

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

Onderbeenprothesen en de invloed van schoenen

Vergelijking met een energy-storing voet en een Dynamic Motion



*Orthopedische
Technologie
Valtijd*



ottobock.

L. Kuipers

Fontys Paramedische Hogeschool

Livit Orthopedie BV

Hazerswoude, 24 mei 2012

Academiejaar 2011-2012

Voorwoord

Dit moment van afstuderen is voor mij bijzonder. In juni 2010 ben ik afgestudeerd voor de opleiding Orthopedische Technologie met als afstudeerrichting Schoentechnologie voor Sport & Revalidatie. Daarna heb ik gekozen om ook de afstudeerrichting Orthopedische Technologie te gaan volgen, wegens interesse in beide vakgebieden. Voor de opleiding Orthopedische Technologie op de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven moet in het vierde en tevens laatste studiejaar een afstudeeronderzoek uitgevoerd worden. Ik heb gekozen om mijn afstudeerstage en onderzoek uit te voeren bij Livit Orthopedie BV binnen de vestiging Leiden. Het afstudeeronderzoek is uitgevoerd in samenwerking met het ganglab van het revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee.

De samenwerking met de afdeling voor ganganalyse in het revalidatiecentrum in Heliomare is tot stand gekomen doordat de collega's in Leiden van de afdeling Pro- en Orthesen een prothesespreekuur in Heliomare draaien en daar ook samenwerken met het ganglab. Doordat het voor mijn afstudeeronderwerp noodzakelijk is om een ganganalyse uit te voeren, was het erg prettig om samen te werken met de enthousiaste medewerkers van de afdeling voor ganganalyse in Heliomare.

Graag wil ik dan ook een aantal mensen bedanken die mij enorm hebben geholpen tijdens het afstuderen, en die ervoor gezorgd hebben dat ik een leuke afstudeerperiode heb gehad. Allereerst wil ik Mark van der Pluijm bedanken voor zijn begeleiding vanuit de Fontys Paramedische Hogeschool. Ook wil ik mijn collega's van Livit Leiden bedanken voor de gezellige en leerzame stageperiode. Cor van Velzen in het bijzonder, hij heeft mij het grootste gedeelte van de stageperiode begeleid. Ook wil ik Samira van Lieshout bedanken voor haar geduld en medewerking vanuit de vestiging Amsterdam van Livit Orthopedie, waar ik zelf werkzaam ben. Door mijn afstuderen heeft het werk een periode op een laag pitje gestaan. Ook wil ik Tom Bernard (Otto Bock) en Wiebe Heidema (Medi) bedanken voor hun samenwerking. Dankzij deze vertegenwoordigers heb ik prothesevoeten van Otto Bock en protheseschoenen van Medi powered bij Dachstein mogen lenen voor de metingen van mijn afstudeeronderzoek. Natuurlijk wil ik ook Han Houdijk, Richard Fickert en Tim Brugmans (stagiair van de opleiding Bewegingstechnologie) bedanken voor de samenwerking en medewerking vanuit het ganglab in Heliomare. Dankzij deze mensen heb ik de ganganalyses kunnen uitvoeren die nodig waren om mijn onderzoek voort te zetten. Ook wil ik de cliënten van Livit Leiden bedanken voor de medewerking. Zonder de medewerking van deze mensen en de mensen vanuit het ganglab in Heliomare was het uitvoeren van het onderzoek onmogelijk geweest. Ten slotte wil ik ook mijn zus Jenny Kuipers bedanken voor haar tijd en medewerking voor het verslag doorlezen en haar hulp bij het gebruik van het statistiekprogramma SPSS.

Dit afstudeerverslag is bedoeld voor alle geïnteresseerden die meer te weten willen komen over de invloed van schoenen op het gangpatroon van onderbeenprothesegebruikers. Dit onderwerp kan interessant zijn voor fysiotherapeuten, orthopedisch technologen, orthopedisch schoentechnologen en revalidatieartsen.

