

Is stabiliteit in standfase gerelateerd aan activiteitsniveau?

** Rol van een krachtenplatform bij classificering K-level **

Jeroen Olsman

Studentnummer 176485

Studiejaar 2008 – 2009

Almelo, mei 2009

Titel: **Is standfase stabiliteit gerelateerd aan activiteitsniveau?**

Opleidingsinstituut: **Fontys Hogescholen**
Ds. Th. Fliednerstraat 2
5631 BN Eindhoven

Bedrijf: **Roessingh Revalidatie Techniek**
Roessinghsbleekweg 153
7522 AH Enschede

Student: **Jeroen Olsman**
studentnummer: 176485 Fontys, Eindhoven.
HBOT Duaal
j.olsman@rrt.nl

Plaats en datum: **Almelo, mei 2009**

Afstudeerbegeleider: **D. Oosterhoff**
(opleidingsinstituut)

Afstudeerbegeleider: **dr. M. Nederhand**

Bedrijfsbegeleider : **E. Kottink**

Samenvatting

Dit onderzoek is geschreven in opdracht van de Fontys Hogeschool Eindhoven en Roessingh Revalidatie Techniek in Enschede met als doelstelling om af te studeren.

In dit onderzoek is gekeken naar de relatie tussen stabiliteit in de standfase en het activiteitsniveau van een prothesedragers van de onderste extremiteit. Om dit meetbaar te maken is dit onderzocht door Centre of Pressure (CoP) verplaatsing op een krachtenplatform. Het betreft een pilotstudie van acht personen met een beenamputatie en acht gezonde personen.

De reden hiervoor is dat in het orthopedisch werkveld prothesedragers van de onderste extremiteit ingedeeld zijn op verschillende activiteitsniveaus (K-levels). Daarvoor geldt voor de gebruiker dat hij na amputatie zijn exteroceptief en proprioceptief gevoelswaarde voor een gedeelte zal moeten missen. Dit gemis kan invloed hebben op de stabiliteit van de patiënt tijdens gewichtsname op het prothesebeen (Loading response). De geamputeerde zal zijn looppatroon hierop aanpassen om toch veilig en efficiënt te kunnen lopen.

In dit onderzoek is gebruik gemaakt van de meetmethodiek uit het onderzoek van Schmid, waarin de voet verdeeld is in een voorste en achterste segment. Daarbij is de CoP verplaatsing gemeten onder de voet en dit is vergeleken tussen de segmenten. Hieruit is gebleken dat de geamputeerde als strategie voor het gemis van zijn been langer op zijn voorvoet blijft staan van zijn niet aangedane zijde. Deze strategie geeft de gebruiker de mogelijkheid om het gemis aan stabiliteit te compenseren.

De uitkomst van deze pilotstudie is dat er een verband lijkt te zijn tussen activiteitsniveau en stabiliteit. Uit de metingen blijkt namelijk een trend waarneembaar dat bij K1 gebruikers de CoP snelheid waarmee de CoP verplaatst in de voorvoet lager is dan hiërarchisch hogere K-levels. Hieruit is af te leiden dat een gebruiker met een hogere K-level minder aanspraak maakt op zijn compensatie strategie ten behoeve van stabiliteit dan een gebruiker met een lagere K-level. Het gemeten effect is zwak en daar het aantal deelnemers aan deze studie laag was, is de betrouwbaarheid onvoldoende.

Aanbeveling is om deze pilotstudie te vervolgen met een breder opgezet vervolgonderzoek op een grotere groep gebruikers om de trend te bevestigen en de betrouwbaarheid van de uitkomst te verhogen.

Voorwoord

Deze afstudeerscriptie is geschreven in het kader van mijn opleiding bij de Paramedische Hogeschool te Eindhoven voor de studie HBOT Duaal.

Ik heb gekozen voor het onderzoek met het onderwerp “stabiliteit in de standfase in relatie tot activiteitsniveaus”. De reden hiervoor is dat ik werkzaam ben bij Roessingh Revalidatie Techniek in Enschede wat een onderdeel is van het Roessingh Revalidatie Centrum. Hier worden regelmatig wetenschappelijke onderzoeken gedaan bij Roessingh Research and Development. Bij sommige onderzoeken van pro- en orthesen verleen ik mijn medewerking om mijn expertise in te brengen vanuit de instrumentmakerij. Om een beter beeld te krijgen van wat het is om een onderzoek uit te voeren, is gekozen voor dit onderwerp. Hierdoor ontstaat er voor mij een leermoment waardoor ik meer inzicht krijg wat er komt kijken bij het uitvoeren van een onderzoek.

Met betrekking tot het onderwerp ben ik de afgelopen jaren getriggerd op de toeleveranciers, die hun producten labelen aan activiteitsniveaus. De vraag die mij dan ook bezig houdt, is of er een relatie tussen stabiliteit en activiteitsniveaus is. Mede door het feit dat zorgverzekeraars steeds meer geïnteresseerd zijn in deze combinatie bij de toekenning van voorzieningen, maakt voor mij dit onderwerp extra aantrekkelijk ook in het kader van maatschappelijke relevantie. Door het functiegericht voorschrijven door de behandelend arts is de zorgverzekeraar steeds meer geïnteresseerd of het hulpmiddel en de daarbij behorende kosten overeenkomen met de behoefte van de gebruiker.

Mijn eerste opdracht van de opleiding was het ontwerpen en realiseren van het gangbeeldlab binnen mijn organisatie. Het is dan ook extra bijzonder om tijdens de afsluitende opdracht gebruik te maken van het gangbeeldlab. Het gangbeeldlab is gedurende mijn opleiding altijd als een rode draad aanwezig geweest.

Door middel van dit schrijven wil ik alle collega's bedanken die mij informatie of ondersteuning hebben gegeven om mijn studie te kunnen voortzetten en afronden. Tevens wil ik Lianne van Dijk en Dik Oosterhoff bedanken voor de ondersteuning die ik gekregen heb tijdens mijn opleiding en afstuderen. Mede door hen heb ik geleerd anders en buiten kaders te denken.

Een extra woord van dank wil ik uitspreken naar Marc Nederhand die als afstudeerbegeleider mij in mijn afstudeerjaar heeft begeleid. Er zijn vele momenten geweest dat ik het spoor even kwijt was. Maar hij verstond altijd weer de kunst om mij het licht te laten zien.

Tot slot wil ik mijn vrouw en kinderen bedanken voor de mogelijkheid die zij mij geboden hebben om mij de ruimte te geven de opleiding te kunnen volgen. De vele uren die ik achter het bureau heb doorgebracht, resulteerde in opmerkingen van de kinderen: “Papa, moet je nu al weer studeren”, en “jij studierd”.

Dit afstudeerverslag wil ik dan ook graag opdragen aan mijn vrouw en dochters. Zij hebben mij door de tijd heen geleerd wat onvoorwaardelijke liefde is en wat doorzettingsvermogen inhoudt.

Inhoudsopgave

Samenvatting.....	3
Voorwoord.....	4
Inhoudsopgave	5
1. Inleiding.....	7
2. Uiteenzetting onderzoeksvraagstelling.....	9
2.1 Onderzoeksvraagstelling.....	9
2.2 Gangbeeld.....	9
2.3 Stabiliteit.....	10
2.4 Stabiliteit in standfase.....	11
2.5 CoP.....	12
2.6 Classificatie	13
3. Methode.....	15
3.1 Subject.....	15
3.2 Design	16
3.3 Uitkomst variabelen	16
3.4 Meetinstrumenten	16
3.5 Testprocedure	17
4. Data analyse	18
4.1 Uitwerking data	18
4.2 Meetresultaten.....	19
4.3 Totale tijd in Stance fase	19
4.4 CoP over de voorvoet	20
4.5 Ratio van de CoP verplaatsing	21
5. Discussie	22
6. Conclusies en aanbevelingen	24

Literatuur.....	25
Naslagwerk.....	25
Bijlage.....	26
Bijlage 1: Patiënteninformatie onderzoek RRT.....	26
Bijlage 2: Informed consent.....	28
Bijlage 3: Intake formulier K-level.....	29
Bijlage 4: Schematische opstelling testprocedure	30
Bijlage 5: Excel bestand GetCoPFromMox-filer	31
Bijlage 6: Excel bestand CoP verplaatsing tijd in procenten	36
Bijlage 7: Excel bestand CoP verplaatsing in zuivere tijd	37

1. Inleiding

De westerse bevolking is steeds meer aan het vergrijzen wat ook voor de Nederlandse bevolking geldt. Mede door toename van de gemiddelde leeftijd zijn er steeds meer mensen die te maken krijgen met ouderdomsaandoeningen zoals vasculaire problemen en diabetes mellitus. Door dit soort problemen moet er bij een steeds grotere bevolkingsgroep een amputatie van de onderste extremiteit uitgevoerd worden.

80% van de patiënten met een amputatie van de onderste extremiteit is ouder dan 65 jaar. Bij de geamputeerden van de onderste extremiteit is 95% van vasculaire oorsprong. Van deze patiëntengroep met vasculaire problemen is ca. 40% diabeet. De overige groep bestaat uit trauma en oncologische problematiek.

De meest voorkomende amputatieniveaus in Nederland zijn: transtibiaal (onderbeen: ca. 1000 per jaar), transfemoraal (bovenbeen ca. 600-700 per jaar), en de knie-exarticulatie (door de knie ca. 150-200 per jaar).

Na amputatie ontkomt de patiënt er niet aan dat dit gevolgen heeft voor zijn exteroceptieve en proprioceptieve gevoel, wat weer van invloed is op de motoriek. Door het gemis van zijn sensomotoriek van zijn ontbrekende been, zal de geamputeerde zijn looppatroon aanpassen om veilig en efficiënt te kunnen lopen.

