ 4,0	12,5 $\pm$ 6,1
		Rechts	13,2 $\pm$ 4,0	13,5 $\pm$ 6,7

$^{\circ}$ = graden, $\bar{x}$ = gemiddelde en SD = standaarddeviatie

Tussen de drie verschillende loopsnelheden was een timingsverschil zichtbaar van het kniegewricht tijdens de *terminal stance*, *pre-swing* en *initial swing* (31-75%). Dit verschil werd groter naarmate de loopsnelheid toenam.

Tijdens het *initial contact*, de *loading response* en *mid-stance* (0-31%) werd een significant kinematisch verschil gevonden tussen de drie verschillende loopsnelheden. De grootste kinematische verschillen werden waargenomen op 12% van de gangcyclus. De

bijbehorende gemiddelden en standaarddeviaties voor de rechterzijde zijn voor de lagere loopsnelheid $19,2^{\circ} \pm 6,4$, voor de comfortabele loopsnelheid $24,0^{\circ} \pm 5,4$ en voor de hogere loopsnelheid $27,9^{\circ} \pm 6,1$. De kinematische verschillen en timingsverschillen van het kniegewricht worden weergegeven in Afbeelding 3.



Afbeelding 3: Kinematica van het kniegewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle ($^{\circ}$) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie

De maximale ROM voor de flexie knie werd gevonden tijdens de *initial swing* (62-75%) op alle drie de loopsnelheden. De maximale ROM voor de extensie knie werd gevonden tijdens de *terminal stance* (31-50%) op alle drie de loopsnelheden. De gemiddelden en standaarddeviaties van de maximale en minimale flexie van het kniegewricht zijn terug te vinden in Tabel 10.

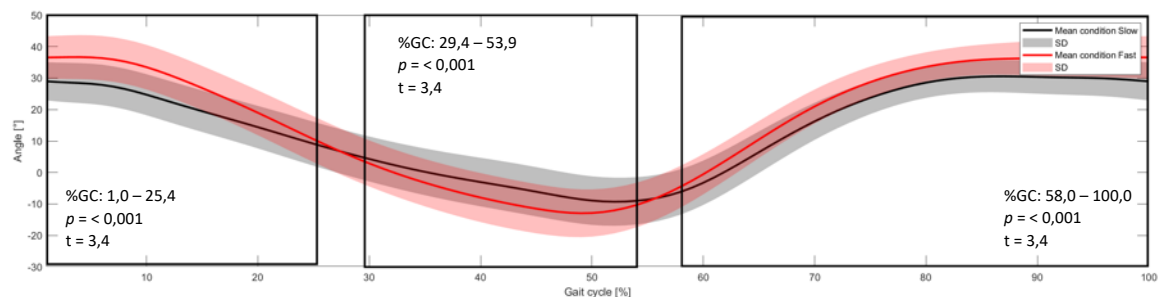
Tabel 10
 Maximum- en minimumwaarden flexie van het kniegewricht

Gewricht	Snelheid	Zijde	Maximum flexie in $^{\circ}$	*Minimale flexie in $^{\circ}$
			($\bar{x} \pm SD$)	($\bar{x} \pm SD$)
Knie	Laag	Links	$62,9 \pm 4,5$	$7,6 \pm 6,4$
		Rechts	$63,6 \pm 4,3$	$7,2 \pm 6,7$
	Comfortabel	Links	$65,0 \pm 3,6$	$6,2 \pm 6,3$
		Rechts	$65,7 \pm 4,0$	$5,9 \pm 6,7$
	Hoog	Links	$65,7 \pm 3,3$	$5,0 \pm 6,7$
		Rechts	$66,2 \pm 4,0$	$4,9 \pm 7,2$

*De minimale flexie waarden zijn de maximale extensie waarden gemeten tijdens de gangcyclus.
 $^{\circ}$ = graden, $\bar{x}$ = gemiddelde en SD = standaarddeviatie

Tussen de drie verschillende loopsnelheden was een timingsverschil zichtbaar van het heupgewricht tijdens de *pre-swing* tot en met *mid-stance* (50-100-31%).

Tijdens de *mid-stance* en *terminal stance* (12-50%) werd een significant kinematisch verschil gevonden tussen de drie loopsnelheden. De grootste kinematische verschillen werden waargenomen op 44% van de gangcyclus. De bijbehorende gemiddelden en standaarddeviaties voor de linkerzijde zijn tijdens extensie voor de lagere loopsnelheid $-5,8^{\circ} \pm 8,8$, voor de comfortabele loopsnelheid was dit $-9,2^{\circ} \pm 9,1$ en voor de hogere loopsnelheid is het gemiddelde $-11,3^{\circ} \pm 9,0$. De kinematische verschillen en timingsverschillen van het heupgewricht zijn zichtbaar in Afbeelding 4.



Afbeelding 4: Kinematica van het heupgewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie

De maximale ROM voor de flexie heup werd gevonden tijdens de *terminal swing* (87-100%) op de drie loopsnelheden. De maximale ROM voor de extensie heup werd gevonden tijdens de *pre-swing* (50-62%) op de drie loopsnelheden. De gemiddelden en standaarddeviaties van de maximale flexie en extensie zijn terug te vinden in Tabel 11.

Tabel 11
 Maximale waarden flexie en extensie van het heupgewricht

Gewricht	Snelheid	Zijde	Maximum flexie in ° ($\bar{x} \pm SD$)	Maximum extensie in ° ($\bar{x} \pm SD$)
Heup	Laag	Links	$30,6 \pm 5,1$	$9,3 \pm 7,7$
		Rechts	$31,0 \pm 5,3$	$9,4 \pm 8,5$
	Comfortabel	Links	$32,8 \pm 4,7$	$11,3 \pm 7,8$
		Rechts	$33,3 \pm 4,8$	$11,7 \pm 8,7$
	Hoog	Links	$36,7 \pm 6,4$	$12,9 \pm 7,7$
		Rechts	$36,8 \pm 7,0$	$13,3 \pm 8,6$

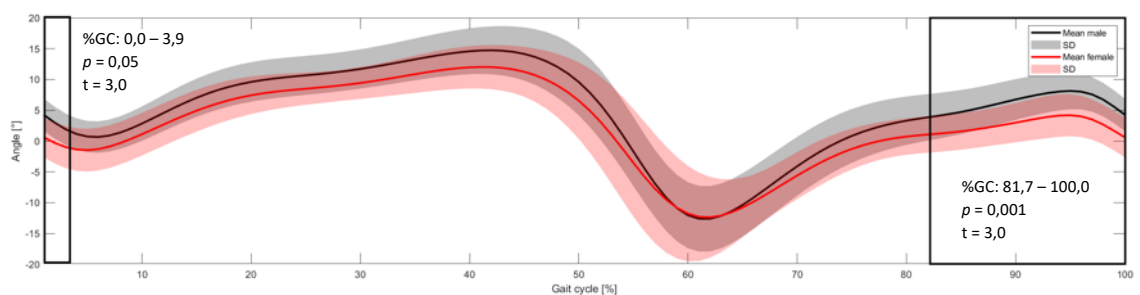
° = graden, $\bar{x}$ = gemiddelde en SD = standaarddeviatie

Een visuele weergave van de overige gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens voor de enkel-, knie- en heupgewrichten zijn terug te vinden in Bijlage 13 (pagina 75).

3.4.2 Genderspecifieke verschillen op kinematica

Tussen mannen en vrouwen zijn een aantal significante verschillen gevonden. Deze verschillen werden groter met het toenemen van de loopsnelheid.

Voor het enkelgewricht werd voor de drie loopsnelheden een significant verschil gevonden gedurende de *mid-swing*, de *terminal swing* en het *initial contact* (75-100-2%). Op 95-96% werd het grootste kinematische verschil gemeten. De gemiddelden en standaarddeviaties voor de linkerzijde op de lagere loopsnelheid waren voor mannen $5,8^{\circ} \pm 2,7$ en voor vrouwen $2,7^{\circ} \pm 3,2$, voor de comfortabele loopsnelheid waren dit $6,8^{\circ} \pm 2,9$ en $3,3^{\circ} \pm 3,4$ en voor de hogere loopsnelheid waren dit $8,1^{\circ} \pm 3,0$ en $4,2^{\circ} \pm 3,5$. Het kinematische verschil voor het enkelgewricht is zichtbaar in Afbeelding 5.



Afbeelding 5: Kinematica van het enkelgewricht op de hogere loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (links) %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t-waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie

Voor het kniegewricht werden significante verschillen gevonden tussen mannen en vrouwen op de comfortabele en de hogere loopsnelheid voor de rechterzijde tijdens de *mid-stance* (12-31%). Voor de overige loopsnelheden werden geen significante verschillen gevonden.

Voor het heupgewricht werd een significant verschil gevonden op de comfortabele loopsnelheid voor de rechterzijde tussen de 58% en 61%. Voor de overige loopsnelheden werden geen significante verschillen gevonden.

Een visuele weergave van de overige gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens van de significante genderspecifieke verschillen voor de enkel-, knie- en heupgewrichten zijn terug te vinden in Bijlage 14 (pagina 80).

4 Discussie

Deze studie probeert antwoord te geven op de vraagstelling of de loopsnelheid van invloed is op de STP, *gait variability* en de kinematica van de onderste extremiteit bij ouderen boven de 60 jaar. De uitkomsten van de STP, *gait variability* en kinematica werden vergeleken op comfortabele, lagere (-30% van de comfortabele loopsnelheid) en hogere loopsnelheid (+30% van de comfortabele loopsnelheid). Ook werd gekeken naar de genderspecifieke verschillen op de STP, *gait variability* en kinematica op de verschillende loopsnelheden.

De drie verschillende loopsnelheden zijn van invloed op alle gemeten STP voor zowel links als rechts. Deze waren namelijk allen significant met partial $\eta^2 > 0,8$ wat geclassificeerd wordt als groot effect. Dit gold voor zowel de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart. De staplengte, schredelengte en *single support time* namen toe, terwijl de staptijd, schredetijd, zwaai fase, standfase en *double support time* afnamen naarmate de loopsnelheid toenam. In de literatuur zijn soortgelijke resultaten al gerapporteerd (Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2019; Chris Kirtley, Whittle, & Jefferson, 1985; Shishov et al., 2017).

Over genderspecifieke verschillen op bovengenoemde STP geven de meeste studies aan dat de staplengte en de schredelengte groter zijn bij mannen dan bij vrouwen (Callisaya, Blizzard, Schmidt, McGinley, & Srikanth, 2010; Hollman, Youdas, & Lanzino, 2011; Oh-Park, Holtzer, Xue, & Verghese, 2010; Samson et al., 2001). Dit blijkt ook uit onze resultaten. De staplengte en de schredelengte zijn namelijk op de hogere loopsnelheid significant groter bij mannen dan bij vrouwen. Ook werd een significant verschil gevonden op de comfortabele loopsnelheid rechts tussen mannen en vrouwen. Uit de antropometrische gegevens bleek dat significante verschillen werden gevonden tussen mannen en vrouwen op de lichaamslengte en beenlengte voor zowel links als rechts. Middels de correlatiecoëfficiënt (r^2) werd de invloed van de significante antropometrische gegevens op de gevonden significante verschillen tussen mannen en vrouwen bekeken ($r^2 < 0,19$). Hieruit bleek dat de significante antropometrische gegevens gevonden voor de beenlengte en lichaamslengte weinig invloed hebben op de gevonden significante verschillen tussen mannen en vrouwen. Gezien de grootte van de steekproef is voor de betrouwbaarheid ook de correlatie berekend tussen de gemeten populatie en de lichaamslengte, beenlengte links en rechts. Hier is echter ook een lage correlatie gevonden ($r^2 < 0,17$). De correlaties tussen de lichaamslengte, beenlengte links en beenlengte rechts en de stap- en schredelengte van de gemeten populatie en mannen en vrouwen apart zijn terug te vinden in Bijlage 15 (pagina 83).

De drie verschillende loopsnelheden zijn ook van invloed op de *gait variability*. De *gait variability* nam af met het toenemen van de loopsnelheid. Uit de data bleek verder dat

de variabiliteit significant verschilde tussen lagere en comfortabele loopsnelheid en tussen lagere en hogere loopsnelheid. Tussen de comfortabele en hogere loopsnelheid leek de *gait variability* te stabiliseren. Een uitzondering is de *double support time*. Uit de resultaten bleek namelijk dat deze tussen zowel de lagere en comfortabele loopsnelheid en comfortabele en hogere loopsnelheid significant was. In eerder onderzoek werd gevonden dat de *double support time* significant verschilde tussen de lagere en comfortabele loopsnelheid, maar niet tussen de comfortabele en hogere loopsnelheid (Almarwani, VanSwearingen, Perera, Sparto, & Brach, 2016). Er is dus geen consensus over de invloed van de loopsnelheid op de variabiliteit van de *double support time*. In de literatuur wordt een hogere variabiliteit van de *double support time* gerelateerd aan een lagere *dynamic stability*. Dit is de mogelijkheid om het lichaamszwaartepunt te controleren boven het steunvlak. Ouderen verhogen de *double support time* als strategie tegen balansverlies, dit verschilt per stap (Callisaya et al., 2010; Gabell & Nayak, 1984).

Meerdere onderzoeken bevonden een negatief lineair verband tussen het toenemen van de loopsnelheid en het tegelijkertijd afnemen van de variabiliteit (Bollens, Crevecoeur, Detrembleur, Guillery, & Lejeune, 2012; Chien, Yentes, Stergiou, & Siu, 2015; Jordan, Challis, & Newell, 2007; Kang & Dingwell, 2008). Winter (1983) beschrijft dat de variabiliteit in het looppatroon consistent wordt naarmate de loopsnelheid toeneemt. Sekiya, Nagasaki, Ito & Furuna (1997) beweren echter dat de variabiliteit het laagst is op de comfortabele loopsnelheid. Het verschil in bovenstaande artikelen is dat bij de studie van Sekiya et al. een beperkt aantal stappen mogelijk was. Een verminderd aantal stappen leidt tot een grotere variabiliteit (Chien et al., 2015).

Uit de resultaten bleek verder dat de variabiliteit bij vrouwen op alle STP hoger is dan bij mannen. Er werden enkele significante waarden gevonden onder de temporele parameters, deze werden allemaal gevonden bij de lagere loopsnelheid met uitzondering van de staplengte rechts. Hier leek geen verband in te zitten. Uit eerder onderzoek kwam wel naar voren dat mannen een grotere variabiliteit vertonen in staplengte en *double support time* (Callisaya et al., 2010). Dit was in de studie niet het geval. Uit andere studies is gebleken dat er geen significante verschillen zijn tussen mannen en vrouwen boven 70 jaar op comfortabele loopsnelheid (Hollman, McDade, et al., 2011; Hollman, Youdas, et al., 2011).

Bij het toenemen van de loopsnelheid verandert ook de *gait variability*. Verschillende studies geven aan dat een hogere *gait variability* een risicofactor is voor een verhoogd valrisico (Almarwani et al., 2016; Hausdorff, Rios, & Edelberg, 2001; Kainz et al., 2017; LORD, Lloyd, & Keung Li, 1996). Het toenemen van de variabiliteit kan vele oorzaken hebben. Comorbiditeiten zoals multiple sclerose, diabetes mellitus en parkinson dragen bij aan het

verhogen van de *gait variability* (Blin, Ferrandez, & Serratrice, 1990; Lalli et al., 2013; Socie, Motl, Pula, Sandroff, & Sosnoff, 2013). Doorgaans geldt, hoe ernstiger afhankelijk de persoon is van derden, hoe groter de *gait variability* (Socie et al., 2013). Andere oorzaken zijn het afnemen van spierkracht en ROM (Kang & Dingwell, 2008). Ook de afname van executieve functies en het toenemen van valangst zijn oorzaken voor het toenemen van de *gait variability* (Ayoubi, Launay, Annweiler, & Beauchet, 2015; Ijmker & Lamothe, 2012). Buiten de loopsnelheid zijn dit ook factoren die bijdragen aan een verhoogde *gait variability*.

De drie verschillende loopsnelheden zijn ook van invloed op de kinematica van de onderste extremiteit. Uit de resultaten bleek dat bij zowel de enkel-, knie- als heupgewrichten op alle drie de loopsnelheden voor zowel de linker- als rechterzijde kinematische verschillen en timingsverschillen significant zijn. Deze verschillen werden groter naarmate de loopsnelheid toenam. Ook de maximale ROM werd groter bij het hoger worden van de loopsnelheid. De dorsaalflexie van het enkelgewricht is daarop een uitzondering, deze nam af naarmate de loopsnelheid toenam. Uit literatuur, waar mannen en vrouwen met een gemiddelde leeftijd van 36 jaar worden getest, wordt ook bevonden dat alle bewegingsuitslagen, behalve de dorsaalflexie groter worden bij het toenemen van de loopsnelheid (Liu, Anderson, Schwartz, & Delp, 2008; Mentiplay, Banky, Clark, Kahn, & Williams, 2018; Schwartz, Rozumalski, & Trost, 2008; Stansfield et al., 2001). De beschreven timingsverschillen tussen de drie loopsnelheden worden veroorzaakt door een afname van de standfase bij een toename van de loopsnelheid. Dit leidt tot een verschuiving binnen de *terminal stance* en de zwaai fase (31-100%) (Christopher Kirtley, 2006). Een voorbeeld is dat de maximale knieflexie en plantairflexie op het enkelgewricht op een eerder percentage in de gangcyclus worden gemeten (Røislien et al., 2009). Dit is ook zichtbaar in de studie. In de literatuur wordt ook de relatie beschreven tussen de stapfrequentie en staplengte op de loopsnelheid en de kinematica bij een populatie met een gemiddelde leeftijd van 24 jaar (Lim, Lin, & Pandy, 2017). Een grotere staplengte en stapfrequentie leiden tot een grotere heupflexie tijdens de eerste 30% (het *initial contact* tot en met de *mid-stance*) van de gangcyclus, een grotere heupextensie tijdens 30-60% (*terminal stance* tot en met *pre-swing*), een grotere knieflexie tijdens 0-30% en een kleinere dorsaalflexie tijdens 30-60% (Lim et al., 2017). Dit is ook zichtbaar in de studie.