Lisette Kuipers

Hazerswoude, 24 mei 2012

Inhoud

Voorwoord	2
Samenvatting.....	4
Summary	6
1. Inleiding	7
2. Methode.....	10
2.1 Literatuuronderzoek.....	10
2.2 Praktijkonderzoek.....	10
2.3 Data-analyse	12
2.4 Enquête	12
2.5 Statistiek	13
3. Resultaten	15
3.1 Literatuuronderzoek.....	15
3.2 Praktijkonderzoek.....	18
3.2.1 Algemeen.....	18
3.2.2 Comfortabele loopsnelheid en piekbelasting	19
3.2.3 Bewegingsuitslag knie	20
3.2.4 Bewegingsuitslag onderbeen-voet segment	23
3.3 Enquête	24
3.4 Statistiek	26
4. Discussie	29
5. Conclusie	31
6. Aanbevelingen	33
Literatuur.....	34
Bijlagen	36
Bijlage I: Informatieve brief aan de cliënt	37
Bijlage II: Informed consent	40
Bijlage III: Formulier ganganalyse.....	45
Bijlage IV: Tien meter looptest	48
Bijlage V: Onderzoeksprotocol	52
Bijlage VI: Enquête	58

Samenvatting

In revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee leren revalidanten na beenamputatie opnieuw lopen met een beenprothese. Een groot deel van de revalidanten heeft een onderbeenamputatie ondergaan ten gevolge van diabetes of vaatlijden. Deze revalidanten droegen voor amputatie al orthopedisch schoeisel gezien het grote risico op weefselbeschadiging. Deze groep revalidanten moet na amputatie nog steeds het orthopedisch schoeisel blijven dragen, naast het lopen met een onderbeenprothese, om het risico op ulcera te reduceren aan de niet-aangedane zijde. In het revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee leren de revalidanten opnieuw lopen met een onderbeenprothese en met orthopedisch schoeisel dat standaard voorzien is van een versnelde afwikkeling. Doordat ieder type prothesevoet een eigen werking heeft tijdens het lopen, is de vraag ontstaan of en zo ja hoe een versnelde afwikkeling in de schoen het lopen met een onderbeenprothese beïnvloedt. Dit onderzoek is uitgevoerd in samenwerking met Livit Orthopedie vestiging Leiden en het revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee. De hoofdvraag die in dit onderzoek werd gesteld, is als volgt:

“Wat is de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese tijdens het lopen met een Dynamic Motion vergeleken met een energy-storing voet?”

De doelstelling van dit onderzoek was om te weten te komen wat de meerwaarde is van een schoen met een versnelde afwikkeling onder de prothese in het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese. Belangrijk is of het type prothesevoet in stugheid hier verschil in kan maken. Om verschil te kunnen meten met het lopen met verschillende prothesevoeten en het lopen met een schoen met een versnelde afwikkeling, werd gekeken naar de loopsnelheid, piekbelasting en de grootte van de hoeken in de knie en het onderbeen-voet segment. Ook werd een enquête onder de deelnemers afgenomen om te kijken of het gevoel van de deelnemers vergelijkbaar is met de meetresultaten.

In de literatuur werd gezocht naar artikelen waarin de eigenschappen van een prothesevoet of een schoen werden beschreven met betrekking tot het afwikkelpatroon. Om in de praktijk de verschillen te kunnen meten in het gangpatroon waren deelnemers nodig van wie het gangpatroon vastgelegd mocht worden voor dit onderzoek. Deze deelnemers zijn geselecteerd aan de hand van een aantal inclusie- en exclusiecriteria en werden gezocht binnen het klantenbestand van Livit Orthopedie in de regio Leiden/Haarlem. Er hebben vijf proefpersonen deelgenomen aan dit onderzoek. De vijf deelnemers hebben met vier verschillende condities gelopen om de verschillen in het gangpatroon te kunnen vastleggen.

Uit praktijkonderzoek blijkt dat de verschillen per deelnemer groot waren in loopsnelheid, grootte in hoek in knie en onderbeen-voet segment en de piekbelasting, maar dat er geen significant verschil is gevonden. Gezien de kleine testpopulatie moet er eerst een groter onderzoek opgezet worden met meer deelnemers, zodat er wellicht wel een significant verschil gevonden kan worden. Uit de enquête kwam naar voren dat de deelnemers het liefst met energy-storing voet in combinatie met vlak schoeisel lopen. Daarna lopen zij het liefst met energy-storing voet in combinatie met een

schoen met een versnelde afwikkeling. De deelnemers gaven aan het minst prettig te lopen met Dynamic Motion in combinatie met een schoen met een versnelde afwikkeling.