Daarbij is ook de hoogte van amputatie van invloed op de motoriek van de patiënt. De reden hiervoor is dat de patiënt minder proprioceptieve informatie ontvangt en minder biomechanische structuren heeft om aan te sturen. De signalen die in het verleden door de volledige extremiteit werden doorgegeven tijdens het lopen worden nu voor een groot deel gemist daar er een amputatie heeft plaatsgevonden en het geamputeerde deel vervangen is door een prothese. De prothese bestaat uit een prothesekoker, voet en eventueel een knie. De doelstelling van de prothese is dan ook compensatie te geven voor het verlies van het been, door een goede gewichtsoverbrenging te genereren van het niet aangedane been naar het aangedane been en vice versa.

Om een goed protheserecept op te stellen, behoren de behandelend arts en orthopedisch instrumentmaker kennis van zaken te hebben welke componenten en mogelijkheden er zijn binnen het werkgebied van de orthopedische industrie. Immers de behandelend arts is verantwoordelijk voor een adequate indicatiestelling in overeenstemming met het gemis van het ledemaat. Daarbij is de orthopedisch instrumentmaker verantwoordelijk voor de technische uitvoering en een adequate pasvorm.

Bij de indicatiestelling zullen de revalidatiearts en de orthopedisch instrumentmaker kijken welk type verstrekking functioneel is voor de patiënt. Om dit in beeld te brengen wordt meestal gebruik gemaakt van activiteitsschalen. Enkele bekende schalen zijn de K-levels van ProGuide⁽¹⁾ en het MOBIS systeem van de firma Otto Bock (toeleverancier van orthopedische halffabricaten en hulpmiddelen).

De hiërarchie in deze verschillende activiteitsniveaus suggereren een toename van stabiliteitscontrole. Stabiliteit wordt dan ook bepaald door:

- a) het vermogen van de gebruiker om met de resterende stomp en het contralaterale been een optimaal biomechanisch looppatroon aan te leren,
- b) de mechanische eigenschappen van de diverse prothesecomponenten (voet, buis, en knie).

Uit het onderzoek van Schmid⁽²⁾ blijkt dat de stabiliteitscontrole wordt bepaald door de manier waarop het gewicht van het gezonde been naar het prothesebeen wordt verplaatst.

Dit wordt gemeten aan de hand van het verloop van de Centre Of Pressure (CoP) onder de voet.

De CoP is het momentane aangrijpingspunt van de grondreactiekracht (GRK). De GRK is de kracht tegengesteld aan de kracht die het lichaam uitoefent op de grond (actie = reactie).

De GRK en de afstand van de GRK tot het draaipunt van de gewrichten veroorzaken een uitwendig moment ($M = F \times A$).

Het lichaam dient deze uitwendige krachten tegen te gaan door inwendig genereren van een moment door middel van spierkracht. Bij de Loading response (paragraaf 2.2) heeft het uitwendige moment op de knie (heup) de grootste invloed en is daarmee de belangrijkste veroorzaker van instabiliteit. Dit is bij transfemorale prothesedragers een groter probleem dan bij transtibiaal.

Uit ditzelfde onderzoek blijkt ook dat de snelheid waarmee de CoP in de voorvoet van het niet aangedane been zich verplaatst bij de prothesegroep lager is dan bij valide groep. Dit veroorzaakt een asymmetrie tijdens het lopen. Deze wordt door Schmid gezien als compensatiegedrag voor het gemis aan stabiliteit.

De doelstelling van dit onderzoek is het bestuderen wat de relatie is tussen de stabiliteitscontrole, uitgedrukt in CoP traject en de K levels. Daarbij worden de volgende hypothesen getoetst:

- 1) de snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet is aan de niet aangedane zijde van een protheseloper lager dan bij gezonde proefpersonen;
- 2) de snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet van de niet aangedane zijde van een protheseloper wordt vooral bepaald door het activiteitsniveau.

2. Uiteenzetting onderzoeksvraagstelling

2.1 Onderzoeksvraagstelling

Binnen dit onderzoek ben ik op zoek gegaan naar de diepere betekenis van de onderzoeksvraag:

“Is er een relatie tussen stabiliteit in de standfase en het activiteitsniveau van een prothesedragers van de onderste extremiteit”.

Als subdoelen zijn de volgende hypothesen afgeleid:

Als primaire hypothese geldt dan ook:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet is aan de niet aangedane zijde van een protheseloper lager dan bij gezonde proefpersonen”,

En als secundaire hypothese geldt:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet van de niet aangedane zijde van een protheseloper wordt vooral bepaald door het activiteitsniveau”.

Dit wordt onderzocht door middel van een gangbeeldonderzoek. Alvorens tot het eigenlijke onderzoek over te gaan is eerst enig inzicht gewenst omtrent de betekenissen en inhoud van het gangbeeld. Dit wordt in de volgende paragrafen behandeld.

2.2 Gangbeeld

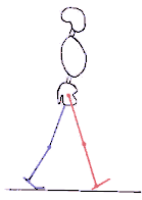
Lopen is in feite niks meer dan het ene been voor het andere been zetten. Je zou ook kunnen zeggen dat het lopen een vorm is van gecontroleerd vallen want op het moment dat de persoon neigt te “vallen”, wordt het andere been ingezet om de val te breken en wederom een balans te zoeken. Functioneel gezien is het doel van lopen om je te verplaatsen van punt A naar punt B. En dit zo snel, veilig en gemakkelijk als nodig of mogelijk te doen is.

De beoordeling van lopen (gangbeeldanalyse) wordt ontleed in verschillende fasen die elk hun eigen benaming hebben. De terminologie die hier het meest voor gehanteerd wordt, is die van Jacquelin Perry⁽³⁾.

Bij de beoordeling van gangbeeldanalyse zijn er twee fasen te onderscheiden namelijk:

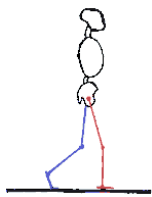
- A. Stance phase
- B. Swing phase

Voor dit onderzoek is de stance phase van belang. Deze fase is te ontleden in:



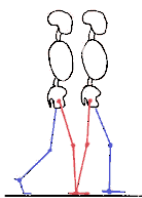
a. Initial contact

Het initial contact is gedefinieerd als het eerste moment waarbij (een deel van) de voet de grond voor het eerst raakt.



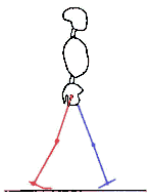
b. Loading response

De loading response start bij initial contact en eindigt als het contralaterale been geen contact meer heeft met de grond en de belasting dus geheel op het standbeen rust.



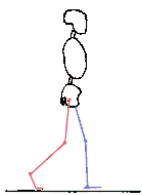
c. Midstance

De midstance begint aan het einde van de loading response. Het einde van de midstance is niet zo duidelijk te herkennen. Gebaseerd op het normale gaan: in elk geval tot de contralaterale voet het standbeen is gepasseerd.



d. Terminal stance

De terminal stance duurt vanaf het einde van de midstance tot het moment waarop de contralaterale voet de grond raakt.



e. Pre-swing

De pre-swing valt samen met de contralaterale loading response, dus van contralateraal Initial contact, tot het moment waarop de (voor-)voet geen contact meer heeft met de grond.

2.3 Stabiliteit

Wanneer we spreken over stabiliteit, spreken we over controle van gewichtsverplaatsing van het ene been naar het andere been en vice versa. Na amputatie van een been of gedeelte van het been ontstaat er een gewijzigde situatie voor de stabiliteit. Door het gedeeltelijk ontbreken van sensibiteit en motoriek zal de gebruiker dit moeten compenseren om toch te kunnen lopen met een hulpmiddel. Deze compensatie is noodzakelijk om veilig en efficiënt te kunnen lopen.

Door het dragen van een prothese zal de gebruiker ervaren dat er momenten werken op de prothese en daardoor de stomp, die de stabiliteit zullen beïnvloeden.

2.4 Stabiliteit in standfase

Tijdens het lopen zal het standbeen het lichaamsgewicht moeten kunnen dragen en gelijktijdig de mogelijkheid moeten geven om progressie van de voorwaartse snelheid te behouden op een energie efficiënte wijze. Tijdens de gang zal de persoon dan ook een goede controle moeten hebben over de grondreactiekracht met daarbij het streven naar minimale gewrichtsmomenten en spierkracht (zie figuur 1).

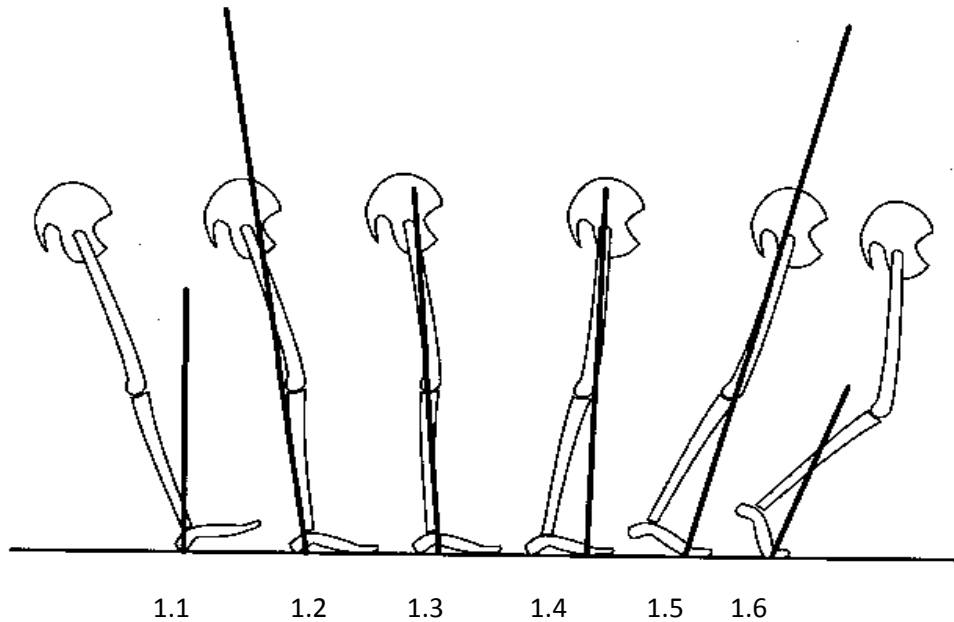


Fig 1.