Uit de resultaten werd één duidelijk genderspecifiek verschil gevonden op de kinematica horende bij het enkelgewricht. Vrouwen vertoonden gedurende de *mid-swing*, *terminal-swing* en het *initial contact* (87-100-2%) significant minder dorsaalflexie op het enkelgewricht dan mannen op de drie loopsnelheden. In de literatuur komt naar voren dat over het algemeen de kinematica gedurende de gangcyclus tussen mannen en vrouwen

overeenkomen. Er worden namelijk meer overeenkomsten dan verschillen gevonden. De verschillen die in de literatuur werden gevonden zijn dat vrouwen meer heupflexie en minder knie-extensie vertonen in vergelijking met mannen voor het *initial contact*. Dit is gemeten bij jongeren met een gemiddelde leeftijd van 28 jaar (Kerrigan, Todd, & Della, 1998). Het verschil in leeftijd zou kunnen bijdragen in genderspecifieke verschillen, maar dit zal toekomstig onderzoek verder moeten uitwijzen.

Uit de resultaten bleek dat een aantal bevindingen nog niet eerder zijn gerapporteerd ten opzichte van eerdere literatuur over dit onderwerp. De variabiliteit binnen de *double support time* is significant hoger op lagere en hogere loopsnelheid ten opzichte van de comfortabele loopsnelheid. Verder is gevonden dat mannen meer dorsaalflexie van het enkelgewricht vertonen tijdens de *terminal-swing* en het *initial contact* (87-100-2%) ten opzichte van vrouwen. Ook blijkt uit de studie dat de *gait variability* bij vrouwen op alle STP hoger is dan bij mannen en dat significante genderspecifieke verschillen bij de *gait variability* worden gemeten, terwijl dit in de literatuur niet eerder gerapporteerd is.

Na de analyse van de resultaten werd middels de sterkte-zwakteanalyse kritisch gekeken naar de uitvoering en de keuzes binnen deze studie. Verkeerde keuzes binnen de studie kunnen namelijk ook hebben geleid tot foutieve data. Sterke punten van deze studie zijn dat alle participanten voorafgaand aan de metingen een fysieke screening hebben ondergaan. Deze bestond uit testen horende bij de gewrichtsmobiliteit, spierkracht en balans. Bij het vinden van afwijkende resultaten tijdens deze screening konden de participanten alsnog worden geëxcludeerd. Op deze manier is de kans op afwijkende data verkleind.

Een ander sterk punt is dat alle metingen verliepen volgens een vast protocol, waarbij werd gestart met een kalibratie voor elke participant. Dit protocol werd voor iedere participant op dezelfde manier doorlopen door twee gecertificeerde CAREN-systeem onderzoekers. Het volgen van het protocol leidde ertoe dat alle participanten onder dezelfde condities werden gemeten.

Tijdens de statistische analyse werd bij het analyseren van de kinematica gebruik gemaakt van SPM. Bij deze methode wordt de kinematische data geanalyseerd middels een continue-analyse. De grafische weergave van deze analyse maakte het mogelijk om de kinematica inzichtelijk weer te geven. De twee belangrijkste voordelen van SPM zijn dat de significante-, statistische waarden en kinematica direct vergelijkbaar zijn met elkaar en dat een continue-analyse kan worden uitgevoerd waardoor geen gegevens gemist worden (Pataky, 2012).

Gedurende de analyse werd opgemerkt dat de data van participant 59 incompleet was. Hierdoor is deze participant geëxcludeerd. Door het excluseren van participanten met missende data werd geen incompleet beeld van de resultaten gegeven.

Het gebruik van het CAREN-systeem is ook een sterk punt. Door middel van het CAREN-systeem konden de loopsnelheden van -30% en +30% van de comfortabele loopsnelheid worden ingesteld. Het kunnen instellen van deze vaste loopsnelheden zorgt voor een adequate reproduceerbaarheid van de studie. Een ander voordeel van het CAREN-systeem is dat de participanten gecontinueerd gemeten konden worden zonder dat de participant moest stoppen met lopen of moest omdraaien. Ten slotte is in Maastricht gekozen voor het gebruik van uniform schoeisel. Tijdens de metingen werd gebruik gemaakt van gym schoenen op locatie zodat alle participanten dezelfde schoenen droegen waardoor de effecten van verschillend schoeisel werden geëxcludeerd. Ook dit heeft gezorgd voor een toename van de reproduceerbaarheid.

Naast het kijken naar de sterke punten is het ook belangrijk om kritisch te reflecteren op wat beter kan. Het gebruik van het CAREN-systeem kent behalve sterke punten, ook zwakten. In de literatuur wordt namelijk beschreven dat het gebruik van loopbanden leidt tot een afname van de natuurlijke variabiliteit ten opzichte van *overground-walkingsystems*. Het gebruik van loopbanden zorgt voor verschillen in variabiliteit, loopsnelheid en daarbij horende kinematica en STP (Dingwell, Cusumano, Cavanagh, & Sternad, 2001; Malatesta, Canepa, & Fernandez, 2017; Wass, Taylor, & Matsas, 2005).

Een ander zwak punt in de studie was dat de participanten in de leeftijdscategorie boven de 60 jaar niet meer gescheiden werden in leeftijdsgroepen. In de literatuur zijn verschillende studies die aangeven dat grote verschillen zichtbaar zijn tussen de categorie ouder dan 75 jaar en jonger dan 75 jaar. Ouderen boven de 75 jaar vertonen een lagere loopsnelheid, stapfrequentie en staplengte (Herssens et al., 2018; Kirkwood et al., 2016).

Tijdens de metingen werd gebruik gemaakt van markers. Deze werden handmatig opgeplakt door de onderzoekers. Bij corpulente participanten bestond de mogelijkheid dat de markers niet correct werden geplakt of zijn verschoven tijdens de metingen.

Tijdens de dataverwerking is er geen rekening gehouden met de *outliers*. Dit houdt in dat geen rekening is gehouden met de data die sterk afwijkt van de rest. Dit kan leiden tot vertekende resultaten en verkeerde assumpties. Het excluseren van *outliers* kan echter ook leiden tot manipulatie van de data. Het is dus van belang om tijdens de verwerking van de data te overwegen wat de *outliers* zijn en of deze wel of niet worden meegenomen in de studie en waarom.

De studenten hebben de data ontvangen van twee onderzoekers uit het MUMC+. De studenten hadden geen invloed op de hoeveelheid participanten die zijn geïnccludeerd. De metingen zijn uitgevoerd bij een relatief kleine hoeveelheid participanten. Het aanraden is om bij vervolgonderzoek op basis van een powerberekening een inschatting te maken over de hoeveelheid participanten die geïnccludeerd moeten worden om een betrouwbare en relevante uitspraak te kunnen doen over de resultaten.

Er is weinig onderzoek gedaan naar genderspecifieke verschillen op de *gait variability* bij ouderen gemeten op drie verschillende loopsnelheden. In deze studie zijn de gevonden resultaten vergeleken met jongeren tijdens rennen of met mannen en vrouwen boven de 70 jaar, maar deze participanten werden alleen gemeten op de comfortabele loopsnelheid. Door het gebrek aan literatuur is het interessant om het verschil in variabiliteit tussen mannen en vrouwen op verschillende loopsnelheden te analyseren. Ook is er weinig onderzoek gedaan naar de invloed van drie verschillende loopsnelheden op de kinematica bij ouderen. In de studie werden de resultaten vergeleken met jongeren met een gemiddelde leeftijd van 30 jaar. Vervolgonderzoek moet uitwijzen of de gevonden kinematische verschillen en genderspecifieke verschillen overeenkomen. Verder zou vervolgonderzoek interessant zijn om te kijken wat de hoge variabiliteit verklaart bij de *double support time* bij zowel de hogere als lagere loopsnelheid. Ten slotte zou er in een vervolgstudie gekeken kunnen worden naar de verschillen op STP, *gait variability* en kinematica op de drie verschillende loopsnelheden tussen leeftijdscategorieën van 60-69, 70-79 en 80+ jaar. Binnen deze categorieën werden in voorgaande literatuur verschillen gevonden op comfortabele loopsnelheid.

Middels deze studie is een overzicht gecreëerd van de STP, *gait variability* en de kinematica en de verschillen bij de drie loopsnelheden. Een verhoogde *gait variability* wordt gerelateerd aan een verhoogd valrisico. Middels een ganganalyse kan een geriatrische fysiotherapeut op basis van o.a. de loopsnelheid en STP inschatten of de patiënt een verhoogde variabiliteit vertoont. Aan de hand daarvan kan een behandelplan worden opgesteld waarbij wordt gefocust op het verhogen van de loopsnelheid, het verbeteren van de algemene conditie, uithoudingsvermogen, spierkracht, flexibiliteit en lichaamssamenstelling. Onderzoek heeft namelijk aangetoond dat deze therapie bijdraagt aan het verlagen van de *gait variability* (Ciprandi, Zago, Bertozzi, Sforza, & Galvani, 2018).

5. Conclusie

Op basis van de resultaten kan geconcludeerd worden dat de loopsnelheid van invloed is op de STP, *gait variability* en kinematica bij de gemeten populatie, mannen en vrouwen boven de 60 jaar. Per STP werden tussen de lagere en comfortabele, comfortabele en hogere en lagere en hogere loopsnelheid significante verschillen gevonden. Ook zorgde de loopsnelheid voor veranderingen op de *gait variability*. De *gait variability* nam af met het toenemen van de loopsnelheid en liet voornamelijk tussen de lagere en comfortabele loopsnelheid significante verschillen zien. Voor de enkel-, knie- en heupgewrichten werden de grootste kinematische en timingsverschillen gevonden tussen de lagere en hogere loopsnelheid.

Genderspecifieke verschillen werden gevonden voor de STP op de stap- en schredelengte op hogere loopsnelheid en voor staplengte van de rechterzijde op de comfortabele loopsnelheid. De stap- en schredelengte waren bij mannen significant groter ten opzichte van vrouwen. Ook werd gezien dat de variabiliteit op alle STP bij vrouwen groter was ten opzichte van mannen. Ten slotte werd een significant genderspecifiek verschil op de kinematica gevonden voor de dorsaalflexie van het enkelgewricht op de drie loopsnelheden gedurende de *mid-swing*, de *terminal swing* en het *initial contact*.

Het analyseren van het looppatroon bij ouderen in de fysiotherapeutische praktijk zou kunnen bijdragen aan het verminderen van het valrisico. In de literatuur wordt namelijk de relatie beschreven tussen de *gait variability* en het valrisico. Toekomstig onderzoek moet uitwijzen wat de relatie is tussen de STP, kinematica en genderspecifieke verschillen op het valrisico.

Literatuurlijst

- Abdi, H. (2010). Coefficient of variation. *Encyclopedia of research design*, 1, 169-171.
- Alkjær, T., Larsen, P. K., Pedersen, G., Nielsen, L. H., & Simonsen, E. B. (2006). Biomechanical analysis of rollator walking. *Biomedical engineering online*, 5(1), 2.
- Almarwani, M., VanSwearingen, J. M., Perera, S., Sparto, P. J., & Brach, J. S. (2016). Challenging the motor control of walking: gait variability during slower and faster pace walking conditions in younger and older adults. *Archives of gerontology and geriatrics*, 66, 54-61.
- Ayoubi, F., Launay, C. P., Annweiler, C., & Beauchet, O. (2015). Fear of falling and gait variability in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Medical Directors Association*, 16(1), 14-19.
- Baarda, D. B., Dijkum, C. J., & Goede, M. P. M. (2014). *Basisboek statistiek met SPSS*: Noordhoff.
- Barker, S., Craik, R., Freedman, W., Herrmann, N., & Hillstrom, H. (2006). Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system. *Medical engineering & physics*, 28(5), 460-467.
- Blin, O., Ferrandez, A.-M., & Serratrice, G. (1990). Quantitative analysis of gait in Parkinson patients: increased variability of stride length. *Journal of the neurological sciences*, 98(1), 91-97.
- Boelens, C., Hekman, E. E., & Verkerke, G. J. (2013). Risk factors for falls of older citizens. *Technology and Health care*, 21(5), 521-533.
- Bollens, B., Crevecoeur, F., Detrembleur, C., Guillery, E., & Lejeune, T. (2012). Effects of age and walking speed on long-range autocorrelations and fluctuation magnitude of stride duration. *Neuroscience*, 210, 234-242.
- Bouter, L. M., & van Dongen, M. C. (2006). *Epidemiologisch onderzoek: opzet en interpretatie*: Bohn Stafleu Van Loghum.
- Callisaya, M. L., Blizzard, L., Schmidt, M. D., McGinley, J. L., & Srikanth, V. K. (2010). Ageing and gait variability—a population-based study of older people. *Age and ageing*, 39(2), 191-197.
- CBS. (2020). Bevolking, huishouden en bevolkingsontwikkeling; vanaf 1899. *Geraadpleegd op 14 april*. Retrieved from <https://opendata.cbs.nl/#/CBS/nl/dataset/37556/line?ts=1586859878648>
- Chien, J., Yentes, J., Stergiou, N., & Siu, K.-C. (2015). The effect of walking speed on gait variability in healthy young, middle-aged and elderly individuals. *Journal of physical activity, nutrition and rehabilitation*, 2015.
- Ciprandi, D., Zago, M., Bertozzi, F., Sforza, C., & Galvani, C. (2018). Influence of energy cost and physical fitness on the preferred walking speed and gait variability in elderly women. *Journal of electromyography and kinesiology*, 43, 1-6.
- De Kruijf, R., & Langenberg, H. (2017). Vergrijzing en de Nederlandse economie. In (pp. 18): Centraal Bureau voor de Statistiek.
- Deckers, J., & Beckers, D. M. L. (2017). *Ganganalyse en looptraining, voor de paramedicus* (Tweede, volledig herziene druk. ed.): Bohn Stafleu van Loghum.
- DeVita, P., & Hortobagyi, T. (2000). Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of applied physiology*, 88(5), 1804-1811.
- Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Cavanagh, P., & Sternad, D. (2001). Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J. Biomech. Eng.*, 123(1), 27-32.
- Elble, R., Thomas, S. S., Higgins, C., & Colliver, J. (1991). Stride-dependent changes in gait of older people. *Journal of neurology*, 238(1), 1-5.

- Field, A. (2013). *Discovering statistics using IBM SPSS statistics. and sex and drugs and rock 'n' roll* (4th [fully updated] edition ed.): Sage.
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*, 8(1), 153.
- Gaakeer, M. I., van den Brand, C. L., Veugelers, R., & Patka, P. (2014). Inventarisatie van SEH-bezoeken en zelfverwijzers. *Ned Tijdschr Geneesk*, A7128-A7128.
- Gabell, A., & Nayak, U. (1984). The effect of age on variability in gait. *Journal of gerontology*, 39(6), 662-666.
- Takeer, M., van den Brand, C., Gips, E., van Lieshout, J., Huijsman, R., Vleugelers, R., & Patka, P. (2016). Landelijke ontwikkelingen Nederlandse SEH's: aantallen en herkomst van patiënten in de periode 2012-2015. *Nederlands Tijdschrift Voor Geneeskunde*, 160.
- Gouelle, A., Mégrot, F., Presedo, A., Husson, I., Yelnik, A., & Penneçot, G.-F. (2013). The gait variability index: a new way to quantify fluctuation magnitude of spatiotemporal parameters during gait. *Gait & posture*, 38(3), 461-465.
- Hausdorff, J. M. (2005). Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2(1), 19.
- Hausdorff, J. M., Edelberg, H. K., Mitchell, S. L., Goldberger, A. L., & Wei, J. Y. (1997). Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 78(3), 278-283.
- Hausdorff, J. M., Rios, D. A., & Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82(8), 1050-1056.
- Hebenstreit, F., Leibold, A., Krinner, S., Welsch, G., Lochmann, M., & Eskofier, B. M. (2015). Effect of walking speed on gait sub phase durations. *Human movement science*, 43, 118-124.
- Herssens, N., Verbecque, E., Hallemans, A., Vereeck, L., Van Rompaey, V., & Saeys, W. (2018). Do spatiotemporal parameters and gait variability differ across the lifespan of healthy adults? A systematic review. *Gait & posture*, 64, 181-190.
- Hesse, S., Lücke, D., Malezic, M., Bertelt, C., Friedrich, H., Gregoric, M., & Mauritz, K. (1994). Botulinum toxin treatment for lower limb extensor spasticity in chronic hemiparetic patients. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 57(11), 1321-1324.
- Hobbelen, J. S. M., Van de Kamp - Hofman, I. A. L., Looijen, R. A. T., Van der Velden, M., & Vluggen, T. P. M. N. (2015). Beroepsprofiel Geriatriefysiotherapie. In.
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & posture*, 34(1), 111-118.
- Hollman, J. H., Youdas, J. W., & Lanzino, D. J. (2011). Gender differences in dual task gait performance in older adults. *American journal of men's health*, 5(1), 11-17.
- Huijben, B., van Schooten, K., Van Dieën, J., & Pijnappels, M. (2018). The effect of walking speed on quality of gait in older adults. *Gait & posture*, 65, 112-116.
- Ijmker, T., & Lamoth, C. J. (2012). Gait and cognition: the relationship between gait stability and variability with executive function in persons with and without dementia. *Gait & posture*, 35(1), 126-130.
- Jordan, K., Challis, J. H., & Newell, K. M. (2007). Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & posture*, 26(1), 128-134.
- JudgeRoy, J. O., Davis III, B., & Öunpuu, S. (1996). Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(6), M303-M312.
- Kainz, H., Graham, D., Edwards, J., Walsh, H. P., Maine, S., Boyd, R. N., . . . Carty, C. P. (2017). Reliability of four models for clinical gait analysis. *Gait & posture*, 54, 325-331.