Summary

Patients with diabetes or vascular disease rehabilitating after a lower leg amputation because of the diabetes or vascular disease already wore orthopedic shoes before surgery. The rehabilitants wore orthopedic shoes to protect the feet against ulcers. Because the risk of tissue damage on the healthy side, it is important that they continue wearing orthopedic shoes after amputation. At Heliomare, a rehabilitation facility, patients learn to walk with a lower leg prosthesis in combination with orthopedic shoes with a fast roll-over shape, which is the standard in these shoes. Because every prosthetic foot functions differently, we investigated the functioning of the roll-over shape of a shoe in combination with a lower leg prosthesis. This thesis was created in collaboration with Livit Orthopedie in Leiden and rehabilitation centre Heliomare in Wijk aan Zee. The main question in this thesis was:

“What is the influence of a shoe with a fast roll-over shape on the gait pattern of a user with a lower leg prosthesis while walking with a Dynamic-foot compared to an energy-storing foot?”

The purpose of this thesis was to know the value of walking with a shoe with a fast roll-over shape for the gait pattern of a user of a lower leg prosthesis and if the type of the prosthetic foot can make any difference. To measure the difference, the gait velocity, peak load and the angles in knee and lower leg-foot segment were measured. Also, a questionnaire was established to see if the feeling of the participant agrees with the measurement.

Articles describing the properties of a prosthetic foot or a shoe related to the roll-over shapes were searched for. Some of the found articles described the effect on the gait pattern when different firmness was used in heel- and forefoot regions at prosthetic feet, others described the roll-over shapes of a shoe. To measure the differences in gait pattern, participants were needed. The participants were selected from the customer base of Livit Orthopedie Leiden and Haarlem. In total, five participants tested four different conditions to record the gait pattern.

Due to the small test population, no significant differences were found. A larger experiment with more participants might solve this problem. From the survey we learned that participants prefer walking with an energy-storing foot in combination with flat shoes. Second best was walking with an energy-storing foot in combination with a shoe with a fast roll-over shape. The participants declared that walking with Dynamic Motion combined with a shoe with a fast roll-over shape was least pleasant.

1. Inleiding

Het afstudeeronderzoek vindt plaats tijdens de afstudeerstage in het vierde en tevens laatste jaar van de opleiding Orthopedische Technologie aan de Fontys Paramedische Hogeschool in Eindhoven. Gekozen is om de afstudeerperiode door te brengen bij Livit Orthopedie BV, vestiging Leiden.

In het revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee werkt een multidisciplinair team om revalidanten na beenamputatie te leren lopen met een beenprothese. Een groot aantal revalidanten heeft een onderbeenamputatie ondergaan en is geamputeerd ten gevolge van diabetes of vaatlijden. Voordat een amputatie bij de revalidanten noodzakelijk was, liep een aantal revalidanten al met orthopedische schoenen om de kans op drukplekken en ulcera op de voet te reduceren. Deze revalidanten behoren na amputatie nog steeds tot de risicogroep 'diabetes of vaatlijden' en door het verhoogde risico op ulcera is orthopedisch schoeisel voor de niet-aangedane zijde nog steeds geïndiceerd om weefselbeschadiging te voorkomen. Naast het lopen met een onderbeenprothese moeten de revalidanten ook het orthopedisch schoeisel blijven dragen. Orthopedisch schoeisel is standaard voorzien van een versnelde afwikkeling en wordt ook gebruikt onder de prothesezijde om hoogteverschil in het schoeisel te compenseren. Het multidisciplinaire team stuitte op het probleem of het weglaten van orthopedisch schoeisel of het anders uitlijnen van de prothese het looppatroon van de prothesegebruiker kan verbeteren. In de prothesiologie zijn verschillende typen prothesevoeten verkrijgbaar die het looppatroon van de prothesegebruiker beïnvloeden. In de revalidatie wordt een energy-storing voet voorgeschreven bij revalidanten die voor amputatie hoog actief waren en waarbij geschat wordt dat de revalidant aan het eind van het revalidatieproces ook weer hoog actief zal zijn (K-level drie en vier). Voor de minder actief ingeschatte revalidanten (K-level één of twee) wordt een minder actieve voet voorgeschreven, zoals de Dynamic Motion. Door het multidisciplinaire team werd de vraag gesteld of orthopedische schoenen met een versnelde afwikkeling het gebruik van een onderbeenprothese negatief of positief beïnvloeden. Aan de hand van deze vraagstelling is de volgende probleemstelling opgesteld:

“Wat is de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese tijdens het lopen met een Dynamic Motion vergeleken met een energy-storing voet?”