In het eerste plaatje is zichtbaar (zie figuur 1.1) dat bij initial contact kort een kracht ontstaat die aan de voorzijde van de knie loopt. Deze kracht heeft een kort extenderend moment op de knie. Vervolgens ontstaat er direct een flecterend moment op die knie bij loading response (zie figuur 1.2) aangezien de grondreactiekracht hierbij achter het draaipunt van de knie valt.

Bij midstance loopt de grondreactie kracht zo goed als door het midden van de knie waarbij de momenten op de knie laag zijn (zie figuur 1.3 en 1.4).

Hierna gaat de grondreactiekracht vervolgens weer voor de knie lopen waardoor er een extenderend moment ontstaat op de knie bij terminal stance (zie figuur 1.5). Ten slotte zal aan het eind van de standfase in de preswing (Toeoff) de grondreactiekracht verder achter de knie komen te lopen (zie figuur 1.6).

De prothesegebruiker zal ervaren dat bij de loading response van zijn prothesebeen de grootste instabiliteit optreedt. Bij deze fase ligt de grondreactiekracht het verst achter de knie. Daarbij geldt ook dat er bij de pre-swing fase een gemis is aan flexiekracht om het onderbeen te flecteren (voor bovenbeen amputatie). Om toch lichaamsgewicht over te brengen van het niet aangedane been naar het prothesebeen zal de gebruiker van het hulpmiddel controle strategieën moeten hanteren om stabiliteit te verkrijgen.

Daarbij geldt dat hij ook een strategie moet hanteren om de pre-swing fase in te zetten. Uiteraard afhankelijk op welk niveau de amputatie heeft plaatsgevonden, zal er dan ook meer of minder compensatie strategie gehanteerd worden.

Bij personen zonder amputatie wordt extensie gegeven door de heupstrekkers en de quadriceps femoris spiergroep. Bij een amputatie boven de knie moet de gebruiker aanspraak maken op de stabiliteit die mechanische knieën met zich meebrengen, maar ook de sensomotorisch interface tussen de stomp en de prothese speelt hier een grote rol.

Voor de voet geldt dat er geen actieve afzet meer aanwezig is aan de aangedane zijde waardoor de gebruiker van het hulpmiddel onvoldoende propulsie heeft om zijn voorwaartse progressie van lopen te behouden. Ook is hier het gemis van controle bij de loading response de oorzaak van een versterkt flexie koppel op de knie. Daarbij geldt dat afhankelijk van het amputatieniveau de mate van compensatie strategie door de gebruiker zal moeten worden ingevuld om veilig en efficiënt te kunnen lopen.

2.5 CoP

Om een beeld te vormen van de definitie van stabiliteit is er gebruik gemaakt van een krachtmeetplatform (zie figuur 2). Hiermee is het mogelijk om de grondreactiekracht te registreren. Dit gebeurt met een meetplateau waarop elke keer een been wordt gemeten tijdens de standfase. De waarden die deze plaat vervolgens genereert worden opgeslagen in de software (bijv. van Simi Motion).

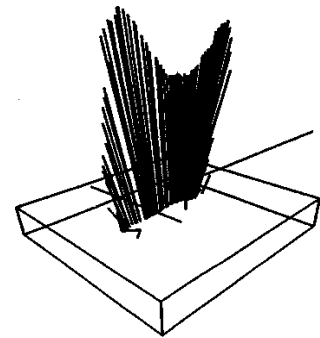


Fig 2.

De grondreactiekracht valt te ontleden in een x, y en een z richting. De samengestelde kracht van een grondreactieplaat (x, y en z heeft zijn oorsprong in het Centrum of Pressure (CoP)). Al deze punten achter elkaar geven het traject weer van verplaatsing van de CoP over de plaat (zie figuur 3).

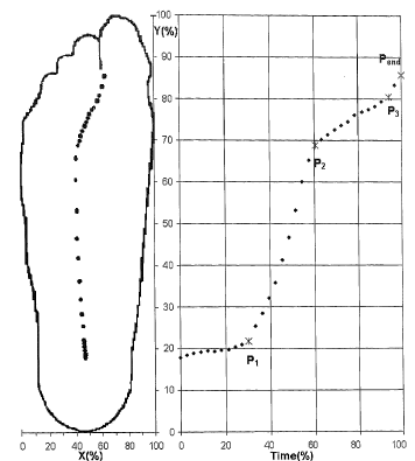
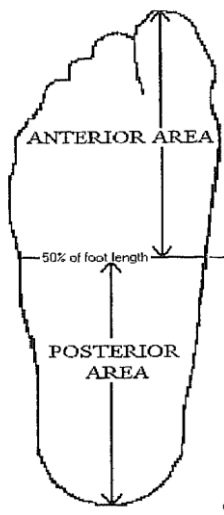


Fig 3.



Om meer inzicht te krijgen in de stabiliteit van de standfase is gebruik gemaakt van de onderzoeksmethodiek van Schmid⁽²⁾.

Binnen dit onderzoek wordt o.a. de snelheid gemeten van de verplaatsing van de CoP in relatie tot de voetslengte. Hierbij is de voet opgedeeld in twee gelijke segmenten, namelijk een voorzijde en een achterzijde van de voet (zie figuur 4).

Fig 4.

2.6 Classificatie

Inleiding

In het professionele veld worden veel soorten classificaties gehanteerd om gebruikers in groepen in te delen. Een classificatie van ziekten is bijvoorbeeld het ICF classificatiesysteem⁽⁴⁾.

Als we spreken over gebruikers met een hulpmiddel, zijn er twee invalshoeken mogelijk.

Aan de ene zijde kunnen we beschrijven welke activiteit de gebruiker kan ondernemen met het hulpmiddel. Hierbij wordt dan vaak verwezen naar de K-levels⁽¹⁾ die afkomstig zijn uit een internationale standaard. Aan de andere zijde bestaat er ook de mogelijkheid om de verschillende prothesecomponenten te classificeren. Daarbij kan men denken aan MOBIS systeem van Otto Bock of gelijkwaardige systemen die door andere toeleveranciers gehanteerd worden.

K-Levels

Om een beoordeling te kunnen doen over het activiteitsniveau van de prothesegebruiker, is er in dit onderzoek gekeken welke norm internationaal het meest gehanteerd wordt⁽¹⁾.

Bij de K levels geldt een hiërarchie waarbij K0 het laagste niveau en K4 het hoogste niveau is (zie tabel 1). Bij dit onderzoek wordt deze indeling gebruikt om de onderzoeksgroep in te delen.

K0	K1	K2	K3	K4
Geen mogelijkheid om te lopen of veilige transfers te maken met of zonder assistentie. De prothese verbetert niet de mobiliteit of de kwaliteit van leven.	De mogelijkheid om een prothese te gebruiken voor transfers of voor lopen op vlakke ondergrond met gelijke snelheid. Typisch voor ongelimiteerde 'binnenhuis wandelaar'.	De mogelijkheid om te lopen en zelfs stoepanden en treden te nemen en op ongelijke ondergrond te lopen. Typisch voor gelimiteerde 'buitenwandelaar'.	De mogelijkheid om te lopen met variërende snelheid. Typisch voor een 'buitenwandelaar' die de meeste obstakels kan nemen. Activiteiten in het beroep, in de therapie of vrije tijd vragen meer van de prothese dan alleen simpel wandelen.	De mogelijkheid om te lopen met de prothese die de basisvaardigheden van het lopen overtreft. Typisch voor een kind, actieve volwassene of atleet.

Tabel 1.

Prothesedrager

Als we spreken over prothesedragers dan hebben we het over de medemens die een arm of been mist, waarbij de prothesedrager gebruik maakt van een kunsthulpmiddel om zoveel mogelijk de beperking die hij of zij heeft door het gemis van een arm of been te compenseren.

Onderste extremiteit

Het menselijk lichaam wordt binnen de medische terminologie verdeeld in twee hoofdvakken wat betreft de amputatieniveaus. Als we spreken over de onderste extremiteit dan hebben we het over de benen van de gebruiker. Spreken we over de bovenste extremiteit dan spreken we over arm- en handamputaties.

Bij dit onderzoek richten we ons op het gemis van een van de onderste ledematen. Daarbij wordt dan nauwkeurig gekeken naar de classificatie criteria.

3. Methode

Voor dit onderzoek moet de onderzoekssetting vastgesteld worden. Er moet een uitspraak gedaan worden over de selectiecriteria, de methodiek, de toe te passen meetinstrumenten, de procedure, de meetgegevens en de keuze van de relevante meetparameters.

3.1 Subject

Voor dit onderzoek heb ik patiënten benaderd die bij Roessingh Revalidatie Techniek in Enschede in behandeling zijn. Dit zijn gebruikers van een prothese die al meerdere jaren klant zijn van Roessingh Revalidatie Techniek om hun verstrekking te laten aanmeten of aanpassen.

Deze patiëntencategorie heb ik benaderd met de vraagstelling of zij hun medewerking willen verlenen aan het onderzoek. Om deze patiënten extra uitleg te geven over de inhoud van dit onderzoek, heb ik hen onderzoeksinformatie overhandigd en bij goedkeuring hebben zij een informed consent getekend (zie bijlagen 1 en 2).

In het onderzoek zijn patiënten geïnccludeerd:

- met een transtibiale-amputatie (TT);
- met een transfemorale-amputatie (TF) ;
- met een unilateraal amputatie;
- die geen problemen met de socket of huid hebben die het lopen of staan beïnvloeden;
- met een K-level 1, 2, 3 en 4;
- die langer dan twee maanden met een verstrekking lopen;
- die ouder zijn dan 18 jaar.

Geëxcludeerd werden patiënten:

- met een aandoening die anders dan de amputatie het looppatroon beïnvloeden;
- die geen verstrekking dragen, of geen mogelijkheid hebben om een transfer te maken (K0).

K0 is uitgesloten in dit onderzoek omdat dit een categorie is, waarbij een transfer of lopen niet mogelijk is (zie tabel 1).

Hierdoor is de groep K1 t/m K4 het meest interessant om te beoordelen tot in hoeverre de onderzoeksvraag beantwoord kan worden.