- Kamiya, K., Hamazaki, N., Matsue, Y., Mezzani, A., Corrà, U., Matsuzawa, R., . . . Noda, C. (2018). Gait speed has comparable prognostic capability to six-minute walk distance in older patients with cardiovascular disease. *European journal of preventive cardiology*, 25(2), 212-219.
- Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of biomechanics*, 41(14), 2899-2905.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Della, U. C. (1998). Gender differences in joint biomechanics during walking: normative study in young adults. *American journal of physical medicine & rehabilitation*, 77(1), 2-7.
- Kirkwood, R. N., Gomes, H. A., Sampaio, R. F., Furtado, S. R., & Moreira, B. S. (2016). Spatiotemporal and variability gait data in community-dwelling elderly women from Brazil. *Brazilian journal of physical therapy(AHEAD)*, 0-0.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*: Elsevier Health Sciences.
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of biomedical engineering*, 7(4), 282-288.
- Lalli, P., Chan, A., Garven, A., Midha, N., Chan, C., Brady, S., . . . Toth, C. (2013). Increased gait variability in diabetes mellitus patients with neuropathic pain. *Journal of Diabetes and its Complications*, 27(3), 248-254.
- Lim, Y. P., Lin, Y.-C., & Pandy, M. G. (2017). Effects of step length and step frequency on lower-limb muscle function in human gait. *Journal of biomechanics*, 57, 1-7.
- Liu, M. Q., Anderson, F. C., Schwartz, M. H., & Delp, S. L. (2008). Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of biomechanics*, 41(15), 3243-3252.
- Lord, S., Howe, T., Greenland, J., Simpson, L., & Rochester, L. (2011). Gait variability in older adults: a structured review of testing protocol and clinimetric properties. *Gait & posture*, 34(4), 443-450.
- LORD, S. R., Lloyd, D. G., & Keung Li, S. (1996). Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and ageing*, 25(4), 292-299.
- Maki, B. E. (1997). Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear? *Journal of the American geriatrics society*, 45(3), 313-320.
- Malatesta, D., Canepa, M., & Fernandez, A. M. (2017). The effect of treadmill and overground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy, physically active older adults. *European journal of applied physiology*, 117(9), 1833-1843.
- Marcellis, R., Senden, R., Lenssen, A., Meijer, K., Willems, P., & Vermeulen, J. (2019). Reference gait data for healthy subjects. In *CAREN - based gait analysis* (5 ed., pp. 25).
- Medical, M. (2020). HBM Reference Manual. In G. o. mei (Ed.), *For Lower Limb HBM* (pp. 30). Amsterdam: Geraadpleegd op 18 mei.
- Mentiplay, B. F., Banky, M., Clark, R. A., Kahn, M. B., & Williams, G. (2018). Lower limb angular velocity during walking at various speeds. *Gait & posture*, 65, 190-196.
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and ageing*, 32(2), 137-142.
- Muro-De-La-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., & Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, 14(2), 3362-3394.
- Oh-Park, M., Holtzer, R., Xue, X., & Verghese, J. (2010). Conventional and robust quantitative gait norms in community-dwelling older adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 58(8), 1512-1518.
- Ostelo, R., Verhagen, A. P., & de Vet, H. C. (2012). *Onderwijs in wetenschap: lesbrieven voor paramedici*: Bohn Stafleu van Loghum.

- Pataky, T. C. (2012). One-dimensional statistical parametric mapping in Python. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(3), 295-301.
- Paternostro-Sluga, T., Grim-Stieger, M., Posch, M., Schuhfried, O., Vacariu, G., Mittermaier, C., . . . Fialka-Moser, V. (2008). Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy. *Journal of rehabilitation medicine*, 40(8), 665-671.
- Perry, J., & Davids, J. R. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 12(6), 815.
- Rose, J., & Gamble, J. G. (2006). Energetics of walking. *Human walking*, 82.
- Røislien, J., Skare, Ø., Gustavsen, M., Broch, N. L., Rennie, L., & Opheim, A. (2009). Simultaneous estimation of effects of gender, age and walking speed on kinematic gait data. *Gait & posture*, 30(4), 441-445.
- Samson, M. M., Crowe, A., De Vreede, P., Dessens, J. A., Duursma, S. A., & Verhaar, H. J. (2001). Differences in gait parameters at a preferred walking speed in healthy subjects due to age, height and body weight. *Aging clinical and experimental research*, 13(1), 16-21.
- Schwartz, M. H., Rozumalski, A., & Trost, J. P. (2008). The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of biomechanics*, 41(8), 1639-1650.
- Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., & Furuna, T. (1997). Optimal walking in terms of variability in step length. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(5), 266-272.
- Sheehan, K., & Gormley, J. (2012). Gait and increased body weight (potential implications for musculoskeletal disease). *Physical Therapy Reviews*, 17(2), 91-98.
- Shishov, N., Gimmon, Y., Rashed, H., Kurz, I., Riemer, R., Shapiro, A., . . . Melzer, I. (2017). Old adult fallers display reduced flexibility of arm and trunk movements when challenged with different walking speeds. *Gait & posture*, 52, 280-286.
- Snijders, C. J., Nordin, M., & Frankel, V. H. (2017). *Biomechanica van het spier-skeletstelsel*: Springer.
- Socie, M. J., Motl, R. W., Pula, J. H., Sandroff, B. M., & Sosnoff, J. J. (2013). Gait variability and disability in multiple sclerosis. *Gait & posture*, 38(1), 51-55.
- Stalenhoef, P. (2006). Vallen van zelfstandig wonende ouderen. *Bijblijven*, 22(9), 365-371.
- Stansfield, B. W., Hillman, S. J., Hazlewood, M. E., Lawson, A. A., Mann, A. M., Loudon, I. R., & Robb, J. E. (2001). Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 21(3), 403-411.
- Süptitz, F., Karamanidis, K., Catalá, M. M., & Brüggemann, G.-P. (2012). Symmetry and reproducibility of the components of dynamic stability in young adults at different walking velocities on the treadmill. *Journal of electromyography and kinesiology*, 22(2), 301-307.
- Van der Does, H., Baan, A., & Panneman, M. (2019). Privé - valongevallen bij ouderen. In *Cijfers valongevallen in de privésfeer 2018* (pp. 22). Amsterdam: VeiligheidNL.
- Vladimir, M. (1988). Kinematics of human motion. *Int. J. Computer Vision*.
- Wass, E., Taylor, N. F., & Matsas, A. (2005). Familiarisation to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait & posture*, 21(1), 72-79.
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of motor behavior*, 15(4), 302-330.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., . . . Witte, H. (2002). Standardization and Terminology Committee of the International Society of Biomechanics. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech*, 35(4), 543-548.

Wyeld, T., & Hobbs, D. (2016). *Visualising Human Motion: a First Principles Approach using Vicon data in Maya*. Paper presented at the 2016 20th International Conference Information Visualisation (IV).

Begrippenlijst

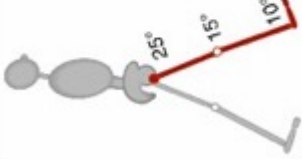
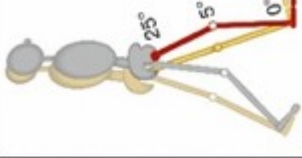
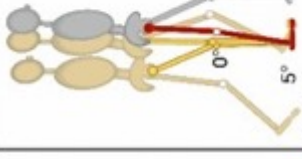
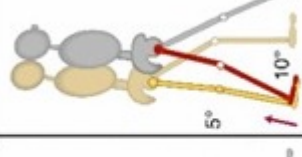
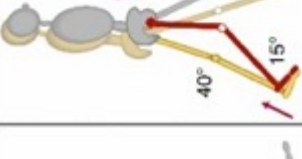
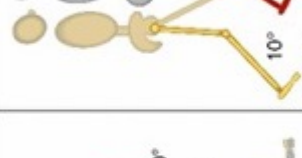
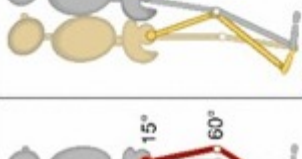
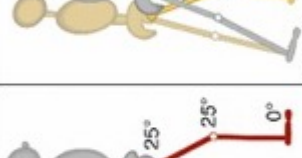
Spatiotemporele parameters (STP)	Kenmerken die de kwantitatieve kenmerken van het looppatroon beschrijven.
Staplengte	Anterieure-posterieure afstand van de hiel van een voet naar de hiel van de contralaterale hiel.
Schredelengte	Anterieure-posterieure afstand van twee opeenvolgende voetstappen van dezelfde voet; twee stappen omvatten één stap of één cyclus.
Staptijd	De tijd die is verstreken vanaf het eerste contact van één voet tot het eerste contact van de andere voet.
Schredetijd	De tijd die verstreekt tussen de eerste contacten van twee opeenvolgende voetstappen van dezelfde voet.
Zwaaifase	Zwaaifase is de tijd die is verstreken tussen het laatste contact van de huidige voetstap tot het eerste contact van de volgende voetstap van dezelfde voet.
Standfase	Standfase is de tijd die is verstreken tussen het eerste contact en het laatste contact van een enkele voetstap.
<i>Single support time</i>	De tijd in de gangcyclus bij een enkele ondersteuning vindt plaats wanneer slechts één voet de grond raakt; <i>single support time</i> is de tijd die is verstreken tussen het laatste contact van de tegenoverliggende voetstap tot het eerste contact van de volgende voetstap van dezelfde voet.
<i>Double support time</i>	Dubbele steun treedt op wanneer beide voeten tegelijkertijd de grond raken; <i>double support time</i> is de som van de tijd die is verstreken gedurende twee periodes van dubbele ondersteuning in de loopcyclus.

Kinematica	Kinematica betreft de studie van bewegingen zonder te letten op de oorzaak.
<i>Gait variability</i>	Het fluctueren van STP tussen verschillende stappen.
<i>Initial contact</i>	Dit is de eerste fase van de gangcyclus in de standfase. De voet maakt contact met de vloer via de hiel
<i>Loading response</i>	Er is sprake van een volledige vloercontact met de voet.
<i>Mid-stance</i>	Het bovenlichaam bevindt zich boven het steunbeen.
<i>Terminal stance</i>	De hiel laat los van de grond, de <i>pre-swing</i> wordt ingezet.
<i>Pre-swing</i>	Er treed plantairflexie op in het enkelgewricht met gevolg knieflexie en heupflexie
<i>Initial swing</i>	Het been is in zwaai fase en bevindt zich onder het bovenlichaam.
<i>Mid-swing</i>	Het zwaai been is voorbij het bovenlichaam gebracht.
<i>Terminal swing</i>	Het onderbeen is geëxtendeerd en is gereed voor het <i>initial contact</i> .

(Deckers & Beckers, 2017; Hausdorff, 2005; Hebenstreit et al., 2015; Hollman, McDade, et al., 2011; Snijders, Nordin, & Frankel, 2017)

Bijlagen

Bijlage 1 – Gangcyclus volgens Perry en Burnfield

	IC initial contact belasting nemen 2-benige steunfase 0,2%		LR loading response belasting nemen 2-benige steunfase 2-12%		MSI mid-stance 1-benige steunfase 12-31%		TSt terminal stance 1-benige steunfase 31-50%		PSw pre-swing 2-benige steunfase 50-62%		ISw initial swing 2-benige steunfase 62-75%		MSw mid-swing 2-benige steunfase 75-87%		TSw terminal swing 2-benige steunfase 87-100%
gewrichten bekken 5° v.w. heup 25° flex knie 0-5° flex enkel 0° MTP 25° ext	belasting nemen 2-benige steunfase	gewrichten bekken 5° v.w. heup 20° flex knie 15° flex enkel 5° pl flex 5° eversie MTP 0°	belasting nemen 2-benige steunfase	gewrichten bekken 0° heup 0° knie 0-5° flex enkel 5° dors fl. MTP 0°	1-benige steunfase	gewrichten bekken 5° achtw heup 20° ext. knie 0-5° flex enkel 10° dorsfl. MTP 30° ext	1-benige steunfase	gewrichten bekken 5° achtw heup 10° ext knie 40° flex enkel 15° pl fl MTP 60° dors fl	2-benige steunfase	gewrichten bekken 5° achtw heup 10° ext knie 40° flex enkel 15° pl fl MTP 60° dors fl	2-benige steunfase	gewrichten bekken 0° heup 25° flex knie 25° flex enkel 0° MTP 0°	2-benige steunfase	gewrichten bekken 5° v.w. heup 20° flex knie 0-5° flex enkel 0° MTP 0-25° ext	2-benige steunfase
musculatuur gluteus maximus biceps femoris vastus medialis tibialis anterior ext. digitorum	momenten heup flexie knie extensie enkel plant fl romp flexie	musculatuur gluteus med/min semimembran. vastus lat. & int. tibialis ant. & post ext. digitorum	momenten heup stabiel knie flexie enkel plant fl romp stabiel	musculatuur tensor fac lat vastus medialis triceps & tib. post flex. digitorum peroneus	momenten heup ext knie extensie enkel dors fl romp stabiel	musculatuur plantar flexors flexor digitorum tibialis posterior triceps surae peroneus	momenten heup ext knie extensie enkel dors fl romp stabiel	musculatuur rectus femoris adductor longus plantar flexors in het begin	momenten passieve knieflex passieve kniebuiging van 40° plantairflexie enkel	musculatuur iliacus sartorius tibialis anterior ext. digitorum ext. hallucis	momenten geen	musculatuur hamstrings vastus medialis tibialis anterior ext. digitorum ext. hallucis	momenten geen	musculatuur gluteus maximus hamstrings tibialis anterior ext. digitorum ext. hallucis	momenten geen
belangrijke gebeurtenis hielcontact om heel rocker in gang te zetten	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor schokdemping en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp	belangrijke gebeurtenis gecontroleerde knieflexie zorgt voor knieflexie en kniestabiliteit heupstabiliteit zorgt voor rechte romp

Afbeelding 6: Gangcyclus volgens Perry en Burnfield (Deckers & Beckers, 2017)

Bijlage 2 – Flyer wervingsprocedure

NL61229.068.17/METC172015

Reference Gait Data for Healthy Subjects

Versie 5: 9-7-2019

Titel van het onderzoek

“Reference gait data for healthy subjects: CAREN-based gait analysis”.

Norm data voor gangbeeldparameters van gezonde personen: Caren - gebaseerde gangbeeldanalyse.

Inleiding

Geachte heer, mevrouw,

Wij vragen u om mee te doen aan een medisch-wetenschappelijk onderzoek. Meedoen is vrijwillig. Om mee te doen is wel uw schriftelijke toestemming nodig. Voordat u beslist of u wilt meedoen aan dit onderzoek, krijgt u uitleg over wat het onderzoek inhoudt. Lees deze informatie rustig door en vraag de onderzoeker uitleg als u vragen heeft. U kunt ook de onafhankelijke deskundige, die aan het eind van deze brief genoemd wordt, om aanvullende informatie vragen. En u kunt er ook over praten met uw partner, vrienden of familie. Verdere informatie over meedoen aan zo'n onderzoek staat in de bijgevoegde brochure 'Medisch-wetenschappelijk onderzoek' (bijlage A).

1. Algemene informatie

Wij willen onderzoek doen naar de manier van lopen van gezonde volwassenen gemeten op een loopbandsysteem, genaamd het CAREN systeem. Het onderzoek zal plaatsvinden in het bewegingslaboratorium van het MUMC+. Volwassenen van verschillende leeftijden worden gevraagd mee te doen. Per leeftijdsgroep (18-29 jr; 30-39 jr; 40-49 jr; 50-59 jr; 60-69 jr; >70jr) zullen minimaal 40 personen meedoen aan dit onderzoek (in totaal 264 volwassenen). Het werven van proefpersonen gebeurt via advertenties en flyers. U moet gezond zijn en geen klachten hebben die het looppatroon kunnen beïnvloeden. Wanneer u niet wilt deelnemen aan dit onderzoek, geeft u dit gewoon aan. Dat heeft geen enkele consequenties. De medisch ethische toetsingscommissie van het academisch ziekenhuis Maastricht en de Universiteit Maastricht (METC azM/UM) heeft dit onderzoek goedgekeurd.

2. Doel van het onderzoek

Onderzoek naar de manier van lopen heet 'gangbeeldanalyse'. Een gangbeeldanalyse is belangrijk om uit te voeren bij personen die loopproblemen hebben. Aan de hand van de gangbeeldanalyse kan besloten worden welke hulpmiddelen of behandelingen nodig zijn. Om volwassenen met loopproblemen te kunnen helpen dient duidelijk te zijn hoe gezonde volwassenen die geen problemen hebben lopen. De gangbeeldanalyse wordt uitgevoerd op een loopband, genaamd het CAREN systeem. Het doel van het onderzoek is om op gestandaardiseerde manier vast te leggen hoe gezonde volwassenen van verschillende leeftijdsgroepen lopen op dit loopbandsysteem (CAREN).

3. Werving en toestemmingsprocedure

Nadat u één van de onderzoekers telefonisch of per mail benaderd heeft vanwege uw interesse in en bereidheid om deel te nemen aan deze studie, bent u volledig geïnformeerd over deze studie, de procedure, de (verwaarloosbare) risico's en de tijdsbelasting. Vervolgens heeft u deze

informatiebrief ontvangen. Deze informatie kunt u rustig thuis lezen. Ook kunt u dit bespreken met familie of vrienden. Vragen die u heeft over dit onderzoek kunt u opschrijven en later stellen. Nadat u thuis alles rustig heeft kunnen overdenken, en wanneer u besluit om deel te nemen aan deze studie, contacteert u één van de onderzoekers (dr. R.G.J. Marcellis of dr. R.H.J. Senden) opnieuw per mail of per telefoon. Vervolgens wordt u uitgenodigd op de afdeling Fysiotherapie van het ziekenhuis. De twee hoofdonderzoekers kunnen eventuele vragen verder beantwoorden of verduidelijken. Pas dan wordt u gevraagd om toestemming te geven om mee te doen aan het onderzoek, middels het tekenen van het toestemmingsformulier (bijlage B). U heeft altijd de mogelijkheid om zonder opgave van reden te stoppen of u terug te trekken uit het onderzoek. Wanneer u heeft besloten mee te doen worden de gegevens van u genoteerd en gecodeerd bijgehouden in een computerbestand.

4. Achtergrond van het onderzoek

Gangbeeldanalyses worden in ons ziekenhuis al verscheidene jaren uitgevoerd bij patiënten met loopproblemen. Deze gangbeeldanalyses worden verricht tijdens het lopen over de grond. Nu heeft het ziekenhuis een nieuw loopbandsysteem (CAREN) voor het uitvoeren van deze analyses. Hierbij loopt men op een loopband in een virtuele omgeving oftewel men heeft een groot projectiescherm voor zich waarop omgevingen geprojecteerd kunnen worden. Met behulp van dit systeem kan het lopen nauwkeurig in kaart gebracht worden. Om te beoordelen of het lopen van een patiënt afwijkt van het normale lopen dient dit vergeleken te worden met het lopen van mensen zonder loopproblemen (gezonde volwassenen). Tot op heden is echter geen onderzoek gedaan naar het lopen van gezonde volwassenen op dit loopbandsysteem. Bij dit onderzoek willen we dan ook van gezonde volwassenen het lopen in kaart gaan brengen, zodat deze gegevens gebruikt kunnen worden om een betere uitspraak te doen over het looppatroon van patiënten.

5. Wat meedoen inhoudt

Voordat het looponderzoek start kijkt de onderzoeker heel precies hoe de verschillende gewrichten, zoals enkels, knieën en heupen bewegen. Uw lichaamslengte en lengte van de benen wordt gemeten met een meetlint en uw gewicht wordt bepaald op een weegschaal. Er worden een aantal algemene vragen over uw gezondheid gesteld (bijv. doorgemaakte ziektes, eventueel doorgemaakte botbreuken, medicatie gebruik en sportactiviteiten).

Voor de uitvoering van een gangbeeldanalyse loopt u op een loopband. Voordat u gaat lopen krijgt u 26 reflecterende bolletjes op de huid geplakt, hiervoor is het dan ook nodig dat u in uw ondergoed gaat lopen tijdens het onderzoek. Deze reflecterende bolletjes worden waargenomen door camera's om uw manier van lopen exact in kaart te brengen. Rondom de loopband staan dan ook verschillende camera's die uw lopen in kaart zullen brengen. Ook kunnen we kijken hoe krachtig uw voetafzet op de grond is tijdens het lopen middels een speciale meetplaat in de loopband. Tijdens het lopen op de lopende band draagt u een veiligheidsharnas en turnslofjes. Dit zijn extra voorzorgsmaatregelen om ervoor te zorgen dat u niet kunt vallen en u zich niet kunt bezeren aan de voeten. De turnslofjes voor het onderzoek krijgt u van de onderzoekers.

U gaat vervolgens lopen op een loopband. Het lopen zal bestudeerd worden op verschillende loopsnelheden (eigen snelheid, langzamer en sneller). Tijdens het lopen kijkt u naar een groot scherm, waarop een omgeving wordt getoond. Over het algemeen wordt dit als zeer prettig ervaren.

Op het moment dat u aan het lopen bent worden er opnames gemaakt van uw looppatroon. Hier merkt u helemaal niets van. Achteraf kunnen de onderzoekers bijvoorbeeld zien hoe snel u liep, op welke manier u uw been optilt tijdens het lopen en waar u uw voet op de grond plaatst. Tevens kan uw houding en balans tijdens het lopen in kaart worden gebracht. U dient uitsluitend op verschillende snelheden te lopen op een loopband zonder aanvullende bijzonderheden. Het totale onderzoek zal ongeveer 1 uur en 15 minuten van uw tijd in beslag nemen (lichamelijk onderzoek 20 minuten; bolletjes plakken 20 minuten en de loopanalyse op de loopband (max. 30 minuten).

6. Wat wordt er van u verwacht?

Op de dag van het onderzoek meldt u zich bij het CAREN gangbeeld laboratorium (gevestigd naast de sporthal van het MUMC+, verdieping -1 onder de ingang van het MUMC+). Wanneer u voor het eerst in het MUMC+ komt kunt u het best naar de informatiebalie gaan in de centrale hal, daar kunnen ze u verder de weg wijzen.

Aangekomen in het gangbeeld laboratorium maakt u kennis met de onderzoekers. Dit zijn een fysiotherapeut en een bewegingswetenschapper. Zij zullen u nog een keer uitleggen wat er gaat gebeuren. U kunt dan ook wennen aan de omgeving. De gangbeeldanalyse wordt uitgevoerd in ondergoed. Tevens is het dragen van turnslofjes, die u krijgt van de onderzoekers, verplicht. U kunt zich ter plaatse omkleden. Wij zullen u vervolgens enkele vragen over uw gezondheid stellen. Het onderzoek begint met het meten van de bewegingsmogelijkheden van de verschillende gewrichten die betrekking hebben op het lopen (heup, knie en enkel). Vervolgens worden de 26 reflecterende bolletjes op uw lichaam geplakt en u krijgt een veiligheidsharnas aan. Hierna kan het lopen op de loopband van start gaan. Om aan het lopen op de loopband te wennen zult u eerst enkele minuten gaan inlopen. Hier wordt rustig de tijd voor genomen. Er wordt op verschillende snelheden gelopen. Mocht er tijdens het onderzoek een moment zijn dat u niet meer mee wilt doen, dan wordt het onderzoek direct gestopt en kunt u zich zonder opgaaf van redenen terugtrekken.

7. Mogelijke bijwerkingen/complicaties en andere nadelige effecten/ongemakken

Er zijn geen bijwerkingen van dit onderzoek, behalve dat u vermoeid kan worden door het onderzoek en alle indrukken die worden opgedaan tijdens het onderzoek. Er zijn geen risico's verbonden aan dit onderzoek. Het kost u enkel tijd. Wanneer u tijdens het onderzoek niet meer wilt deelnemen is dat geen enkel probleem. U kunt altijd zonder opgaaf van redenen stoppen en zich terugtrekken uit het onderzoek.

8. Mogelijke voor- en nadelen

Er is geen voordeel voor u wanneer u meedoet aan dit onderzoek. Deze gegevens kunnen wij gebruiken om de behandeling van volwassenen met een afwijkend looppatroon te verbeteren. Wij vragen u een tijdsinvestering. Het onderzoek duurt maximaal 1 uur en 15 minuten. Het meten van de beweeglijkheid van de gewrichten neemt ongeveer 20 minuten in beslag en het lopen op de loopband max. 30 minuten. Het lopen wordt vaak als plezierig ervaren. Het plakken van de bolletjes is een nauwkeurig werk, hiervoor dient u dan ook enige tijd (20 minuten) stil te staan. Het verwijderen van de bolletjes en plakkers is niet pijnlijk. Voor veel volwassenen is het lopen op een loopband nieuw. Om vallen te voorkomen draagt u een veiligheidsharnas. Om uw voeten te beschermen draagt u turnslofjes.

9. Als u niet wilt meedoen of wilt stoppen met het onderzoek

U beslist zelf of u deelneemt aan het onderzoek. Deelname is vrijwillig. Als u meedoet, kunt u zich altijd bedenken en alsnog stoppen, ook tijdens het onderzoek. U hoeft niet te zeggen waarom u dan wilt stoppen. De gegevens die tot dat moment zijn verzameld, worden gebruikt voor het onderzoek. Als u wilt, kunnen de reeds verzamelde gegevens vernietigd worden.

Als er nieuwe informatie over het onderzoek is die belangrijk voor u is, laat de onderzoeker dit aan u weten.

10. Einde van het onderzoek

Uw deelname aan het onderzoek stopt na het éénmalig in kaart brengen van uw looppatroon of nadat u besluit uw deelname aan het onderzoek te beëindigen.

Na afloop van de meting worden de bolletjes verwijderd. U kunt zich weer omkleden in de gewone kleding. U kunt nog even napraten met de onderzoekers. Daarna mag u naar huis.

11. Gebruik en bewaren van uw gegevens

Voor dit onderzoek worden uw persoonsgegevens verzameld, gebruikt en bewaard. Het gaat om gegevens zoals uw naam, geboortedatum en om gegevens verkregen tijdens het onderzoek. Het verzamelen, gebruiken en bewaren van uw gegevens is nodig om de vragen die in dit onderzoek worden gesteld te kunnen beantwoorden en de resultaten te kunnen publiceren. Wij vragen voor het gebruik van uw gegevens uw toestemming.

Vertrouwelijkheid van uw gegevens: Om uw privacy te beschermen krijgen uw gegevens een unieke code. Uw naam en andere gegevens die u direct kunnen identificeren worden daarbij weggelaten. Alleen met de sleutel van de code zijn gegevens tot u te herleiden. De sleutel van de code blijft veilig opgeborgen in de lokale onderzoeksinstelling en zijn uitsluitend bekend bij de onderzoekers. Ook in rapporten en publicaties over het onderzoek zijn de gegevens niet tot u te herleiden. Al uw gegevens zijn dus gecodeerd en blijven vertrouwelijk.

Toegang tot uw gegevens voor controle: Sommige personen kunnen op de onderzoekslocatie toegang krijgen tot al uw gegevens. Ook tot de gegevens zonder code. Dit is nodig om te kunnen controleren of het onderzoek goed en betrouwbaar is uitgevoerd. Personen die ter controle inzage krijgen in uw gegevens zijn: de commissie die de veiligheid van het onderzoek in de gaten houdt, een monitor en nationale autoriteiten, bijvoorbeeld de Inspectie Gezondheidszorg en Jeugd. Zij houden uw gegevens geheim. Wij vragen u voor deze inzage toestemming te geven. Algemene informatie hierover vindt u in de brochure 'Medisch-wetenschappelijk onderzoek' (Bijlage A).

Bewaartermijn gegevens : Uw gegevens moeten 15 jaar worden bewaard op de onderzoekslocatie.

Intrekken toestemming: Als u de toestemmingsverklaring ondertekent, geeft u toestemming voor het verzamelen en bewaren en inzien van uw onderzoeks- en persoonsgegevens. Als u dat niet wilt, kunt u niet meedoen aan dit onderzoek. U kunt uw toestemming voor gebruik van uw persoonsgegevens altijd weer intrekken. De onderzoeksgegevens die zijn verzameld tot het moment dat u uw toestemming intrekt worden nog wel gebruikt in het onderzoek.

Meer informatie over uw rechten bij verwerking van gegevens: Voor algemene informatie over uw rechten bij verwerking van uw persoonsgegevens kunt u de website van de Autoriteit Persoonsgegevens (www.autoriteitpersoonsgegevens.nl) raadplegen. Bij vragen over uw rechten

kunt u contact opnemen met de verantwoordelijke voor de verwerking van uw persoonsgegevens. Voor dit onderzoek is dat: academisch ziekenhuis Maastricht. Zie bijlage C voor contactgegevens.

Bij vragen of klachten over de verwerking van uw persoonsgegevens raden we u aan eerst contact op te nemen met de onderzoekslocatie. U kunt ook contact opnemen met de Functionaris voor de Gegevensbescherming van het academisch ziekenhuis Maastricht (Bijlage C) of de Autoriteit Persoonsgegevens.

Registratie van het onderzoek: Informatie over dit onderzoek is ook opgenomen in een overzicht van medisch-wetenschappelijke onderzoeken namelijk www.clinicaltrials.gov. Daarin zijn geen gegevens opgenomen die naar u herleidbaar zijn. Na het onderzoek kan de website een samenvatting van de resultaten van dit onderzoek tonen. U vindt dit onderzoek onder: NCT03278535 Reference gait data for healthy subjects.

12. Bent u verzekerd wanneer u aan het onderzoek meedoet?

Voor iedereen die meedoet aan dit onderzoek is een verzekering afgesloten. De verzekering dekt schade als gevolg van het onderzoek. Dit geldt voor schade die naar boven komt tijdens het onderzoek, of binnen vier jaar na het einde van het onderzoek. In bijlage D vindt u de verzekerde bedragen, de uitzonderingen en de adresgegevens van de verzekeraar.

13. Wordt uw huisarts en/of behandelend specialist geïnformeerd bij deelname?

Uw huisarts en/of behandelend specialist worden niet geïnformeerd over deelname aan dit onderzoek.

14. Zijn er extra kosten/ is er een vergoeding wanneer u besluit aan dit onderzoek mee te doen?

De gangbeeldanalyse brengt geen kosten voor u mee. Wanneer u besluit deel te nemen, krijgt u een VVV bon ter waarde van € 7.50- ter compensatie.

15. Wilt u verder nog iets weten of heeft u klachten?

Bij vragen kunt u contact opnemen met de hoofdonderzoekers dr. R. Marcellis (fysiotherapeut/onderzoeker) en dr. R. Senden (onderzoeker). Beiden werkzaam in het MUMC+. Zij zijn te bereiken via telefoonnummer: 043-3877146.

Wilt u graag een onafhankelijk advies over deelname aan dit onderzoek? Dan kunt u terecht bij een onafhankelijke deskundige. Haar gegevens zijn: Dr. M.A. Witlox; Orthopedisch chirurg MUMC+ te bereiken via telefoonnummer: +31 (0)433877038.

Bij klachten kunt u het beste terecht bij de klachtenfunctionaris van het azM van maandag t/m donderdag van 10.00 tot 12.00 uur via telefoonnummer 043-387 42 04. Buiten deze tijden kunt u een boodschap op het antwoordapparaat inspreken. Er wordt dan zo spoedig mogelijk contact met u opgenomen.

16. Ondertekening toestemmingsverklaring

Wanneer u voldoende bedenktijd heeft gehad, wordt u gevraagd te beslissen over deelname aan dit onderzoek. Indien u toestemming geeft, zullen wij u vragen deze op de bijbehorende toestemmingsverklaring schriftelijk te bevestigen. Door uw schriftelijke toestemming geeft u aan dat

u de informatie heeft begrepen en instemt met deelname aan het onderzoek. Het handtekeningenblad wordt door de onderzoekers bewaard. U krijgt een kopie of een tweede exemplaar van deze toestemmingsverklaring.

Dank voor uw aandacht.

17. Bijlagen bij deze informatie

Bijlage A: Brochure 'Medisch-wetenschappelijk onderzoek'

Bijlage B: Toestemmingsformulier

Bijlage C: Contactgegevens

1. academisch ziekenhuis Maastricht (www.mumc.nl): P. Debyelaan 25; 6229HX Maastricht; Tel: 043-3876543
2. Functionaris voor de Gegevensbescherming van het academisch ziekenhuis Maastricht: deze is op dinsdag t/m donderdag te bereiken via telefoonnummer 043-38 75910 / 043-38 75431 of e-mail functionaris.gegevensbescherming@mumc.nl

Bijlage D: Informatie over de verzekering

Bijlage E: Informatiefolder Caren

CAREN (Computer Assisted Rehabilitation Environment)

Meting looppatroon en/of training in een virtuele omgeving

U bent doorverwezen naar de afdeling Fysiotherapie in het Maastricht UMC+ voor een meting van uw looppatroon of een training. Tijdens deze meting of training wordt gebruik gemaakt van de 'Computer Assisted Rehabilitation ENvironment' (CAREN). Hiermee kan het looppatroon nauwkeurig in kaart gebracht worden en kan er in een virtuele omgeving interactief getraind worden. In deze informatiefolder krijgt u meer informatie over de meting of training in de virtuele omgeving.



Op de dag van uw meting of training op de CAREN meldt u zich bij het secretariaat van de afdeling Fysiotherapie op niveau 0. [Volg route B-0 paars](#). De klinisch operator van CAREN (deze persoon bedient de CAREN) haalt u hier op en begeleidt u tijdens de meting of training.

Wat kunt u verwachten?

Een meting of training op CAREN vindt plaats in een virtuele omgeving, hier bereiden we u graag goed op voor.

- Voordat u begint aan de meting of training, worden er reflecterende bolletjes (markers) op uw lichaam geplakt. Hierdoor kunnen uw bewegingen nauwkeurig geregistreerd worden.
- Vervolgens krijgt u een veiligheidsharnas om, hiermee wordt u gezekerd aan een stalen frame.
- Daarna neemt u plaats op een platform, dat meerdere kanten op kan bewegen. Hierbij staan uw voeten elk op een aparte loopband.
- Projectors projecteren tijdens uw meting of training een virtuele omgeving, zoals een bos of een kindvriendelijke omgeving met dieren, op een groot scherm.
- Indien gewenst kunt u ook uw bewegingen direct terug zien in de geprojecteerde omgeving.

Vorbereiding op uw meting of training

Afhankelijk of u komt voor een meting of training verschilt het kleding advies.

Meting looppatroon

- De meting wordt uitgevoerd in uw ondergoed of zeer nauwsluitende kleding, zoals een korte sportlegging en sporttruitje. Mocht u niet de juiste kleding aan hebben, dan hebben wij kleding voor u.
- U draagt hierbij uw dagelijkse schoenen waarop u veilig loopt, zonder hak of reflecterende materialen (deze kunnen de meting verstoren).
- Om uw privacy te waarborgen vindt de meting plaats in een gesloten ruimte.