Er worden acht prothesedragers geïnccludeerd en acht gezonde proefpersonen om een referentiewaarde te hebben.

Voor dit onderzoek is de patiëntencategorie als volgt opgebouwd (zie tabel 2).

N=18								
K-Level	Aantal personen	Valide persoon	Man	Vrouw	TT-amputatie	TF-amputatie	Amputatie - zijde R.	Amputatie - zijde L.
1	2	-	1	1	2	-	2	-
2	3	-	3	0	3	-	3	-
3	3	-	2	1	2	1	2	1
-	8	8	4	4	-	-	-	-

Tabel 2.

3.2 Design

Het betreft hier een pilotstudie met een cross – sectioneel design. De reden hiervoor is dat deze studievorm prima inzetbaar is voor dit type vraagstelling omdat er gekeken wordt naar één hoofdvraag binnen een gemitteerde groep gebruikers.

3.3 Uitkomst variabelen

De volgende parameters zijn gemeten:

1. Functioneel niveau waarin wordt aangegeven in welke K-level de prothesedragers thuishoort.
2. Center of Pressure (CoP) registratie waarbij de snelheid van CoP verplaatsing in voorwaartse richting wordt gemeten (M. Schmid July 2003).
Bij de meting wordt de ratio berekend van de CoP verplaatsing in de voorvoet ten opzichte van de CoP verplaatsing in de achtervoet om te kunnen controleren voor eventuele verschillende loopsnelheden).

3.4 Meetinstrumenten

Daarbij zijn de volgende meetinstrumenten gehanteerd:

1. Interview:

Vragenformulier waaruit afgeleid kan worden in welke classificatie de gebruiker thuishoort in het kader van inschaling van K-levels.

Met betrekking tot het functioneel inschalen op K –levels heb ik een inschaal K-level formulier gehanteerd. Dit formulier kent het principe van het belastingformulier (indien a niet opgaat, ga door naar b) (zie bijlage 3). Dit formulier is afgeleid van de beschrijving van K-levels in Proguide 2007⁽¹⁾.

2. Center of Pressure Traject:

Er is gebruik gemaakt van een krachtenplatform van Biometrics Europe B.V. uit Almere. De software die gehanteerd is bij dit krachtenplatform is Simi Motion 3D analysis system van de firma SIMI Reality Motion Systems uit Duitsland. Met deze hard- en software is het mogelijk om de CoP verplaatsing onder de voet te meten.

3.5 Testprocedure

Verschillende gebruikers met een prothese op verschillende K-levels zijn gemeten binnen de instrumentmakerij van Roessingh Revalidatie Techniek te Enschede. Dit is gebeurd tijdens de routine-werkzaamheden die de instrumentmaker moet laten plaatsvinden bij het passen, het vervaardigen of corrigeren van de prothese. Deze metingen zijn uitgevoerd in het Technolab van de instrumentmakerij.

Een mondelinge toelichting werd gegeven aan de patiënten betreffende de doelstelling en de meetprocedure. De patiënten zijn gevraagd om een informed consent te tekenen in het kader van mijn onderzoek (zie bijlage 2).

Voor de beoordeling van K-levels wordt gebruik gemaakt van een interview met de gebruiker door middel van het intake formulier K-levels (zie bijlage 3). Vervolgens zal de gebruiker van het hulpmiddel gevraagd worden om tien keer heen en weer te lopen over het krachtenplatform in het Technolab (zowel links als rechts). Dit zal voldoende moeten zijn om zeven goede meetwaarden te hebben voor het onderzoek. Uit het onderzoek van Shiavi⁽⁵⁾ blijkt dat zes à tien waarden voldoende zijn om een representatief gemiddelde te berekenen. Voordat dit zal gebeuren, zal eerst met de gebruiker een inlooppcedure worden doorgenomen waardoor meetfouten tot een minimum worden beperkt.

Voor de slechte lopers zal een driestap meting gehanteerd worden om registratie te verkrijgen van het krachtenplatform⁽⁶⁾. Voor de andere cliënten die het wel aan kunnen, worden bij de inlooppcedure de stappen zo uitgemeten dat het gemeten been binnen het vierkant van het krachtmeetplatform komt. Meetgegevens waarbij het gemeten been binnen het krachtmeetplatform goed heeft geraakt, worden verwerkt in de analyse. Dit wordt gecheckt door de videobeelden vertraagd af te spelen. Daarbij mag het andere been (been dat niet gemeten wordt) de grondreactieplaat niet aanraken. Tijdens het lopen mag geen loophulpmiddel worden gebruikt (krukken, rollator etc.) omdat dit verstoring geeft van de meetgegevens.

Tijdens de plaatsing van de voet op het krachtenplatform wordt de Center of Pressure (CoP) tijdens de afwikkeling van de voet geregistreerd. Er wordt een ratio berekend van de CoP van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet. De gegevens worden naar een spreadsheet getransporteerd voor verdere analyse.

Patiëntenkenmerken, waaronder de pathologie en de prothese technische onderdelen van de gebruiker worden geregistreerd. Voor de schematische opstelling zie bijlage 4.

4. Data analyse

4.1 Uitwerking data

Bij de meting van de CoP waarde is er een detectiedrempel ingebouwd van 50 N op de Fz as (verticale kracht). Deze drempel is om meetruis die ontstaat bij initial contact te minimaliseren.

Tevens is gekeken (video) of de voeten beiden dezelfde exorotatie stand hebben. Indien dit niet zo is, zijn ze niet meegenomen in de dataverwerking. De reden hiervoor is dat bij sterke afwijking van rotatie stand van de voet (endo-, exorotatie) er een verschillende tijdwaarneming plaatsvindt van de verplaatsing van de CoP waarde. De geexoroteerde- of geendoroteerde voet heeft namelijk een verkorte afwikkeling.

Om tot parameters te komen van de snelheid van de CoP verplaatsing zijn de data die in Simi motion zijn vastgelegd getransporteerd naar Moxie viewer. Dit is een programma waarin een aantal handige functies zitten om gangbeeld vereenvoudigd te beoordelen. De Software is ontwikkeld door Society for Movement Analysis Laboratories in the Low Lands (SMALLL).

Het is mogelijk om hier vanuit met een zelfgemaakte tool (GetCoPFromMox-filer) de data te vertalen naar een Excel bestand (zie bijlage 5).

Na het verzamelen van de data in een Excel bestand via GetCoPFromMox-filer heeft er vervolgens een omrekening plaatsgevonden die deze waarden weer omrekent naar een nieuw Excel bestand waarin de waarden zijn af te lezen van de snelheid van de verplaatsing van de CoP waarde in relatie tot enkele andere waarden (zie bijlage 6).

Vanuit dit Excel bestand is het weer mogelijk om de waarden van “First half contact time” en “last half contact time” terug te rekenen in seconden. De reden hiervoor is dat deze twee waarden de CoP verplaatsing weergeeft in een percentage tijd (zie bijlage 7).

Na deze omrekening is het vervolgens mogelijk om voor de standtijd de waarden van “Total time” te hanteren. Dit geldt natuurlijk ook voor de achtervoet en voorvoet (First time & Last time). Van de verschillende parameters zijn per gemeten persoon gemiddelde waarden berekend over deze persoon. De gemiddelde waarden van de personen in dezelfde K-level zijn vervolgens wederom gemiddeld en uitgezet in de verschillende grafieken.

Voor het aangedane been is dezelfde meting gehanteerd als voor de prothesezijde en de valide groep.

- Meetwaarden:
 - * First half contact time
 - * Last half contact time
 - * Total time

4.2 Meetresultaten

Bij de meting van de transfemorale groep is uiteindelijk gebleken dat binnen het tijdsbestek van dit onderzoek er maar één transfemorale amputatie patiënt bereid was om deel te nemen. Om die reden is deze persoon buiten de meetresultaten gelaten.

Voor de transtibiale groep geldt dat voor de K1 loper twee patiënten waren.

Eén hiervan is apart benoemd in de meetgegevens omdat deze een elleboogkruk hanteerde.

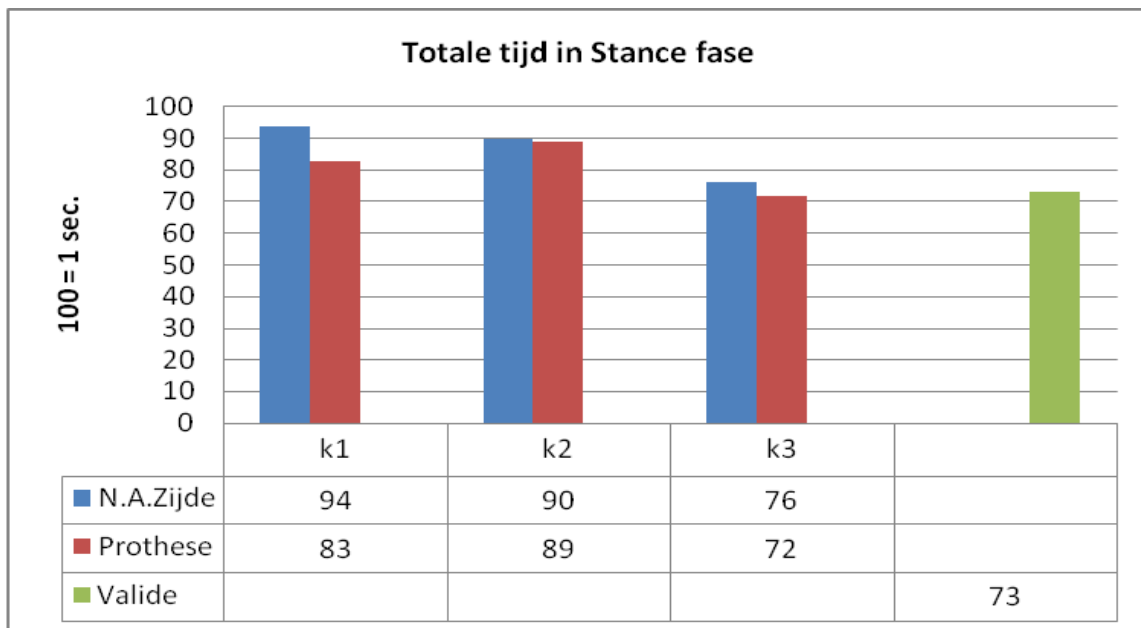
Door gebruik te maken van een elleboogkruk zijn meetwaarden niet vergelijkbaar met de andere gegevens (*deze persoon is in cursief aangegeven*). Voor de K4 lopers geldt dat in deze categorie geen gebruikers gemeten zijn omdat zij niet beschikbaar waren gedurende de periode van meten.