Training

- Voor de training draagt u uw alledaagse kleding, en vertrouwd schoeisel waarop u veilig loopt.
- Zorg dat zowel uw kleding en schoeisel geen reflecterend materiaal bevat (deze kunnen de meting verstoren).

Meting van uw looppatroon

Tijdens een meting van uw looppatroon moet u enkele minuten zo normaal mogelijk wandelen op de loopband in de virtuele omgeving.

Uit de meetgegevens kunnen vervolgens loop en balans kenmerken berekend worden, zoals staplengte en gewrichtshoeken. Deze gegevens kunnen meegenomen worden in uw verder behandelplan. Ze helpen om uw looppatroon, en eventuele afwijkingen in het looppatroon, nauwkeurig in kaart te brengen en dragen bij om een beslissing te maken in verdere behandelingen. Tevens kunnen de gegevens gebruikt worden om uw vooruitgang te evalueren na een behandeling.

Een meting van uw looppatroon op CAREN duurt gemiddeld 45 minuten. Hieronder valt de voorbereiding, zoals het plakken van de reflecterende bolletjes, en de meting zelf.

Training

Voorafgaand aan uw training stelt u samen met de fysiotherapeut en klinisch operator behandeldoelen op. Vervolgens wordt u, afhankelijk van de doelen, in een virtuele omgeving uitgedaagd om uw balans, coördinatie en/of bewegingsmogelijkheden te oefenen en te verbeteren. De training kan zittend of staand, en met of zonder hulpmiddelen worden uitgevoerd. Het bewegingsniveau wordt op u afgestemd.

Trainingsmogelijkheden:

- **Looptraining:** U loopt in een virtuele omgeving, bijvoorbeeld in het bos, terwijl u gelijktijdig op het witte scherm informatie krijgt over uw bewegingen. De moeilijkheidsgraad van deze looptraining kan opgevoerd worden door bijvoorbeeld hellingen, opdrachten en/of verstoringen in het looppatroon toe te voegen.
- **Balans training:** Tijdens een balansoefening wordt u uitgedaagd om uw balans te behouden of deze te herstellen.
- **Bewegingsangst verminderen:** U voert een opdracht uit in een virtuele omgeving en wordt meegezogen door de handelingen en opdrachten die u uitvoert waardoor u automatisch gaat bewegen. Zo ontdekt u (opnieuw) uw mogelijkheden in bewegen en bent u minder angstig.
- **Dubbeltaken:** Tijdens het lopen of het balans houden, kan u gevraagd worden om verschillende opdrachten uit te voeren, zoals het oplossen van rekensommetjes of het aantikken van vogels die in de virtuele omgeving rondvliegen. Zo kunt u het uitvoeren van dubbeltaken trainen.

Uit de meetgegevens kunnen vervolgens loop en balans kenmerken berekend worden, zoals snelheid en de gewichtsverdeling op uw linker en rechterbeen. Deze gegevens kunnen gebruikt worden om de training en uw vooruitgang te evalueren.

Een trainingssessie op CAREN duurt ongeveer 30 minuten.

Contact

Als u na het lezen van dit informatieblad nog vragen heeft of als u meer informatie wilt, dan kunt u bellen met de afdeling Fysiotherapie 043-3877146. Vraag naar dr. Rachel Senden of dr. Rik Marcellis.

Websites

- www.mumc.nl
- www.gezondidee.mumc.nl

Odin 036657 / uitgave november 2015

Bezoekadres
P. Debyelaan 25
6229 HX Maastricht

Postadres
Postbus 5800
6202 AZ Maastricht

Algemeen telefoonnummer
043-387 65 43
www.mumc.nl

Maastricht UMC+



Maastricht University

azM en UM werken samen onder de naam Maastricht UMC+

Bijlage 4 – Informed Consent voor participanten

NL61229.068.17/METC 172015 Reference Gait Data for Healthy Subjects

Versie 2: 16-5-2017

“Reference gait data for healthy subjects: CAREN based gait analysis.”

Normwaarden van het looppatroon van gezonde volwassenen: gangbeeldanalyse uitgevoerd op het CAREN systeem.

Toestemmingsformulier A (Voor volwassen proefpersonen)

Ik heb de informatiebrief gelezen. Ook kon ik vragen stellen. Mijn vragen zijn voldoende beantwoord. Ik had genoeg tijd om te beslissen of ik meedoe.

Ik weet dat meedoen vrijwillig is. Ook weet ik dat ik op ieder moment kan beslissen om toch niet mee te doen of te stoppen met het onderzoek. Daarvoor hoef ik geen reden te geven.

Ik weet dat sommige mensen mijn gegevens kunnen inzien. Die mensen staan vermeld in deze informatiebrief.

Ik geef toestemming voor het verzamelen en gebruiken van mijn gegevens op de manier en voor de doelen die in de informatiebrief staan.

Ik geef toestemming om mijn gegevens op de onderzoek locatie nog 15 jaar na dit onderzoek te bewaren.

Ik wil meedoen aan dit onderzoek.

Naam proefpersoon

Handtekening:

Datum: / /

Ik verklaar dat ik deze proefpersoon volledig heb geïnformeerd over het genoemde onderzoek.

Naam onderzoeker (of diens vertegenwoordiger):

Handtekening:

Datum: / /

Aanvullende informatie is gegeven door (indien van toepassing):

Naam:

Functie:

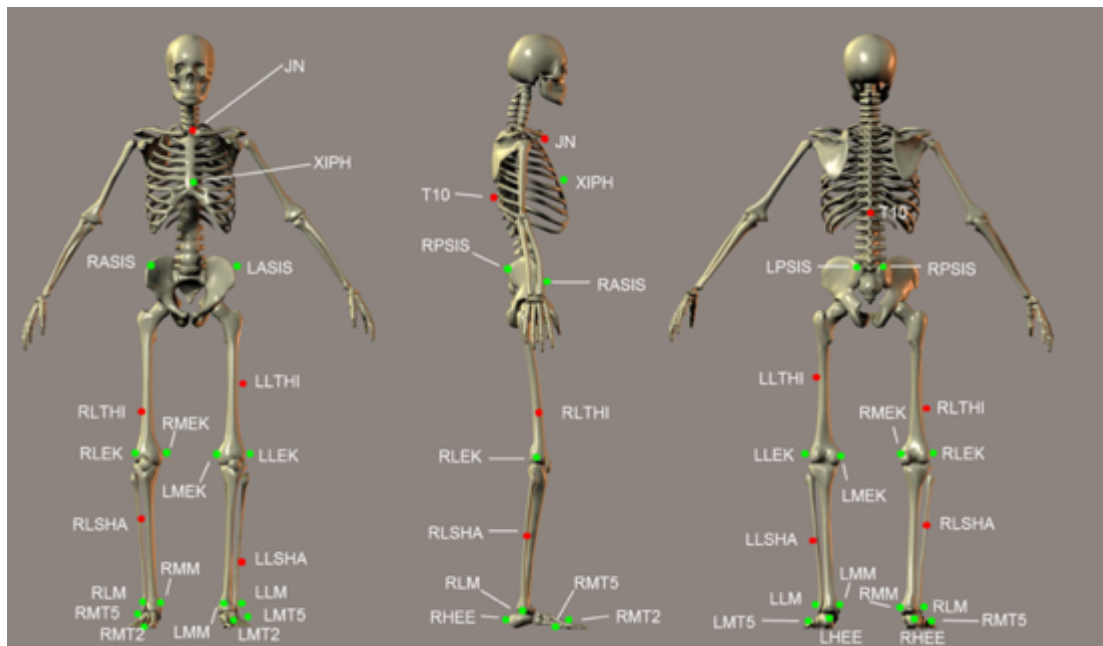
Handtekening:

Datum: / /

* Doorhalen wat niet van toepassing is.

De proefpersoon krijgt een volledige informatiebrief mee, samen met een kopie van het getekende toestemmingsformulier.

Bijlage 5 – Markerplaatsing volgens *Human Body Model II*



Afbeelding 7: Markerplaatsing volgens *Human Body Model II* (Medical, 2020)

* Afkortingen van de figuur zijn terug te vinden in Bijlage 6 – Naamgeving markerplaatsing

Bijlage 6 - Naamgeving markerplaatsing

Tabel 12

Naamgeving markerplaatsing (Medical, 2020; Wu et al., 2002)

Marker	Positie	Markerplaatsing
T10	<i>T10</i>	Op de tiende thoracale wervel
XIPH	<i>Xiphoid process</i>	Processus Xiphoideus van het sternum
JN	<i>Jugular notch</i>	Incisura Jugularis van het sternum
LASIS	<i>Left anterior superior iliac spine</i>	Linker SIAS
RASIS	<i>Right anterior superior iliac spine</i>	Rechter SIAS
LPSIS	<i>Right posterior superior iliac spine</i>	Linker SIPS
RPSIS	<i>Right posterior superior iliac spine</i>	Rechter SIPS
LLTHI	<i>Left lateral thigh</i>	1/3 op de lijn tussen de linker Trochanter Major en LLEK
LLEK	<i>Left lateral epicondyle of the knee</i>	Op de laterale zijde van de knie-as
LMEK	<i>Left medial epicondyle of the knee</i>	Op de mediale zijde van de knie-as
LLSHA	<i>Left shank, lateral</i>	2/3 op de lijn tussen LLEK en LLM
LLM	<i>Left lateral malleolus of the ankle</i>	Het midden van de linker laterale malleolus
LMM	<i>Left medial malleolus of the ankle</i>	Op het meest uitstekende deel van de linker mediale malleolus
LHEE	<i>Left heel</i>	Midden van de hiel op dezelfde hoogte als LMT2
LMT2	<i>Left second meta tarsal</i>	Op de caput van de tweede metatarsale, op de gewrichtslijn tussen de middenvoet en tenen

LMT5	<i>Left fifth meta tarsal</i>	Op de caput van het vijfde metatarsale bot, op de gewrichtslijn tussen de middenvoet en tenen
RLTHI	<i>Right thigh, lateral</i>	Op 2/3 tussen de rechter trochanter major en RLEK
RLEK	<i>Right lateral epicondyle of the knee</i>	Op de laterale zijde van de knie-as
RMEK	<i>Right medial epicondyle of the knee</i>	Op de mediale zijde van de knie-as
RLSHA	<i>Right shank, lateral</i>	Op 1/3 op de lijn tussen RLEK en RLM
RLM	<i>Right lateral malleolus of the ankle</i>	In het midden van de rechter malleolus
RMM	<i>Right medial malleolus of the ankle</i>	Op het meeste uitstekende deel van de rechter medial malleolus
RHEE	<i>Right heel</i>	Midden van de hiel op dezelfde hoogte als RMT2
RMT2	<i>Right second meta tarsal</i>	Op de caput van de tweede metatarsale, op de gewrichtslijn tussen de middenvoet en tenen
RMT5	<i>Right fifth meta tarsal</i>	Op de caput van het vijfde metatarsale bot, op de gewrichtslijn tussen de middenvoet en tenen

Bijlage 7 – Resultaten invloed van de loopsnelheid op de STP

Tabel 13

Resultaten invloed van de loopsnelheid op de STP

Parameter	Snelheid	Zijde	Man		Vrouw		Gemeten populatie		Sig. ^b
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	p
Stap-lengte	Laag	Links	0,56	0,07	0,52	0,09	0,54	0,08	< 0,001
		Rechts	0,56	0,07	0,52	0,09	0,54	0,08	< 0,001
	Comfor-tabel	Links	0,66	0,08	0,62	0,09	0,64	0,09	< 0,001
		Rechts	0,66	0,08	0,61	0,09	0,64	0,09	< 0,001
	Hoog	Links	0,80	0,08	0,72	0,10	0,74	0,09	< 0,001
		Rechts	0,77	0,08	0,71	0,10	0,74	0,09	< 0,001
Schrede-lengte	Laag	Links	1,12	0,15	1,05	0,17	1,08	0,16	< 0,001
		Rechts	1,12	0,15	1,05	0,17	1,08	0,16	< 0,001
	Comfor-tabel	Links	1,32	0,16	1,23	0,19	1,27	0,18	< 0,001
		Rechts	1,32	0,16	1,23	0,19	1,27	0,18	< 0,001
	Hoog	Links	1,54	0,16	1,43	0,19	1,47	0,19	< 0,001
		Rechts	1,54	0,16	1,43	0,19	1,48	0,19	< 0,001
Staptijd	Laag	Links	0,65	0,06	0,64	0,07	0,64	0,07	< 0,001
		Rechts	0,65	0,07	0,63	0,07	0,64	0,07	< 0,001
	Comfor-tabel	Links	0,53	0,05	0,53	0,04	0,53	0,04	< 0,001
		Rechts	0,54	0,04	0,52	0,04	0,53	0,04	< 0,001
	Hoog	Links	0,48	0,05	0,48	0,04	0,48	0,05	< 0,001
		Rechts	0,48	0,05	0,48	0,04	0,48	0,04	< 0,001
Schrede-tijd	Laag	Links	1,29	0,13	1,28	0,14	1,29	0,14	< 0,001
		Rechts	1,29	0,13	1,28	0,14	1,29	0,14	< 0,001
	Comfor-tabel	Links	1,07	0,09	1,05	0,08	1,06	0,09	< 0,001
		Rechts	1,07	0,09	1,05	0,08	1,06	0,09	< 0,001
	Hoog	Links	0,96	0,09	0,95	0,08	0,96	0,09	< 0,001
		Rechts	0,96	0,09	0,95	0,08	0,96	0,09	< 0,001

Zwaaifase	Laag	Links	0,49	0,05	0,47	0,05	0,48	0,05	< 0,001
		Rechts	0,49	0,05	0,47	0,05	0,48	0,05	< 0,001
	Comfor- tabel	Links	0,42	0,04	0,41	0,03	0,41	0,03	< 0,001
		Rechts	0,42	0,04	0,41	0,03	0,41	0,03	< 0,001
	Hoog	Links	0,39	0,04	0,39	0,03	0,39	0,03	< 0,001
		Rechts	0,39	0,04	0,39	0,03	0,39	0,03	< 0,001
Standfase	Laag	Links	0,81	0,09	0,80	0,11	0,81	0,10	< 0,001
		Rechts	0,80	0,09	0,80	0,11	0,81	0,10	< 0,001
	Comfor- tabel	Links	0,65	0,05	0,64	0,07	0,64	0,06	< 0,001
		Rechts	0,65	0,06	0,64	0,07	0,65	0,06	< 0,001
	Hoog	Links	0,57	0,06	0,57	0,07	0,57	0,06	< 0,001
		Rechts	0,57	0,06	0,57	0,07	0,57	0,07	< 0,001
Single support time	Laag	Links	0,60	0,04	0,60	0,06	0,60	0,05	< 0,001
		Rechts	0,61	0,04	0,60	0,06	0,60	0,05	< 0,001
	Comfor- tabel	Links	0,64	0,04	0,65	0,07	0,65	0,06	< 0,001
		Rechts	0,65	0,04	0,65	0,07	0,65	0,05	< 0,001
	Hoog	Links	0,69	0,04	0,69	0,07	0,69	0,06	< 0,001
		Rechts	0,69	0,04	0,69	0,07	0,69	0,06	< 0,001
Double support time	Laag	Links	0,16	0,03	0,16	0,04	0,16	0,04	< 0,001
		Rechts	0,16	0,03	0,17	0,05	0,16	0,04	< 0,001
	Comfor- tabel	Links	0,12	0,02	0,11	0,04	0,11	0,03	< 0,001
		Rechts	0,11	0,02	0,12	0,03	0,12	0,03	< 0,001
	Hoog	Links	0,09	0,02	0,09	0,03	0,09	0,03	< 0,001
		Rechts	0,09	0,02	0,09	0,03	0,09	0,02	< 0,001

$\bar{x}$ = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, p = significantieniveau, b = Bonferroni correctie en sig. = significantie

Bijlage 8 – Overzicht STP gemeten populatie, mannen en vrouwen

Bijlage 8A – Overzicht STP gemeten populatie

Tabel 14

Overzicht STP gemeten populatie

Parameter	Statistische gegevens	Uitkomsten
Staplengte links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,738) = 23,74; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,48; 81,14) = 852,00; p < 0,001, \eta^2=0,939$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,54 \pm 0,08$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,64 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,74 \pm 0,09$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,767) = 19,51; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,54; 84,40) = 866,51; p < 0,001, \eta^2=0,940$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,08 \pm 0,16$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,27 \pm 0,18$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$1,47 \pm 0,19$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,605) = 57,05; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,21; 66,57) = 540,31; p < 0,001, \eta^2=0,908$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,64 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,53 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,05$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant

Schredetijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,604) = 57,76; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,21; 66,57) = 540,31; p < 0,001, \eta^2=0,908$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,29 \pm 0,14$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,06 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,96 \pm 0,09$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaai fase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,676) = 35,29; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,35; 74,34) = 279,31; p < 0,001, \eta^2=0,835$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,48 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,41 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,583) = 67,66; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,17; 64,17) = 491,48; p < 0,001, \eta^2= 0,90$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,81 \pm 0,10$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,64 \pm 0,06$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,06$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Single support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,761) = 20,32; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,52; 83,74) = 166,76; p < 0,001, \eta^2= 0,75$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,60 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,06$

	$\bar{x}_H \pm SD$	0,69 $\pm$ 0,06
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Double support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,629) = 48,27; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,26; 69,14) = 304,77; p < 0,001, \eta^2 = 0,85$
	$\bar{x}_L \pm SD$	0,16 $\pm$ 0,04
	$\bar{x}_C \pm SD$	0,11 $\pm$ 0,03
	$\bar{x}_H \pm SD$	0,09 $\pm$ 0,03
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staplenkte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,798) = 15,80; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,60; 87,75) = 771,105; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	$\bar{x}_L \pm SD$	0,54 $\pm$ 0,08
	$\bar{x}_C \pm SD$	0,64 $\pm$ 0,09
	$\bar{x}_H \pm SD$	0,74 $\pm$ 0,09
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,758) = 20,74, p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,52; 83,40) = 863,81, p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	1,08 $\pm$ 0,16
	$\bar{x}_C \pm SD$	1,27 $\pm$ 0,18
	$\bar{x}_H \pm SD$	1,48 $\pm$ 0,19
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,611) = 54,61, p < 0,001$

	Uitkomst ANOVA	$F(1,22, 67,2) = 484,1, p < 0,001, \eta^2 = 0,90$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,64 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,53 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,04$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredetijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,605) = 57,28, p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,21, 66,51) = 523,190, p < 0,001, \eta^2 = 0,905$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,29 \pm 0,14$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,06 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,96 \pm 0,09$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaai fase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,708) = 28,64, p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,42, 77,92) = 281,50, p < 0,001, \eta^2 = 0,837$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,48 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,41 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,59) = 64,30, p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,18; 64,9) = 517,93, p < 0,001, \eta^2 = 0,904$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,81 \pm 0,10$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,06$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,07$

	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Single support time rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,86) = 9,88, p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,71; 92,24) = 193,02, p < 0,001, \eta^2 = 0,78$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,60 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,05$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,69 \pm 0,06$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Double support time rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,60) = 60,28; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,20; 65,77) = 308,63; p < 0,001, \eta^2 = 0,85$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,16 \pm 0,04$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,12 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,09 \pm 0,02$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant

χ^2 = chi kwadraat, p = significantieniveau, F = F-waarde, η^2 = partial eta squared, $\pm$ = standaarddeviatie, $\bar{x}_L$ = gemiddelde lagere loopsnelheid, $\bar{x}_C$ = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, $\bar{x}_H$ = gemiddelde hogere loopsnelheid, $F(df; \text{error } df)$ = F-waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en χ^2 = (greenhouse geisser score/ sphericity assumed score) = approximal chi square, $p < 0,001$.

Bijlage 8B – Overzicht STP mannen

Tabel 15
Overzicht STP mannen

Parameter	Statistische gegevens	Uitkomsten
Staplengte links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Sphericity Assumed)</i>	$\chi^2(2) = 4,96; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(2, 48) = 591,82; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,56 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,66 \pm 0,08$
	$\bar{x}_S \pm SD$	$0,80 \pm 0,08$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Sphericity Assumed)</i>	$\chi^2(2, 48) = 3,06; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,28; 42,68) = 582,41; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,12 \pm 0,15$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,32 \pm 0,16$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$1,54 \pm 0,16$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,66) = 17,05; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,31; 31,50) = 355,46; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,65 \pm 0,06$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,53 \pm 0,05$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,05$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredetijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,66) = 17,20; p < 0,001$

	Uitkomst ANOVA	$F(1,31; 31,44) = 345,15; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,29 \pm 0,13$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,07 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,96 \pm 0,09$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaaifase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,77) = 8,43; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,53; 36,73) = 164,43; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,49 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,42 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,04$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2 (0,65) = 17,82; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,30; 32,23) = 370,53; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,81 \pm 0,09$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,05$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,06$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Single support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Sphericity Assumed)</i>	$\chi^2(2) = 2,46; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(2, 48) = 108,45; p < 0,001, \eta^2 = 0,82$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,60 \pm 0,04$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,64 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,69 \pm 0,04$

	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Double support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,77) = 8,09; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,54; 37,02) = 225,98; p < 0,001, \eta^2 = 0,90$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,16 \pm 0,03$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,12 \pm 0,02$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,09 \pm 0,02$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staplelengte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Sphericity Assumed)</i>	$\chi^2(2) = 2,68; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(2, 48) = 470,59; p < 0,001, \eta^2 = 0,95$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,56 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,66 \pm 0,08$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,77 \pm 0,08$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Sphericity Assumed)</i>	$\chi^2(2) = 3,11; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(2, 48) = 594,22; p < 0,001, \eta^2 = 0,96$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,12 \pm 0,15$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,32 \pm 0,16$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$1,54 \pm 0,16$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,68) = 14,90; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,35; 32,50) = 308,94; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,65 \pm 0,07$

	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,54 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,05$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredetijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,66) = 17,20; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,31; 31,44) = 345,15; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,29 \pm 0,13$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,07 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,96 \pm 0,09$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaai fase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,78) = 7,57; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,56; 37,48) = 170,45; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,49 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,42 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,04$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,64) = 18,53; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,29; 30,90) = 399,06; p < 0,001, \eta^2 = 0,94$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,80 \pm 0,09$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,06$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,06$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Single support time rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,76) = 8,68; p < 0,001$

	Uitkomst ANOVA	$F(1,52; 36,52) = 94,92; p < 0,001, \eta^2 = 0,80$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,61 \pm 0,04$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,69 \pm 0,04$
	Pairwise Comparisons middels Bonferroni	Allen significant
Double support time rechts	Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)	$\chi^2(0,67) = 15,90; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,33; 32,02) = 315,09; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,16 \pm 0,03$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,11 \pm 0,02$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,09 \pm 0,02$
	Pairwise Comparisons middels Bonferroni	Allen significant

χ^2 = chi kwadraat, p = significantieniveau, F = F-waarde, η^2 = partial eta squared, $\pm$ = standaarddeviatie, $\bar{x}_L$ = gemiddelde lagere loopsnelheid, $\bar{x}_C$ = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, $\bar{x}_H$ = gemiddelde hogere loopsnelheid, $F(df; \text{error } df)$ = F-waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en χ^2 = (greenhouse geisser score/ sphericity assumed score) = approximal chi square, $p < 0,001$.

Bijlage 8C – Overzicht STP vrouwen

Tabel 16
Overzicht STP vrouwen

Parameter	Statistische gegevens	Uitkomsten
Staplengthe links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,65) = 22,56; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,30; 38,95) = 356,40; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,52 \pm 0,09$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,62 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,72 \pm 0,10$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,67) = 20,34; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,33; 39,89) = 369,43; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,05 \pm 0,17$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,23 \pm 0,19$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$1,43 \pm 0,19$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,58) = 36,31; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,17; 35,00) = 231,26; p < 0,001, \eta^2 = 0,93$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,64 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,53 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,04$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredetijd links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,58) = 36,88; p < 0,001$

	Uitkomst ANOVA	$F(1,16; 34,89) = 224,88; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,28 \pm 0,14$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,05 \pm 0,08$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,95 \pm 0,08$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaaifase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,63) = 25,88; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,26; 37,73) = 124,41; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,47 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,41 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,56) = 44,54; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,12; 33,62) = 201,62; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,80 \pm 0,11$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,64 \pm 0,07$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,07$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significantie
Single support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,62) = 28,56; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,23; 36,89) = 75,79; p < 0,001, \eta^2 = 0,72$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,60 \pm 0,06$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,07$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,69 \pm 0,07$

	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Double support time links	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,58) = 37,90; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,16; 34,70) = 130,66; p < 0,001, \eta^2 = 0,81$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,16 \pm 0,04$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,11 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,09 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staplenkte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,70) = 15,93; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,45; 42,17) = 346,53; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,52 \pm 0,09$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,61 \pm 0,09$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,71 \pm 0,10$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredelengte rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,66) = 20,78; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,32; 39,69) = 363,90; p < 0,001, \eta^2 = 0,92$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,05 \pm 0,17$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,23 \pm 0,19$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$1,43 \pm 0,19$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Staptijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,58) = 37,72; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,16; 34,73) = 205,52; p < 0,001, \eta^2 = 0,87$

	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,63 \pm 0,07$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,52 \pm 0,04$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,48 \pm 0,04$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Schredetijd rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,58) = 36,40; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,17; 34,99) = 223,75; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$1,28 \pm 0,14$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$1,05 \pm 0,08$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,95 \pm 0,08$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Zwaaifase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,66) = 21,23; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,32; 39,50) = 123,66; p < 0,001, \eta^2 = 0,81$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,47 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,41 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,39 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Standfase rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,57) = 39,90; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,15; 34,34) = 210,62; p < 0,001, \eta^2 = 0,88$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,80 \pm 0,11$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,64 \pm 0,07$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,57 \pm 0,07$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant

Single support time rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,68) = 18,26; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,36; 40,90) = 102,84; p < 0,001, \eta^2 = 0,77$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,60 \pm 0,06$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,65 \pm 0,06$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,69 \pm 0,07$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant
Double support time rechts	<i>Mauchly's test of Sphericity (Greenhouse Geisser)</i>	$\chi^2(0,57) = 41,67; p < 0,001$
	Uitkomst ANOVA	$F(1,14; 34,05) = 120,61; p < 0,001, \eta^2 = 0,80$
	$\bar{x}_L \pm SD$	$0,17 \pm 0,05$
	$\bar{x}_C \pm SD$	$0,12 \pm 0,03$
	$\bar{x}_H \pm SD$	$0,09 \pm 0,03$
	<i>Pairwise Comparisons</i> middels Bonferroni	Allen significant

χ^2 = chi kwadraat, p = significantieniveau, F = F-waarde, η^2 = partial eta squared, $\pm$ = standaarddeviatie, $\bar{x}_L$ = gemiddelde lagere loopsnelheid, $\bar{x}_C$ = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, $\bar{x}_H$ = gemiddelde hogere loopsnelheid, $F(df; \text{error } df)$ = F-waarde, $p < 0,001$, η^2 = partial eta squared score en χ^2 = (greenhouse geisser score/ sphericity assumed score) = approximal chi square, $p < 0,001$.

Bijlage 9 - Resultaten genderspecifieke verschillen op STP

Tabel 17

Resultaten genderspecifieke verschillen op STP

Parameter	Snelheid	Zijde	Man		Vrouw		Significantie (tweezijdig getoetst)		
			$\bar{x}$	SD	$\bar{x}$	SD	t	df	p
Staplengthe	Laag	Links	0,56	0,07	0,52	0,09	1,72	54	0,092
		Rechts	0,56	0,07	0,52	0,09	1,73	54	0,090
	Comfortabel	Links	0,66	0,08	0,62	0,09	1,85	54	0,070
		Rechts	0,66	0,08	0,61	0,09	2,04	54	0,047
	Hoog	Links	0,77	0,08	0,72	0,10	2,18	54	0,033
		Rechts	0,77	0,08	0,71	0,10	2,33	54	0,024
Schredelengte	Laag	Links	1,12	0,15	1,05	0,17	1,75	54	0,085
		Rechts	1,12	0,15	1,05	0,17	1,76	54	0,084
	Comfortabel	Links	1,32	0,16	1,23	0,19	1,99	54	0,052
		Rechts	1,32	0,16	1,23	0,19	1,98	54	0,053
	Hoog	Links	1,54	0,16	1,43	0,19	2,26	54	0,028
		Rechts	1,54	0,16	1,43	0,19	2,26	54	0,028
Staptijd	Laag	Links	0,65	0,06	0,64	0,07	0,30	54	0,762
		Rechts	0,65	0,07	0,63	0,07	0,74	54	0,462
	Comfortabel	Links	0,53	0,05	0,53	0,04	0,56	54	0,577
		Rechts	0,54	0,04	0,52	0,04	1,09	54	0,282
	Hoog	Links	0,48	0,05	0,48	0,04	0,31	54	0,754
		Rechts	0,48	0,05	0,48	0,04	0,60	54	0,557
Schredetijd	Laag	Links	1,29	0,13	1,28	0,14	0,42	54	0,675
		Rechts	1,29	0,13	1,28	0,14	0,42	54	0,675
	Comfortabel	Links	1,07	0,09	1,05	0,08	0,77	54	0,446
		Rechts	1,07	0,09	1,05	0,08	0,78	54	0,437
	Hoog	Links	0,96	0,09	0,95	0,08	0,50	54	0,618
		Rechts	0,96	0,09	0,95	0,08	0,52	54	0,610
Standfase	Laag	Links	0,81	0,09	0,80	0,11	0,15	54	0,880

	Comfortabel	Rechts	0,81	0,09	0,80	0,11	0,15	54	0,880
		Links	0,65	0,05	0,64	0,07	0,47	54	0,638
	Hoog	Rechts	0,65	0,06	0,64	0,07	0,41	54	0,683
		Links	0,57	0,06	0,57	0,07	0,39	54	0,702
		Rechts	0,57	0,06	0,57	0,07	0,36	54	0,723
Zwaaifase	Laag	Links	0,49	0,05	0,48	0,05	0,87	54	0,390
		Rechts	0,49	0,05	0,47	0,05	0,10	54	0,323
	Comfortabel	Links	0,42	0,04	0,41	0,03	0,90	54	0,372
		Rechts	0,42	0,04	0,41	0,03	1,20	54	0,234
	Hoog	Links	0,39	0,04	0,39	0,03	0,62	54	0,534
		Rechts	0,39	0,04	0,39	0,03	0,60	54	0,553
Single support time	Laag	Links	0,60	0,04	0,60	0,06	0,23	54	0,820
		Rechts	0,61	0,04	0,60	0,06	0,77	54	0,447
	Comfortabel	Links	0,65	0,04	0,65	0,07	-0,05	54	0,964
		Rechts	0,65	0,04	0,65	0,06	0,14	54	0,890
	Hoog	Links	0,69	0,04	0,69	0,07	-0,35	54	0,730
		Rechts	0,69	0,04	0,69	0,07	-0,16	54	0,871
Double support time	Laag	Links	0,16	0,03	0,16	0,04	-0,25	54	0,800
		Rechts	0,16	0,03	0,17	0,05	-0,39	54	0,700
	Comfortabel	Links	0,12	0,02	0,11	0,04	0,22	54	0,828
		Rechts	0,11	0,02	0,12	0,03	-0,41	54	0,683
	Hoog	Links	0,09	0,02	0,09	0,03	0,35	54	0,729
		Rechts	0,09	0,02	0,09	0,03	0,13	54	0,897

$\bar{x}$ = gemiddelde, SD = standaarddeviatie, p = significantieniveau, t = t-waarde, df = degrees of freedom; vrijheidsgraden

Bijlage 10 – Resultaten *gait variability* middels de %CV

Tabel 18

Resultaten *gait variability* middels de %CV

Parameter	Snelheid	Zijde	%CV		
			GP $\bar{x} \pm SD$	M $\bar{x} \pm SD$	V $\bar{x} \pm SD$
Staplengthe	Laag	Links	4,6 $\pm$ 1,9	4,1 $\pm$ 1,3	4,9 $\pm$ 2,1
		Rechts	4,6 $\pm$ 2,0	4,4 $\pm$ 1,4	4,8 $\pm$ 2,4
	Comfortabel	Links	3,0 $\pm$ 1,2	2,9 $\pm$ 0,8	3,1 $\pm$ 1,5
		Rechts	3,0 $\pm$ 1,3	2,9 $\pm$ 1,0	3,1 $\pm$ 1,5
	Hoog	Links	2,5 $\pm$ 0,9	2,3 $\pm$ 0,8	2,6 $\pm$ 1,0
		Rechts	2,5 $\pm$ 1,0	2,5 $\pm$ 0,7	2,6 $\pm$ 1,2
Schredelengte	Laag	Links	3,6 $\pm$ 1,3	3,3 $\pm$ 0,8	3,8 $\pm$ 1,5
		Rechts	3,6 $\pm$ 1,3	3,3 $\pm$ 0,9	3,9 $\pm$ 1,6
	Comfortabel	Links	2,4 $\pm$ 0,9	2,3 $\pm$ 0,7	2,4 $\pm$ 1,0
		Rechts	2,4 $\pm$ 1,0	2,3 $\pm$ 1,7	2,5 $\pm$ 1,1
	Hoog	Links	2,0 $\pm$ 0,7	2,0 $\pm$ 0,6	2,1 $\pm$ 0,8
		Rechts	2,0 $\pm$ 0,7	2,0 $\pm$ 0,6	2,1 $\pm$ 0,8
Staptijd	Laag	Links	3,5 $\pm$ 1,3	3,1 $\pm$ 0,9	3,8 $\pm$ 1,6
		Rechts	3,6 $\pm$ 1,0	3,4 $\pm$ 1,0	3,7 $\pm$ 1,1
	Comfortabel	Links	2,2 $\pm$ 0,7	2,0 $\pm$ 0,5	2,3 $\pm$ 0,8
		Rechts	2,2 $\pm$ 0,6	1,9 $\pm$ 0,4	2,3 $\pm$ 0,8
	Hoog	Links	2,3 $\pm$ 0,6	2,2 $\pm$ 0,4	2,3 $\pm$ 0,7
		Rechts	2,3 $\pm$ 1,6	2,2 $\pm$ 0,4	2,3 $\pm$ 0,7
Schredetijd	Laag	Links	2,9 $\pm$ 0,9	2,7 $\pm$ 0,7	3,1 $\pm$ 1,0
		Rechts	2,8 $\pm$ 0,8	2,6 $\pm$ 0,7	3,0 $\pm$ 0,9
	Comfortabel	Links	1,6 $\pm$ 0,7	1,5 $\pm$ 0,4	1,7 $\pm$ 0,8
		Rechts	1,6 $\pm$ 0,6	1,6 $\pm$ 0,4	1,7 $\pm$ 0,7
	Hoog	Links	1,6 $\pm$ 0,6	1,5 $\pm$ 0,5	1,6 $\pm$ 0,7
		Rechts	1,5 $\pm$ 0,6	1,4 $\pm$ 0,5	1,5 $\pm$ 0,6
Zwaai fase	Laag	Links	3,5 $\pm$ 1,4	3,0 $\pm$ 0,9	3,9 $\pm$ 1,5
		Rechts	3,3 $\pm$ 1,1	3,1 $\pm$ 1,1	3,5 $\pm$ 1,2