4.3 Totale tijd in Stance fase

De standtijd van de geamputeerde groep (TT) is een meting waarin de totale standtijd van de prothesezijde is vergeleken met de niet aangedane zijde (zie tabel 3). Hieruit blijkt dat

K1 , **K2** en **K3**, respectievelijk 13%, 1% en 6% langer staan op de niet aangedane zijde van het been.

Uit de meting van de standtijd van de valide groep blijkt dat de standtijd 4% lager is dan de laagste waarde van het niet aangedane been van de K-levels. (*Voor de K1 groep geldt indien de elleboogkruk drager mee wordt gemeten er een waarde is welke 90% hoger is ten opzichte van de valide groep*).

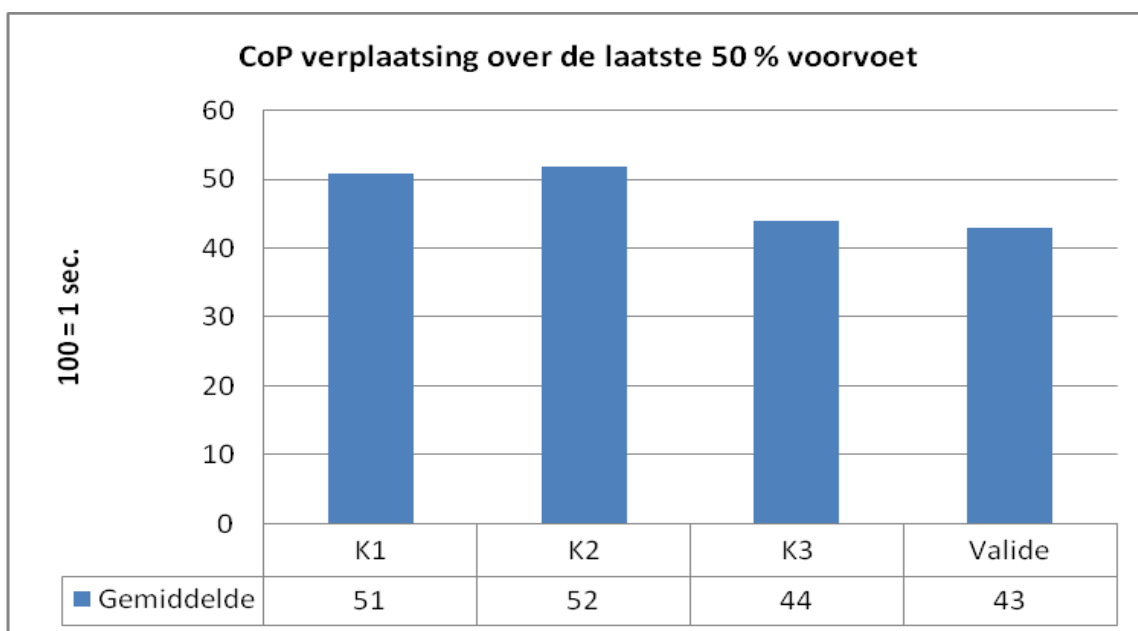


Tabel 3.

Uit de meting van de standtijd bij de valide groep blijkt dat er geen belangrijk verschil is tussen het rechter been en het linker been. Om die reden zijn deze data samengevoegd in tabel 3. Er is een trend waarbij de K1-level een duidelijker verschil tussen aangedane en niet aangedane zijde laat zien dan K2 en K3. Ook is er een trend dat een hogere K-level dichterbij de standtijd komt van de valide persoon. Uit de meting van de standtijd blijkt dat de standtijd van de niet aangedane zijde van de prothesegroep een hogere waarde kent dan aan de prothesezijde. Dezelfde bevindingen zijn ook gerapporteerd in het onderzoek van Schmid⁽²⁾.

4.4 CoP over de voorvoet

In de grafiek CoP verplaatsing van de voorvoet is de tijd gemeten die de CoP nodig heeft om zich te verplaatsen over de laatste 50% van de voet van de niet aangedane zijde (zie tabel 4). Hierin zijn de K-levels vergeleken met de valide zijde. Hieruit blijkt dat **K1**, **K2** en **K3**, respectievelijk 19%, 21% en 2% hogere waarden kent dan de valide groep.



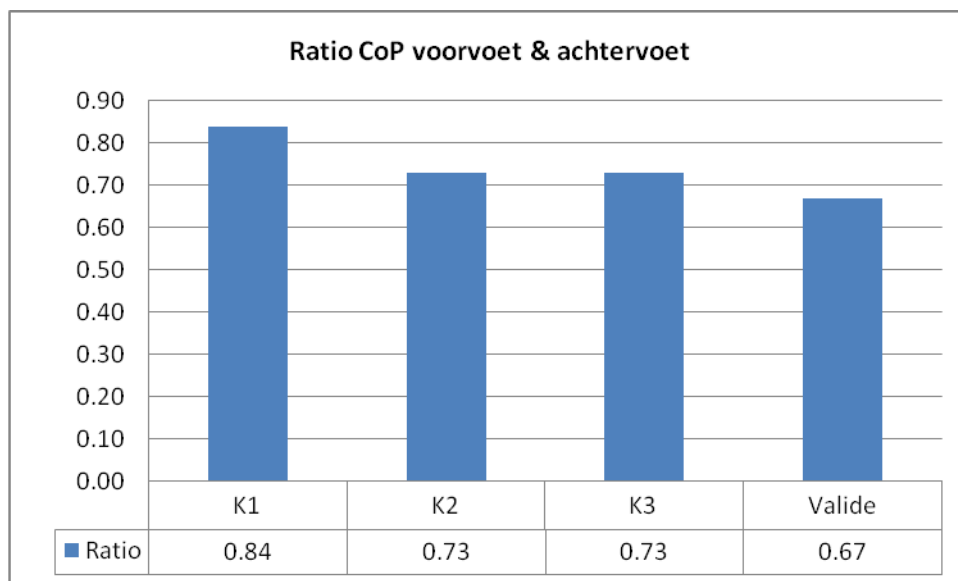
Tabel 4.

Uit deze meting is de trend dat alle K-levels meer tijd hanteren om de CoP te verplaatsen in de voorvoet dan de valide groep. Daarbij is er ook een trend dat vooral K1 en K2 een hogere waarde kent van de CoP verplaatsing dan K3.

(in deze tabel geldt dat indien de elleboogkruk drager wordt meegenomen in de K1 groep de snelheid van CoP verplaatsing 49% hoger is dan in de valide groep).

4.5 Ratio van de CoP verplaatsing

Bij het meten van de geamputeerde personen (niet aangedane zijde) en de valide proefpersonen op het krachtenplatform is de voorwaartse snelheid van het lopen van invloed op de verplaatsing van de CoP waarde in de voor- en achtervoet van de personen. Er is geen meting gedaan van de snelheid van het lopen over deze groep gemeten personen. Om een zuivere vergelijkingswaarde te hebben, is om die reden de ratio berekend van de CoP verplaatsing van de voorvoet ten opzichte van de achtervoet. Deze ratio is uitgezet over de verschillende K-levels en de valide groep in tabel 5.



Tabel 5.

Uit de grafiek is af te lezen dat indien gecorrigeerd wordt voor de loopsnelheid van de gemeten personen de resultaten voor de verschillende groepen gelijk blijven. Het verschil tussen de twee uiterste ratio getallen is 0.17. Tevens is af te leiden dat K1 meer tijd hanteert voor verplaatsing van de CoP waarde in de voorvoet dan de andere K-levels.

(indien ook in deze tabel de elleboogkruk drager wordt meegenomen dan geeft dit een ratio weer van 1.19 op K1 level).

5. Discussie

In dit onderzoek was als eerste hypothese gesteld:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet is aan de niet aangedane zijde van een protheseloper lager dan bij gezonde proefpersonen”.

Deze hypothese wordt bevestigd omdat dit in tabel 4 zichtbaar is gemaakt. Hierin is een trend waarneembaar dat de CoP verplaatsing in de voorvoet van de niet aangedane zijde groter is (tijd) dan de valide zijde. Daarbij is in de standfase de “Pre-swing” van groot belang om het gewicht van het ene been over te brengen naar het andere been. Hieruit zou je kunnen opmaken dat de prothesegebruiker een strategie hanteert om zijn gemis van stabiliteit van het prothesebeen op te vangen. Om stabiel te kunnen lopen, zal de prothesedragers gewicht van de niet aangedane zijde overbrengen naar de prothesezijde en daarbij een langere tijd op de voorvoet van het niet aangedane been controle uitoefenen. Deze trend is ook zichtbaar in tabel 5 waarin de ratio berekend is van de CoP verplaatsing van achtervoet en voorvoet. Deze totale waarneming wordt extra gevoed omdat blijkt (tabel 4) dat de laagste waarde van de K-schaal (K1) 2% hoger is dan de valide zijde.

Als tweede hypothese was gesteld:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet van de niet aangedane zijde van een protheseloper wordt vooral bepaald door het activiteitsniveau”.

Uit tabel 4 is er een trend zichtbaar dat vooral K1 en K2 levels een lagere snelheid van de CoP verplaatsing kent in de voorvoet dan een K3. Nadat voor loopsnelheid wordt gecorrigeerd door een ratio te berekenen van de CoP-voorvoet/CoP-achtervoet, blijkt uit tabel 5 dat vooral K1 meer gebruik maakt van een compensatoire controle van het gezonde been dan K2 en K3. Vanuit dit onderzoek kun je derhalve opmaken dat de hypothese stand houdt vooral bij K1.