	Comfortabel	Links	2,6 ± 0,7	2,5 ± 1,5	2,7 ± 0,8
		Rechts	2,5 ± 0,3	2,4 ± 0,2	2,5 ± 0,4
	Hoog	Links	2,5 ± 0,5	2,5 ± 0,6	2,5 ± 0,5
		Rechts	2,6 ± 0,5	2,6 ± 0,3	2,7 ± 0,6
Standfase	Laag	Links	4,0 ± 1,2	3,8 ± 0,9	4,1 ± 1,4
		Rechts	3,8 ± 1,0	3,4 ± 0,8	4,1 ± 1,0
	Comfortabel	Links	2,4 ± 0,8	2,4 ± 0,7	2,5 ± 0,9
		Rechts	2,6 ± 0,9	2,5 ± 0,6	2,7 ± 1,1
	Hoog	Links	2,3 ± 0,8	2,2 ± 0,7	2,4 ± 0,9
		Rechts	2,3 ± 0,8	2,3 ± 0,8	2,3 ± 0,8
Single support time	Laag	Links	5,1 ± 1,5	4,8 ± 1,2	5,4 ± 1,6
		Rechts	5,3 ± 2,6	4,8 ± 1,0	5,7 ± 3,4
	Comfortabel	Links	3,5 ± 0,9	3,3 ± 0,6	3,6 ± 1,0
		Rechts	3,6 ± 1,7	3,2 ± 0,7	3,9 ± 2,1
	Hoog	Links	3,2 ± 1,0	3,2 ± 0,7	3,2 ± 1,2
		Rechts	3,2 ± 0,8	3,3 ± 0,6	3,2 ± 0,9
Double support time	Laag	Links	11,4 ± 2,8	10,7 ± 2,5	12,0 ± 2,9
		Rechts	11,8 ± 3,7	10,6 ± 2,8	12,8 ± 4,1
	Comfortabel	Links	9,7 ± 2,2	9,2 ± 2,3	10,0 ± 2,2
		Rechts	9,5 ± 1,9	9,1 ± 1,8	9,8 ± 1,9
	Hoog	Links	12,0 ± 3,4	11,6 ± 3,2	12,4 ± 3,6
		Rechts	11,8 ± 3,3	11,6 ± 3,4	12,1 ± 3,3

GP = gehele populatie, M = man, V = vrouw, %CV = coefficient of variation in percentage, $\bar{x}$ = gemiddelde en SD = standaarddeviatie

Bijlage 11 – Significantie *gait variability*

Tabel 19
Significantie *gait variability*

Parameter	Zijde	Level	p		
			Gemeten populatie	Man	Vrouw
Schredetijd	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	1,000	1,000	1,000
	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,333	0,858	0,738
Staptijd	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	0,001	< 0,001
		2-3	1,000	0,876	1,000
	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,701	0,154	1,000
Standfase	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,730	0,492	1,000
	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,214	1,000	0,321
Zwaai fase	Links	1-2	< 0,001	0,051	< 0,001
		1-3	< 0,001	0,044	< 0,001
		2-3	0,840	1,000	0,761
	Rechts	1-2	< 0,001	0,016	< 0,001
		1-3	< 0,001	0,091	0,005
		2-3	0,065	< 0,001	0,628
Single support time	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	1,000	1,000	0,166

	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,181	1,000	0,061
Double support time	Links	1-2	0,001	0,116	0,012
		1-3	0,928	1,000	1,000
		2-3	< 0,001	0,002	< 0,001
	Rechts	1-2	< 0,001	0,144	0,001
		1-3	1,000	0,949	1,000
		2-3	< 0,001	< 0,001	0,001
Schredelengte	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	< 0,001	0,060	0,008
	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	< 0,001	0,218	0,001
Staplenkte	Links	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	< 0,001	0,002	0,094
	Rechts	1-2	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		1-3	< 0,001	< 0,001	< 0,001
		2-3	0,014	0,071	0,161

level = loopsnelheid, 1-2 = vergelijking tussen lagere en comfortabele loopsnelheid, 1-3 = vergelijking tussen lagere en hogere loopsnelheid, 2-3 = vergelijking tussen comfortabele en hogere loopsnelheid en p = significantieniveau

Bijlage 12 – Resultaten genderspecifieke verschillen op de *gait variability*

Tabel 20

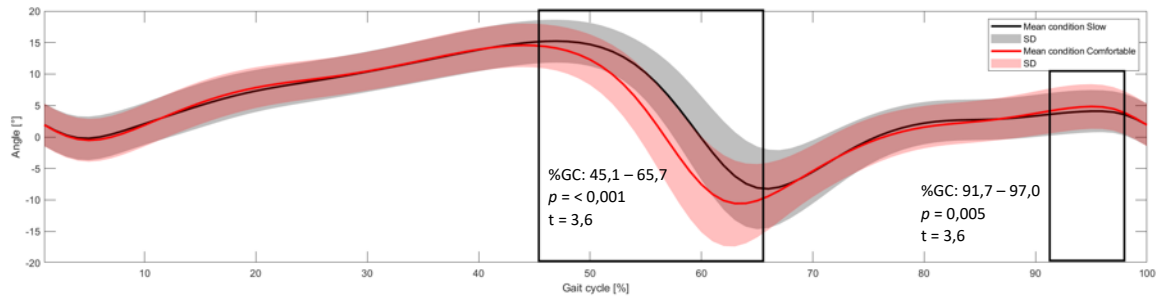
Resultaten genderspecifieke verschillen op *gait variability*

Parameter	Zijde	Snelheid	<i>p</i>
Schredetijd	Links	Laag	0,125
		Comfortabel	0,326
		Hoog	0,241
	Rechts	Laag	0,070
		Comfortabel	0,372
		Hoog	0,383
Staptijd	Links	Laag	0,030
		Comfortabel	0,130
		Hoog	0,369
	Rechts	Laag	0,263
		Comfortabel	0,017
		Hoog	0,316
Standfase	Links	Laag	0,270
		Comfortabel	0,702
		Hoog	0,325
	Rechts	Laag	0,015
		Comfortabel	0,494
		Hoog	0,913
Zwaai fase	Links	Laag	0,015
		Comfortabel	0,299
		Hoog	0,751
	Rechts	Laag	0,261
		Comfortabel	0,161
		Hoog	0,376
Single support time	Links	Laag	0,113
		Comfortabel	0,310
		Hoog	0,961
	Rechts	Laag	0,165

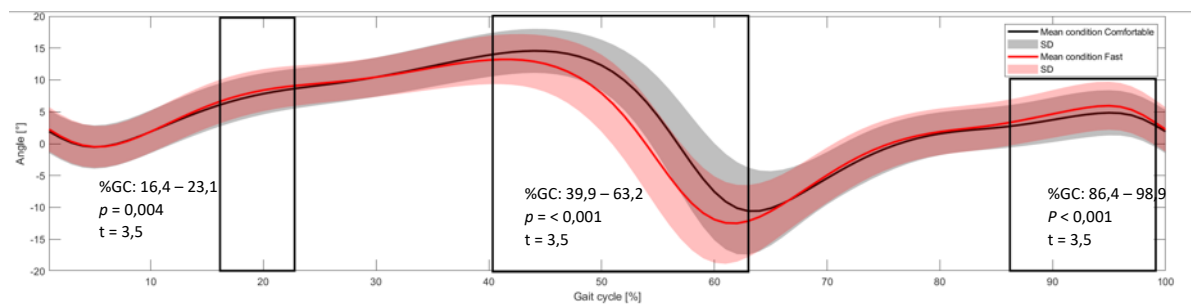
		Comfortabel	0,106
		Hoog	0,761
Double support time	Links	Laag	0,068
		Comfortabel	0,174
		Hoog	0,356
	Rechts	Laag	0,025
		Comfortabel	0,132
		Hoog	0,579
Schredelengte	Links	Laag	0,129
		Comfortabel	0,441
		Hoog	0,581
	Rechts	Laag	0,143
		Comfortabel	0,281
		Hoog	0,678
Staplengte	Links	Laag	0,069
		Comfortabel	0,443
		Hoog	0,253
	Rechts	Laag	0,521
		Comfortabel	0,589
		Hoog	0,727

p = significantieniveau

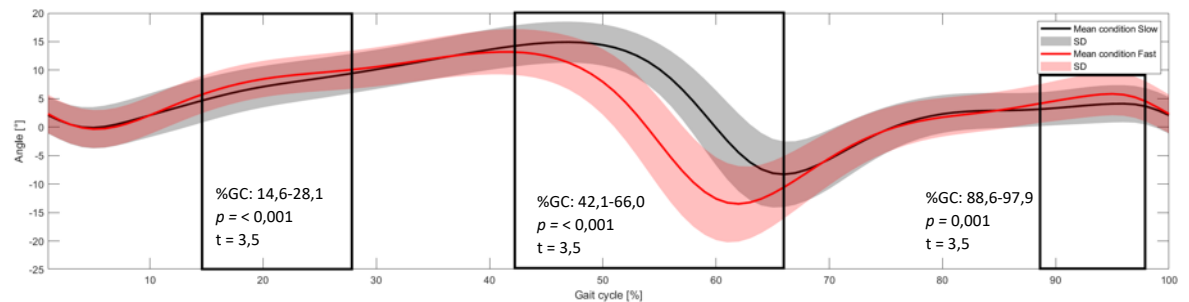
Bijlage 13 – Gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens op de kinematica van de gemeten populatie



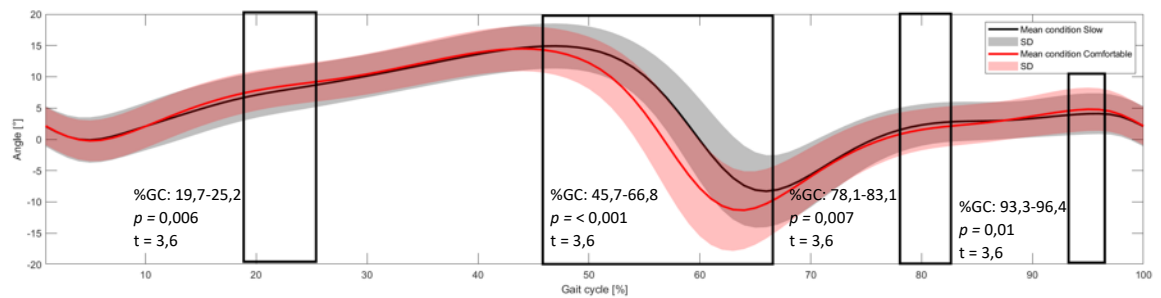
Afbeelding 8: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



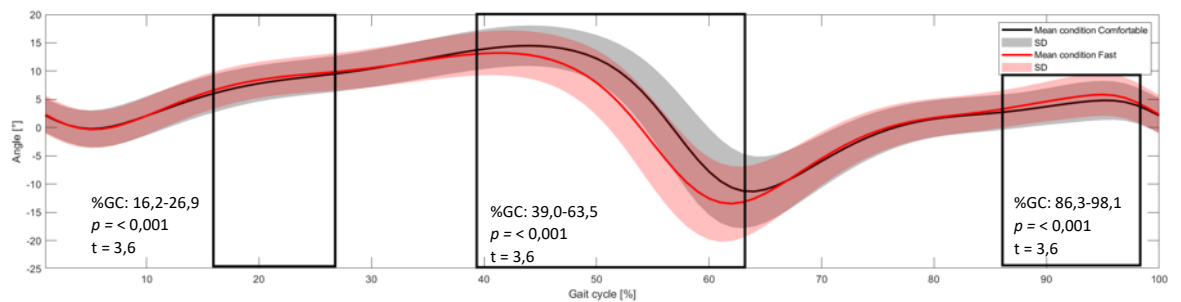
Afbeelding 9: Kinematica van het enkelgewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



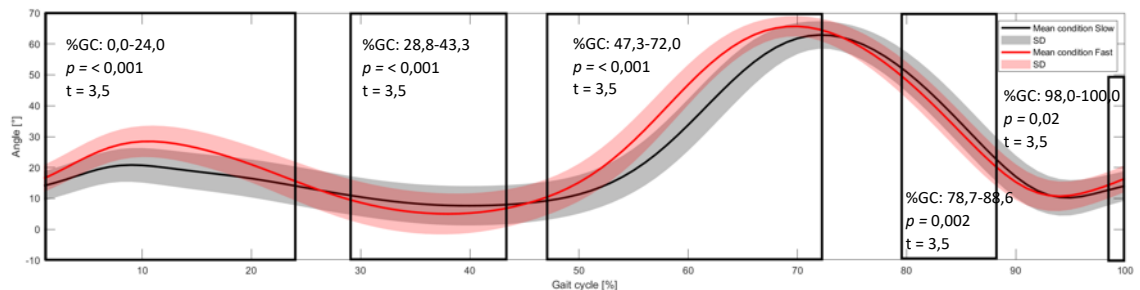
Afbeelding 10: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



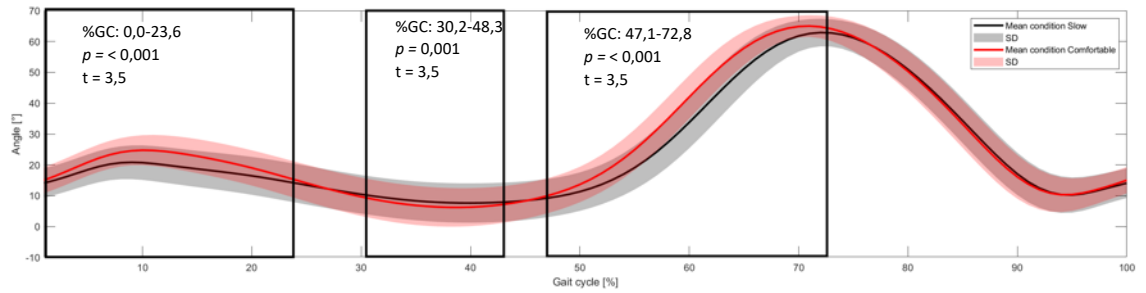
Afbeelding 11: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



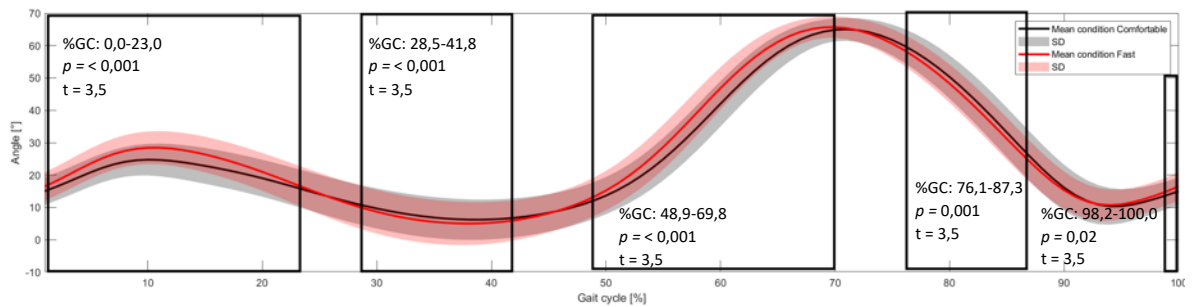
Afbeelding 12: Kinematica van het enkelgewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



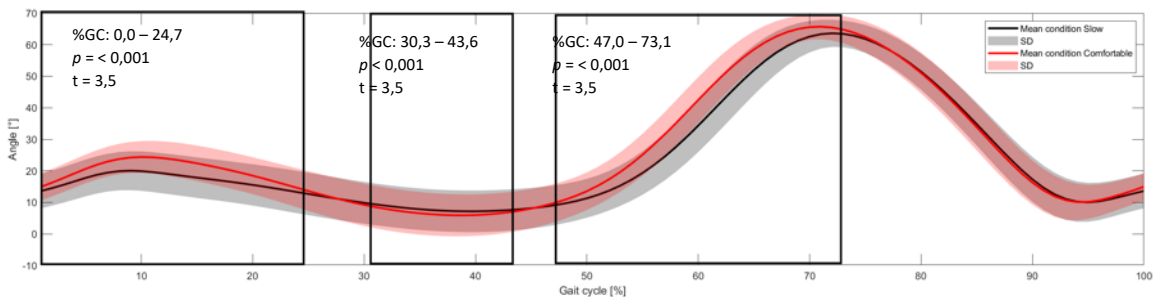
Afbeelding 13: Kinematica van het kniegewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



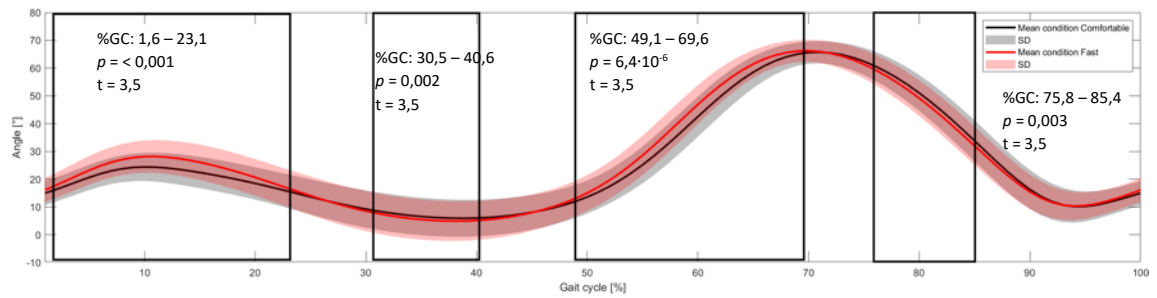
Afbeelding 14: Kinematica van het kniegewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage gangcyclus, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



Afbeelding 15: Kinematica van het kniegewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie

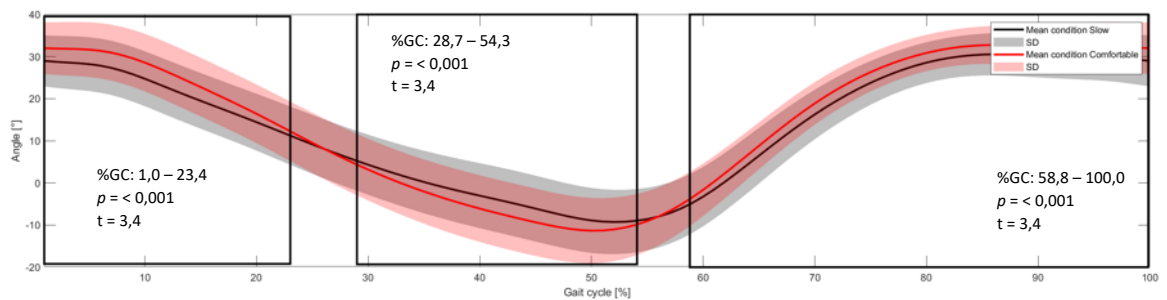


Afbeelding 16: Kinematica van het kniegewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



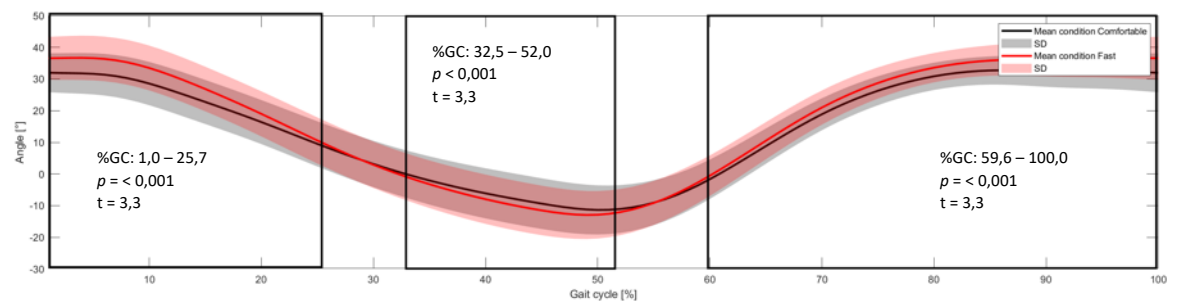
Afbeelding 17: Kinematica van het kniegewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



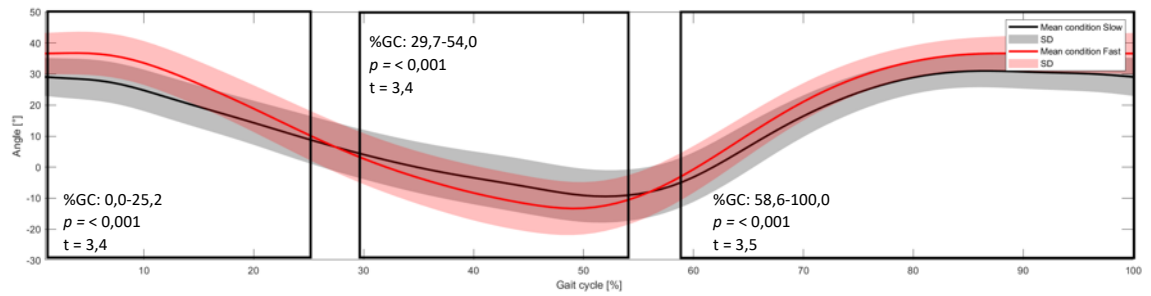
Afbeelding 18: Kinematica van het heupgewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (links)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



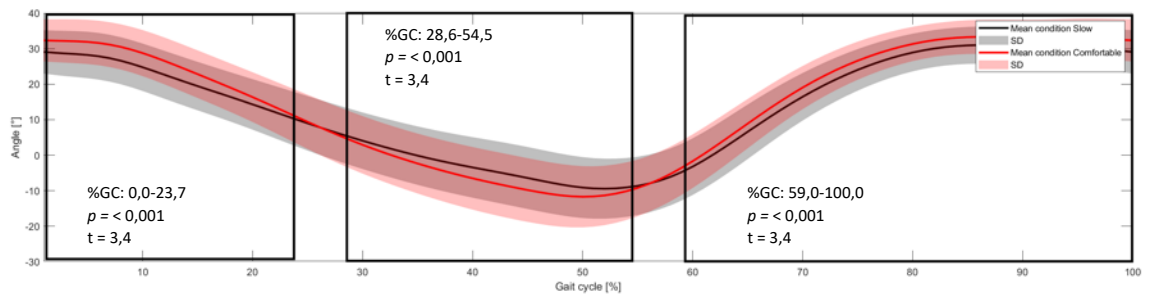
Afbeelding 19: Kinematica van het heupgewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (links)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



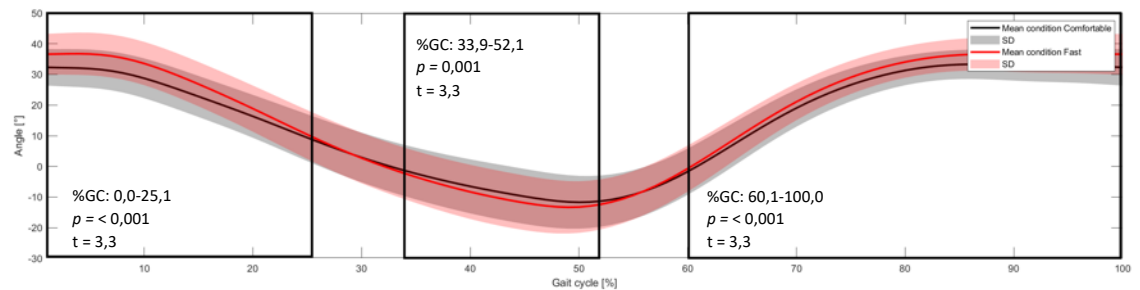
Afbeelding 20: Kinematica van het heupgewricht op de lagere en hogere loopsnelheid (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t-waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



Afbeelding 21: Kinematica van het heupgewricht op de lagere en comfortabele loopsnelheid (rechts)

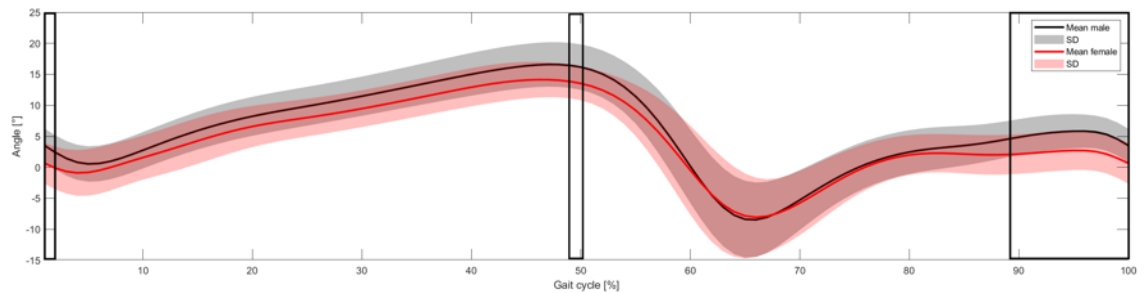
%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t-waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition slow (zwart) = gemiddelde lagere loopsnelheid, mean condition comfortable (rood) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid en SD = standaarddeviatie



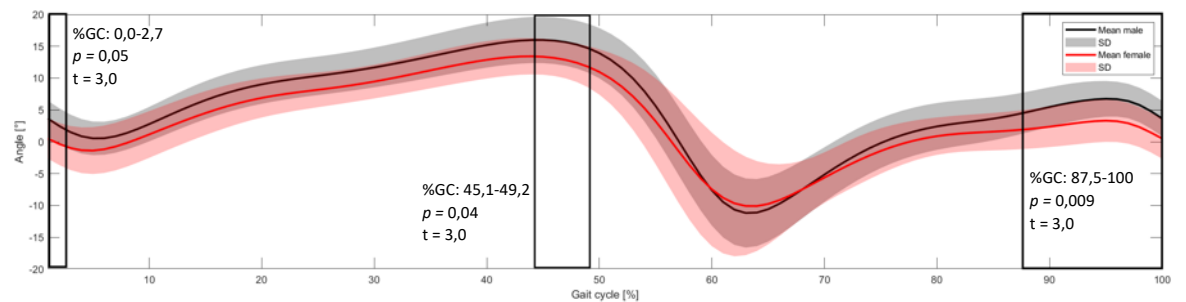
Afbeelding 22: Kinematica van het heupgewricht op de comfortabele en hogere loopsnelheid (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t-waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean condition comfortable (zwart) = gemiddelde comfortabele loopsnelheid, mean condition fast (rood) = gemiddelde hogere loopsnelheid en SD = standaarddeviatie

Bijlage 14 – Gemiddelden, standaarddeviaties en statistische gegevens van de genderspecifieke verschillen op de kinematica

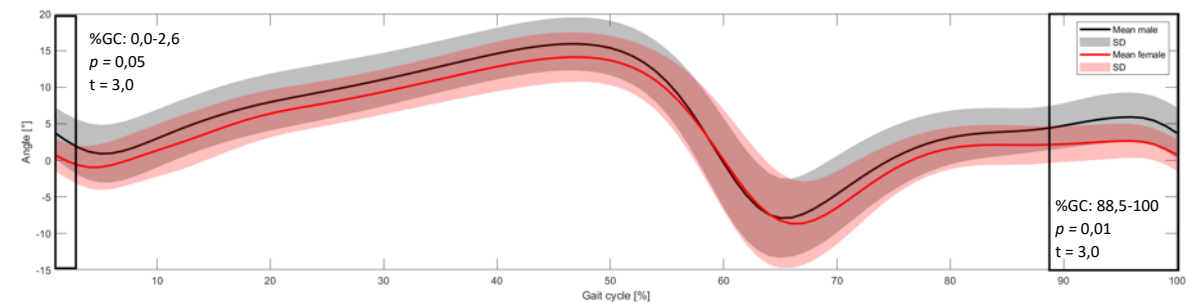


Afbeelding 23: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (links)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage gangcyclus, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie

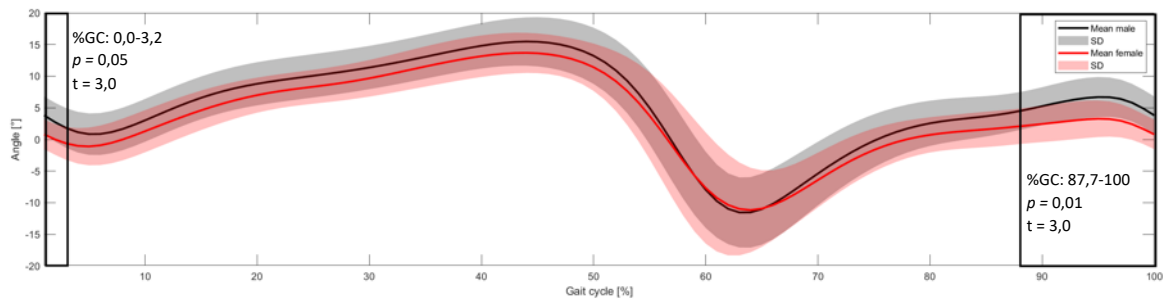


Afbeelding 24: Kinematica van het enkelgewricht op de comfortabele loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (links)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie

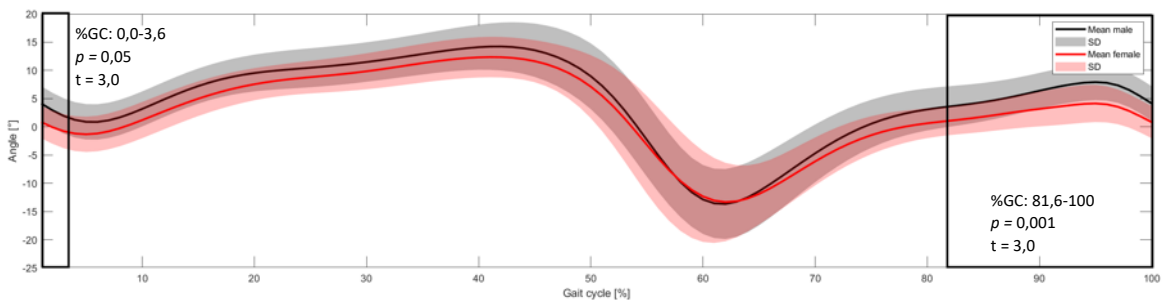


Afbeelding 25: Kinematica van het enkelgewricht op de lagere loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)
 %GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie



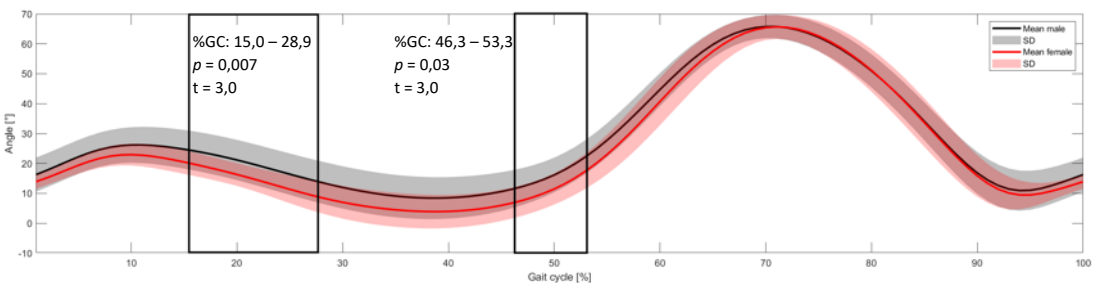
Afbeelding 26: Kinematica van het enkelgewricht op de comfortabele loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie



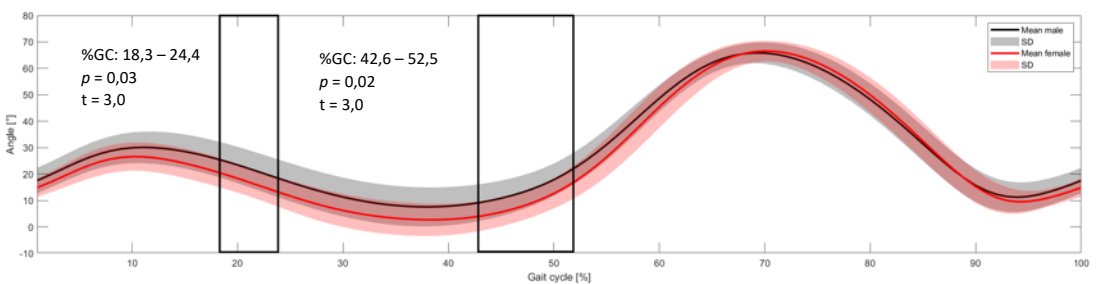
Afbeelding 27: Kinematica van het enkelgewricht op de hogere loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie



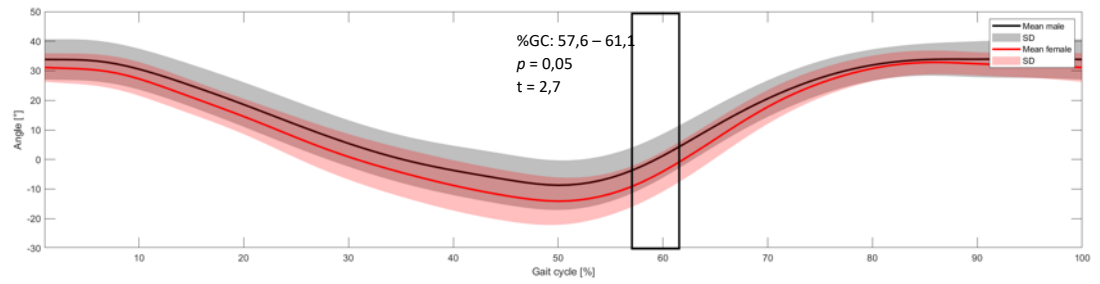
Afbeelding 28: Kinematica van het kniegewricht op de comfortabele loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie



Afbeelding 29: Kinematica van het kniegewricht op de hogere loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie



Afbeelding 30: Kinematica van het heupgewricht op de comfortabele loopsnelheid tussen mannen en vrouwen (rechts)

%GC = Gangcyclus in percentage, p = significantieniveau, t = t -waarde, angle (°) = gewrichtshoek in graden, gait cycle (%) = gangcyclus in percentage, zwarte clusters = significante data, mean male (zwart) = gemiddelde man, mean female (rood) = gemiddelde vrouw en SD = standaarddeviatie

Bijlage 15 – Correlatie antropometrische gegevens en STP

Tabel 21

Correlatiecoëfficiënt (r^2) tussen STP en antropometrische gegevens

	Mannen		Vrouwen		Gemeten populatie	
	Lichaams- lengte	Been- lengte	Lichaams- lengte	Been- lengte	Lichaams- lengte	Been- lengte
Schredelengte hogere loop-snelheid links	0,136	0,152	0,056	0,002	0,164	0,091
Staplengte hogere loopsnelheid links	0,169	0,191	0,056	0,004	0,167	0,101
Schredelengte hogere loop-snelheid rechts	0,137	0,140	0,056	0,002	0,163	0,097
Staplengte hogere loopsnelheid rechts	0,105	0,108	0,052	0,004	0,156	0,089
Staplengte comfortabele loopsnelheid rechts	0,100	0,095	0,050	< 0,001	0,135	0,058