Om voor deze trend een betere wetenschappelijke onderbouwing te verkrijgen, is het aan te bevelen om dit alles voor een grotere groep deelnemers te herhalen. Normaliter zou je voor het onderzoek meer patiënten met een grotere variëteit aan K-levels benaderen om een bredere basis te hebben. Voor dit onderzoek ging dit niet omdat hier alleen de gebruikers gevraagd zijn die bij toeval bij ons in behandeling waren gedurende het korte tijdspad van deze studie. Om deze reden duurt een wetenschappelijke studie dan ook langer dan een paar maanden omdat er veel meer gebruikers actief benaderd moeten worden. Juist om deze reden viel de K4 gebruiker weg en de TF-groep.

Daarbij wil ik ook een kanttekening maken dat de prothesecomponenten (voet, buis en knie) die geplaatst worden in de prothese van invloed kunnen zijn op het looppatroon en daarmee op de CoP waarde. Hetzelfde geldt voor de uitlijning van de prothese. Er is wel een basisuitlijning voor een prothese, maar in de praktijk is elke prothese net iets anders uitgelijnd omdat de prothesedragers en de verschillende behandelaars invulling geven aan de wensen van de prothesedragers.

Daarbij speelt de interface tussen koker en stomp ook een rol. In wetenschappelijke zin was het dan ook verstandig geweest om elke gebruiker uit te rusten met dezelfde uitlijning, prothese-componenten en soort fitting.

Tevens zijn de exclusiecriteria voor het hanteren van loophulpmiddelen niet strikt gehanteerd, want veel K1 lopers hanteren een loophulpmiddel (stok, elleboogkruk enz.). Dit is zichtbaar gemaakt door het cursief aan te geven in de meetresultaten. Uiteraard is dit van invloed op de waarden die het krachtenplatform genereert.

6. Conclusies en aanbevelingen

In dit onderzoek geldt als primaire hypothese:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet is aan de niet aangedane zijde van een protheseloper lager dan bij gezonde proefpersonen”

Het antwoord op deze vraagstelling is ja. In dit onderzoek is een trend waarneembaar dat de CoP verplaatsing in de voorvoet van de niet aangedane zijde groter is (tijd), dan de valide zijde.

Als secundaire hypothese is gesteld:

“De snelheid van verplaatsing van de CoP in de voorvoet van de niet aangedane zijde van een protheseloper wordt vooral bepaald door het activiteitsniveau”

Het antwoord op deze vraag is ja. In dit onderzoek is er een trend zichtbaar dat een lagere K-level in de hiërarchie een lagere snelheid kent van verplaatsing van CoP in de voorvoet dan een hogere ingedeelde K-level.

Als algemene aanbeveling wordt dan ook meegegeven om deze trend te onderzoeken door een grotere populatie van gebruikers met een prothese te meten, daar het gemeten effect zwak is en omdat het aantal deelnemers aan deze studie te laag was.

Literatuur

1. ProGuide 2007, SIGAM-WAP.
2. Schmid M., Belrami G., Zambarbieri D., Verni G.
Centre of Pressure displacements in transfemoral amputees during gait.
Gait and Posture 21 (2005) 255-262.
3. Jacquelin Perry, *Gait Analysis-Normal and pathological function*
ISBN: 1-55642-192-3.
4. Gerold Stucki, Alarcos Cieza and John Melvin. *The international classification of functioning, disability and health: A unifying model for the conceptual description of the rehabilitation strategy*, *J Rehabil Med* 2007; 39: 279-285.
5. Shiavi R., Frigo C., Pedotti A.,
Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides
Med. Biol. Eng. Comput., 1998 35, 171-178.
6. Bus SA, de Lange A, *A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot*, *Clinical Biomechanics* vol.20(2005) p. 892-899.

Naslagwerk

- Geertzen JHB, Martine JD, Rietman JS, *Lower limb amputation. Part2: Rehabilitation- a 10 year literature review*, *Prosthet Orthot Int* 2001;25(1):14-20.
- Harmen van der Linde
Prosthetic Prescription in Lower limb Amputation: Development of a Clinical Guideline in the Netherlands. Quickprint, Nijmegen ISBN 90-9018126-1.
- Rietman JS, Postema K, Geertzen JHB, *Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions*, *Prosthet Orthot Int* 2002;26:50-7.
- Rietman JS, Postema K, Geertzen JHB. *Instrumentele ganganalyse en de prothesiologie*. In: Geertzen JHB, Rietman JS (eds). *Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit*. Lemma, Utrecht ISBN 90-5189-909-2, 2002: 427-443.
- Rommers GM, Ryall NH, Kap A, De Laat F, Van der Linde H, *The mobility scale for lower limb amputees: the SIGAM/WAP mobility scale*. *Disabil Rehabil*. 2008;30(15):1106-15.
- Verne T. Inman, Henry., Ralston Frank J., Todd.
Human Walking.

Bijlagen

Bijlage 1: Patiënteninformatie onderzoek RRT

Geachte heer/mevrouw,

Deze brief bevat schriftelijke informatie met betrekking tot het afstudeer onderzoek waarvoor wij uw medewerking vragen.

Inleiding

In de wereld van protheselogie kunnen prothesedragers ingedeeld worden op verschillende activiteitsniveaus. Bijvoorbeeld niveau 0 waarbij de patiënt niet loopt met een prothese en niveau 4 waarbij de patiënt de prothese ook hanteert voor sportactiviteiten.

Daarbij worden door de orthopedische toeleveranciers die de voeten en knieën verkopen aan de orthopedische instrumentmakerijen hun producten weer gelabeld aan deze activiteitsschalen.

In de praktijk is namelijk een activiteitsschaal niet hetzelfde als een activiteit van knie of voet. De reden hiervoor is dat voeten en knieën veel meer zeggen over de stabiliteit die de gebruiker krijgt van de prothese dan over de activiteit die de gebruiker heeft van de prothese.

Doel van het onderzoek

Dit onderzoek geeft antwoord op en inzicht in of er een verband is tussen de stabiliteit die de prothesedragers ontvang van zijn hulpmiddel en de activiteit die de gebruiker kan krijgen van zijn hulpmiddel.

Opzet van het onderzoek

Tijdens het passen of bij een controle van de prothese bij de instrumentmakerij zal aan u gevraagd worden of u wilt deelnemen aan dit onderzoek. Bij dit onderzoek zullen we u vragen of u een aantal malen op en neer wilt lopen in ons Technolab van de instrumentmakerij in Enschede. De ruimte Technolab is uitermate geschikt om metingen te verrichten aan de prothese.

Dit doen we door video opnames te maken van uw lopen en de krachten te berekenen die van invloed zijn op de prothese door middel van een weegschaal die in de vloer is weggewerkt waar u overheen loopt. Geschatte tijdsduur is ongeveer 30 min.

De gegevens die via de weegschaal worden weergegeven aan de computer zullen worden vertaald naar rapporten die geanalyseerd worden voor het onderzoek.

Toestemming voor het onderzoek

Indien u toestemming verleent (informed consent) houdt dit het volgende in.

Dat de meetgegevens die verkregen worden vanuit het Technolab gebruikt mogen worden voor het onderzoek.

En verder

Uw meetgegevens vanuit het Technolab zullen worden opgeslagen in een bestand dat alleen toegankelijk is voor medewerkers van dit onderzoek.

Tenslotte

Wil ik u bedanken voor het overwegen of u mee wilt doen aan het onderzoek. Indien u mee wilt doen dan wil ik u vragen om het informed consent formulier te willen tekenen.

Met vriendelijke groet,

Jeroen Olsman

Orthopedische instrumentmaker
Roessingh Revalidatie Techniek Enschede

Bijlage 2: Informed consent

Verklaring tot toestemming voor deelname aan het onderzoek:

“informed consent”

“De relatie tussen stabiliteit in de standfase en het activiteitsniveau van een prothesedragers van de onderste extremiteit”

Ik, ondergetekende, heb mondeling informatie ontvangen waarin is aangegeven dat de video en de meetgegevens die van mij geregistreerd zijn in het Technolab van Roessingh Revalidatie Techniek Enschede gebruikt mogen worden voor het onderzoek van Jeroen Olsman, medewerker van Roessingh Revalidatie Techniek Enschede, die dit gebruikt voor zijn afstudeeropdracht.

Daarbij ben ik mondeling en schriftelijk op de hoogte gebracht van het doel van het onderzoek en de gang van zaken. Ik doe geheel vrijwillig mee aan dit onderzoek en kan mij op ieder moment hiervan weer terugtrekken of aangeven dat mijn gegevens niet gebruikt mogen worden.

Naam patiënt:

Geboortedatum:

Datum:

Handtekening:

Bijlage 3: Intake formulier K-level

Intake formulier K-Level

Client:

Geboortedatum:

Opname datum:

Behandelaar:

Start (aankruisen wat van toepassing is)

 **Kunt u lopen met een prothese?**
(met of zonder assistentie)

Nee →

Ja ↓

Kunt u lopen op ongelijke ondergrond?
(bijvoorbeeld nemen van stoep of treden)

Nee →

Ja ↓

Kunt u lopen met verschillende snelheden
(variëte van loopsnelheid)

Nee →

Ja ↓

Kunt u lopen met de prothese waarbij de moeilijkheidsgraad hoger ligt dan de basis.
(bijvoorbeeld achter uitlopen)

Nee →

Ja →

Geen mogelijkheid om te lopen of veilige transfers te maken met of zonder assistentie.
De prothese verbetert niet de mobiliteit of de kwaliteit van leven

K0 ☐

De mogelijkheid om een prothese te gebruiken voor transfers of voor lopen op vlakke ondergrond met gelijke snelheid.
(Typisch voor ongelimiteerde 'binnenhuis wandelaar')

K1 ☐

De mogelijkheid om te lopen en zelfs stoepranden en treden te nemen en op ongelijke ondergrond te lopen.
(Typisch voor gelimiteerde 'buitenwandelaar')

K2 ☐

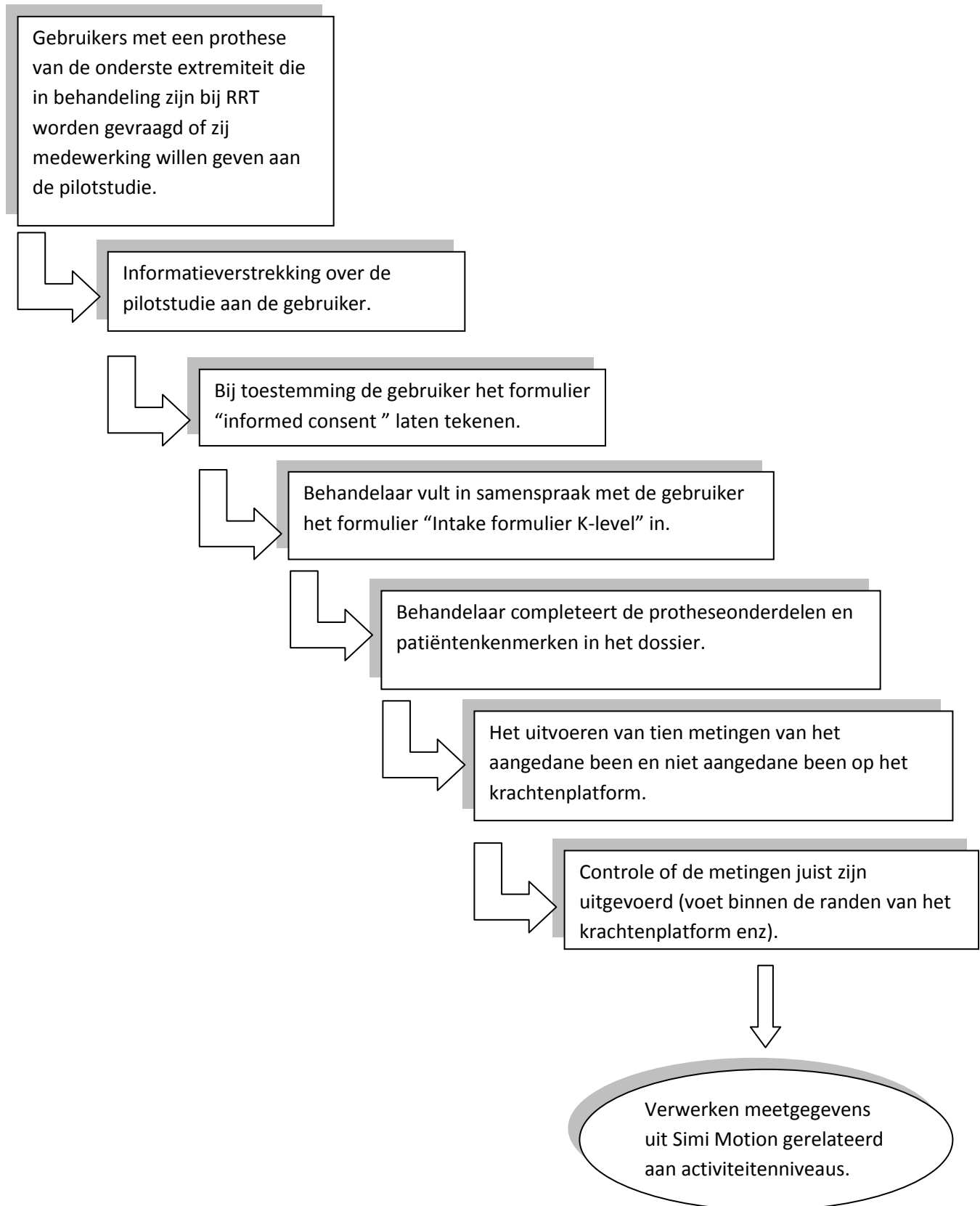
De mogelijkheid om te lopen met variërende snelheid.
Typisch voor een 'buitenwandelaar' die de meeste obstakels kan nemen. Activiteiten in het beroep, in de therapie of vrije tijd vragen meer van de prothese dan alleen simpel wandelen.

K3 ☐

De mogelijkheid om te lopen met de prothese die de basisvaardigheden van het lopen overtreft.
Typisch voor een kind, actieve volwassene of atleet.

K4 ☐

Bijlage 4: Schematische opstelling testprocedure



Bijlage 5: Excel bestand GetCoPFromMox-filer

- Kolom 1 = Samplenummer
 Kolom 2 = CoP x (zijwaartse verplaatsing in mm)
 Kolom 3 = CoP y (voor-/achterwaartse verplaatsing in mm)
 Kolom 4 = Fx (zijwaartse kracht in Newton)
 Kolom 5 = Fy (voor-/achterwaartse kracht in Newton)
 Kolom 6 = Fz (verticale kracht in Newton)
 Kolom 7 = Linker of rechter zijde
 Kolom 8 = Prothesezijde of niet aangedane been
 Kolom 9 = Goede of foute meting

Sampl.nr.	CoP x	CoP y	Fx	Fy	Fz	Links & Rechts	Prothese & geen prothese	Goed & Fout
398.00	202.91	9.08	11.10	-12.50	50.04	Links	Prothese	Goed
399.00	184.50	14.17	-6.54	-17.08	181.70	Links	Prothese	Goed
400.00	182.79	17.45	5.87	-7.24	141.22	Links	Prothese	Goed
401.00	185.89	22.41	-3.70	6.60	167.11	Links	Prothese	Goed
402.00	185.14	21.21	-2.32	0.74	165.68	Links	Prothese	Goed
403.00	182.78	22.48	3.18	2.04	184.39	Links	Prothese	Goed
404.00	179.15	23.95	10.15	2.94	196.84	Links	Prothese	Goed
405.00	177.48	25.31	15.47	1.74	215.09	Links	Prothese	Goed
406.00	176.13	28.64	20.14	4.54	232.74	Links	Prothese	Goed
407.00	175.74	33.36	23.12	5.38	261.54	Links	Prothese	Goed
408.00	162.16	73.92	63.74	56.44	413.63	Links	Prothese	Goed
409.00	163.18	83.65	40.56	40.22	433.64	Links	Prothese	Goed
410.00	164.59	84.27	31.63	45.92	447.07	Links	Prothese	Goed
411.00	162.88	84.88	45.94	41.06	513.15	Links	Prothese	Goed
412.00	162.19	84.83	47.03	36.49	525.47	Links	Prothese	Goed
413.00	161.63	85.67	52.66	33.43	539.46	Links	Prothese	Goed
414.00	161.77	86.70	52.56	33.21	557.29	Links	Prothese	Goed
415.00	162.05	86.74	52.29	30.01	577.85	Links	Prothese	Goed
416.00	162.16	86.48	52.81	25.86	594.06	Links	Prothese	Goed
417.00	162.75	85.54	49.34	18.18	601.05	Links	Prothese	Goed
418.00	161.78	85.04	57.79	12.33	626.94	Links	Prothese	Goed
419.00	161.78	85.32	58.66	9.87	639.91	Links	Prothese	Goed
420.00	161.75	85.68	60.30	7.44	660.56	Links	Prothese	Goed
421.00	161.63	85.22	62.06	1.88	679.04	Links	Prothese	Goed
422.00	161.64	84.70	63.58	-3.61	693.68	Links	Prothese	Goed

Is stabiliteit in standfase gerelateerd aan activiteitsniveau

423.00	161.47	84.31	65.65	-9.08	704.74	Links	Prothese	Goed
424.00	161.51	83.74	66.70	-14.85	709.51	Links	Prothese	Goed
425.00	161.66	83.06	66.13	-21.15	706.69	Links	Prothese	Goed
426.00	161.86	82.44	64.87	-26.90	701.50	Links	Prothese	Goed
427.00	162.04	82.06	64.10	-31.76	697.20	Links	Prothese	Goed
428.00	162.20	81.66	63.55	-36.30	692.43	Links	Prothese	Goed
429.00	162.44	81.30	62.72	-40.60	686.31	Links	Prothese	Goed
430.00	162.48	81.03	62.28	-44.82	681.40	Links	Prothese	Goed
431.00	162.23	83.03	62.63	-46.75	678.86	Links	Prothese	Goed
432.00	160.93	88.83	63.81	-45.42	676.82	Links	Prothese	Goed
433.00	159.47	96.46	65.43	-44.14	676.63	Links	Prothese	Goed
434.00	157.62	105.09	67.12	-40.77	676.22	Links	Prothese	Goed
435.00	155.90	113.65	68.98	-39.02	676.40	Links	Prothese	Goed
436.00	154.35	122.32	70.20	-38.86	678.02	Links	Prothese	Goed
437.00	152.45	131.84	71.87	-37.64	682.52	Links	Prothese	Goed
438.00	150.45	142.24	74.05	-34.32	686.08	Links	Prothese	Goed
439.00	148.50	151.85	76.85	-32.61	690.25	Links	Prothese	Goed
440.00	146.79	159.90	78.99	-33.11	697.89	Links	Prothese	Goed
441.00	145.60	167.06	80.11	-34.74	705.12	Links	Prothese	Goed
442.00	144.55	172.30	81.70	-37.63	715.07	Links	Prothese	Goed
443.00	144.27	174.85	82.94	-42.91	728.32	Links	Prothese	Goed
444.00	144.27	175.15	84.80	-50.61	738.04	Links	Prothese	Goed
445.00	144.45	175.95	85.53	-55.75	738.78	Links	Prothese	Goed
446.00	144.75	176.82	85.31	-60.40	735.82	Links	Prothese	Goed
447.00	145.03	177.64	84.44	-65.09	730.54	Links	Prothese	Goed
448.00	145.29	178.62	83.71	-68.68	724.15	Links	Prothese	Goed
449.00	145.68	179.69	81.95	-71.59	712.76	Links	Prothese	Goed
450.00	146.27	181.11	78.52	-73.60	694.51	Links	Prothese	Goed
451.00	146.84	182.44	74.43	-75.05	671.59	Links	Prothese	Goed
452.00	147.29	183.99	70.58	-75.63	645.60	Links	Prothese	Goed
453.00	147.75	185.69	67.29	-76.10	616.15	Links	Prothese	Goed
454.00	147.99	187.56	63.97	-75.35	583.32	Links	Prothese	Goed
455.00	148.28	189.83	59.17	-72.34	541.03	Links	Prothese	Goed
456.00	148.55	192.67	52.16	-65.97	486.34	Links	Prothese	Goed
457.00	148.89	196.37	44.49	-57.03	423.77	Links	Prothese	Goed
458.00	148.68	200.75	38.50	-47.60	361.67	Links	Prothese	Goed
459.00	148.43	205.50	32.00	-39.57	302.99	Links	Prothese	Goed
460.00	148.19	211.45	26.34	-31.61	248.02	Links	Prothese	Goed
461.00	147.22	217.14	21.27	-23.40	199.11	Links	Prothese	Goed
462.00	146.46	224.02	17.22	-17.30	156.79	Links	Prothese	Goed

Is stabiliteit in standfase gerelateerd aan activiteitsniveau

463.00	146.17	231.46	14.25	-11.79	120.43	Links	Prothese	Goed
464.00	145.39	237.81	12.23	-6.58	90.47	Links	Prothese	Goed
465.00	145.03	244.02	8.93	-4.52	61.94	Links	Prothese	Goed
466.00	144.66	250.60	6.12	-2.66	32.86	Links	Prothese	Goed
1454.00	139.82	90.61	-3.65	13.63	86.35	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1455.00	145.72	91.27	20.99	45.81	210.97	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1456.00	144.93	77.85	15.08	-9.20	257.74	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1457.00	147.08	72.57	21.55	-32.63	310.40	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1458.00	146.00	71.37	22.95	-34.26	398.53	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1459.00	143.86	68.27	16.60	-45.73	444.20	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1460.00	140.63	65.24	-5.56	-51.66	476.61	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1461.00	136.62	61.88	9.47	-55.09	509.45	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1462.00	133.10	58.30	23.88	-58.41	537.98	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1463.00	130.43	55.39	35.05	-58.66	558.26	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1464.00	128.16	50.65	42.28	-56.78	582.11	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1465.00	122.19	31.22	64.15	100.48	710.26	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1466.00	123.30	22.69	56.64	105.47	771.16	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1467.00	123.33	16.74	57.82	101.34	783.38	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1468.00	123.89	12.73	56.07	-95.39	781.44	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1469.00	124.11	8.30	55.83	-89.76	765.83	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1470.00	124.29	2.45	54.67	-88.73	753.74	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1471.00	124.83	-4.39	49.75	-88.97	747.95	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1472.00	125.14	-11.79	45.21	-85.33	742.63	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1473.00	124.73	-21.04	42.80	-84.21	736.10	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1474.00	123.45	-31.99	43.59	-87.73	729.06	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1475.00	121.65	-43.56	45.69	-90.21	725.40	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1476.00	120.09	-55.56	45.00	-94.13	725.49	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1477.00	118.94	-66.28	41.50	-96.07	726.70	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1478.00	117.53	-75.70	38.66	-96.93	727.25	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1479.00	115.72	-83.90	39.11	-96.06	725.82	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1480.00	113.96	-91.03	40.46	-94.71	721.93	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1481.00	112.37	-96.86	40.57	-92.68	716.42	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1482.00	110.60	-101.57	42.83	-90.76	710.67	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1483.00	109.42	-105.00	44.68	-86.26	706.18	Rechts	N.A.Zijde	Goed

Is stabiliteit in standfase gerelateerd aan activiteitsniveau

1484.00	108.54	-105.95	46.83	-81.00	708.91	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1485.00	107.97	-106.23	48.58	-74.00	711.27	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1486.00	107.64	-106.84	49.31	-68.94	710.07	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1487.00	107.51	-107.37	48.61	-63.56	706.37	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1488.00	107.59	-108.22	47.23	-59.22	700.48	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1489.00	107.87	-108.93	45.58	-55.12	693.26	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1490.00	108.17	-109.74	43.70	-51.24	684.97	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1491.00	108.56	-110.46	42.03	-47.14	675.85	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1492.00	108.98	-111.13	40.82	-43.96	665.94	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1493.00	109.48	-111.81	39.84	-41.15	655.42	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1494.00	109.89	-112.31	39.18	-37.81	645.84	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1495.00	110.32	-112.75	38.70	-34.45	638.10	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1496.00	110.66	-113.10	38.27	-31.77	633.93	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1497.00	110.91	-113.38	38.12	-29.24	632.54	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1498.00	111.21	-113.62	37.87	-26.93	634.17	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1499.00	111.50	-113.79	37.49	-24.53	637.45	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1500.00	111.62	-113.96	37.21	-21.25	641.16	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1501.00	111.78	-113.89	37.18	-17.45	644.96	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1502.00	111.56	-113.71	37.45	-13.89	648.99	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1503.00	111.52	-113.68	37.67	-9.91	650.93	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1504.00	111.41	-113.56	38.87	-5.99	653.01	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1505.00	111.14	-113.36	40.76	-2.35	655.05	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1506.00	110.90	-113.08	42.88	1.37	656.21	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1507.00	110.99	-112.83	44.54	4.87	657.74	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1508.00	111.04	-112.68	45.38	8.51	661.67	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1509.00	111.46	-112.38	45.33	12.61	666.44	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1510.00	111.91	-112.16	45.20	15.79	671.22	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1511.00	112.43	-111.96	44.75	18.77	673.67	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1512.00	113.08	-111.78	44.33	21.46	673.62	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1513.00	113.68	-111.55	43.83	24.12	669.55	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1514.00	114.19	-111.26	43.34	26.92	664.87	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1515.00	114.75	-110.87	43.06	30.03	660.01	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1516.00	115.27	-110.48	42.80	33.65	657.55	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1517.00	115.70	-109.95	42.12	39.01	661.54	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1518.00	116.14	-109.49	41.23	44.80	669.04	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1519.00	116.50	-109.14	40.04	51.09	678.16	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1520.00	116.78	-108.80	39.21	57.05	688.86	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1521.00	117.03	-108.58	39.26	63.27	699.93	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1522.00	117.05	-108.39	40.11	69.05	709.98	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1523.00	116.99	-108.34	41.74	74.78	717.34	Rechts	N.A.Zijde	Goed

Is stabiliteit in standfase gerelateerd aan activiteitsniveau

1524.00	116.88	-108.19	43.33	80.75	722.20	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1525.00	116.91	-108.27	44.60	86.75	724.10	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1526.00	116.98	-108.33	45.78	92.85	724.15	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1527.00	117.05	-108.38	46.92	98.70	724.10	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1528.00	117.39	-108.84	47.58	104.46	722.85	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1529.00	117.48	-108.75	47.45	110.14	722.71	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1530.00	117.52	-109.14	48.04	115.80	719.98	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1531.00	117.56	-109.18	47.22	120.26	711.74	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1532.00	117.92	-109.78	45.41	123.23	696.46	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1533.00	118.28	-110.24	42.55	125.95	676.03	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1534.00	118.77	-110.89	39.07	127.36	650.00	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1535.00	119.42	-111.54	33.27	126.95	617.12	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1536.00	120.33	-112.64	26.23	124.95	579.70	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1537.00	120.88	-113.73	19.02	121.14	537.10	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1538.00	121.14	-115.28	12.02	114.83	490.69	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1539.00	121.54	-117.58	5.84	106.68	436.60	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1540.00	121.17	-120.88	0.30	95.99	373.71	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1541.00	120.77	-126.02	-4.37	79.38	306.97	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1542.00	119.99	-132.70	-6.42	61.66	243.30	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1543.00	118.66	-141.29	-5.19	43.51	187.03	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1544.00	116.96	-150.78	-4.39	28.59	138.45	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1545.00	114.55	-163.43	-2.60	13.52	101.30	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1546.00	111.35	-173.37	-2.58	2.42	75.65	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1547.00	111.82	-181.94	-2.80	-3.98	53.51	Rechts	N.A.Zijde	Goed
1548.00	112.98	-184.88	-3.47	-7.45	35.08	Rechts	N.A.Zijde	Goed

Bijlage 6: Excel bestand CoP verplaatsing tijd in procenten

Prothese & geen prothese	Goed & Fout	Total length (mm)	Firsthalf length (mm)	Total time (100 = 1 sec)	First half contact time (%)	Last half contact time (%)
Goed	0.00	- 275.50	137.75	95.00	23.16	76.84
Goed	0.00	- 227.33	113.67	103.00	27.18	72.82
Goed	0.00	- 248.75	124.38	98.00	25.51	74.49
Goed	0.00	- 259.14	129.57	98.00	25.51	74.49
Goed	0.00	- 264.30	132.15	99.00	23.23	76.77
Goed	0.00	- 278.66	139.33	99.00	27.27	72.73
Goed	0.00	- 265.71	132.85	101.00	24.75	75.25
Goed	0.00	- 242.02	121.01	106.00	26.42	73.58
Goed	0.00	- 259.83	129.92	102.00	30.39	69.61
Goed	0.00	- 263.65	131.83	102.00	30.39	69.61

Bijlage 7: Excel bestand CoP verplaatsing in zuivere tijd

Meting	Stepcount	Links & Rechts	Prothese & geen prothese	Goed & Fout	Total length (mm)	Firsthalf length (mm)	Total time (100 = 1 sec)	First Time (100 = 1 sec)	Last Time (100 = 1 sec)	First half contact time (%)	Last half contact time (%)
1	1	Rechts	n.a.zijde	Goed	228.6738465	114.3369232	87	53	34	60.9	39
1	2	Rechts	n.a.zijde	Goed	244.1334649	122.0667324	81	51	30	63	37
1	3	Rechts	n.a.zijde	Goed	239.8845978	119.9422989	79	56	23	70.9	29
2	1	Rechts	n.a.zijde	Goed	235.1304941	117.5652471	89	38	51	42.7	57
2	2	Rechts	n.a.zijde	Goed	244.5847703	122.2923852	83	57	26	68.7	31
2	3	Rechts	n.a.zijde	Goed	241.4022967	120.7011483	82	51	31	62.2	38