Doel van dit onderzoek is om te weten te komen wat de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling is op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese en of het type prothesevoet in stugheid hier verschil in kan maken. Daarom wordt in dit onderzoek gebruik gemaakt van een groep actieve energy-storing voeten en de minder actieve Dynamic Motion. Om de invloed van een versnelde afwikkeling in een orthopedische schoen te kunnen meten, is gekozen voor de protheseschoen van Medi powered by Dachstein. Dit is een standaard schoen met een afwikkelvorm onder de bal van de voet en een afgeronde hak die zorgt voor de versnelde afwikkeling. Daarnaast is deze schoen voorzien van een naadloze voering waardoor deze schoen geschikt is voor de risicogroep van diabetici en patiënten met vaatlijden. Door deze eigenschappen zou deze schoen zelfs als semiorthopedische schoen door specialisten voorgeschreven kunnen worden.

Om te beoordelen hoe het lopen met verschillende prothesevoeten in stugheid en het lopen met een schoen met een versnelde afwikkeling verschilt, wordt specifiek gekeken naar de loopsnelheid, piekbelasting en de grootte van de hoeken in de knie en het onderbeen-voet segment.

Om de hoofdvraag te kunnen beantwoorden zijn de volgende subvragen opgesteld:

- *Op welke wijze beïnvloeden de eigenschappen van een prothesevoet en de eigenschappen van een schoen met betrekking tot de afwikkeling het looppatroon?*
- *Zijn er verschillen in loopsnelheid, piekbelasting en grootte van de hoeken in knie of onderbeen- voet segment tussen het lopen met een schoen met een versnelde afwikkeling en een vlakke schoen bij het gebruik van een energy-storing voet en het lopen met een Dynamic Motion?*
- *Komen de meetresultaten overeen met het gevoel van de prothesegebruiker?*

Gekozen is om de gebruikers van een onderbeenprothese die geamputeerd zijn ten gevolge van diabetes of vaatlijden niet in dit onderzoek te betrekken, omdat zij een verminderde gezondheidstoestand hebben en daardoor vaak een slechte conditie hebben met vermoeidheid bij inspanning als gevolg. De vermoeidheid van deze mensen beïnvloedt de meetresultaten in het onderzoek en dat is niet gewenst. Daarnaast loopt deze groep mensen het risico om drukplekken en ulcera op te lopen wanneer tijdens de metingen gelopen wordt met verschillende prothesevoeten en schoenen. Het ontstaan van drukplekken of ulcera is niet gewenst, gezien de gezondheidstoestand. Om deze redenen zijn alleen gebruikers in het onderzoek gewenst die unilateraal een onderbeenprothese gebruiken, een activiteitsniveau van minimaal drie of vier (K-level drie of vier) hebben, die niet geamputeerd zijn ten gevolge van diabetes of vaatlijden en minimaal één jaar ervaring hebben met het lopen met een onderbeenprothese. Deze groep gebruikers van een onderbeenprothese zijn actieve en vitale lopers die makkelijker met een ander type prothesevoet kunnen lopen zonder dat er een periode van training nodig is om het lopen met deze prothesevoet eigen te maken. Gekozen is voor gebruikers met een onderbeenprothese voor één geamputeerde zijde, zodat er maar één segment, het onderbeen-voet segment, vervangen is door een prothese. Wanneer gebruikers met een bovenbeenprothese bij het onderzoek betrokken zouden worden is er ook een protheseknie aanwezig die het gangpatroon zou kunnen beïnvloeden.

Verwacht wordt dat de schoen met de versnelde afwikkeling de prothesegebruiker met een Dynamic Motion positief beïnvloedt en dat het lopen met een energy-storing voet beter gaat met soepel schoeisel zonder afwikkeling. De energy-storing voet werkt door tijdens initial-contact energie te absorberen en tijdens de afzet deze energie af te geven. Wanneer deze prothesevoet gebruikt wordt in combinatie met een versnelde afwikkeling, zouden deze twee systemen onafhankelijk van elkaar kunnen werken en elkaar kunnen tegenwerken. De Dynamic Motion is een minder actieve voet waardoor de versnelde afwikkeling in de schoen meer invloed kan uitoefenen op het looppatroon.

Het verslag is opgebouwd in een aantal delen: uitwerking van de probleemstelling, methode, resultaten, discussie, conclusie en aanbevelingen. Eerst zal de probleemstelling verder uitgewerkt worden zodat een duidelijk beeld gegeven wordt wat er precies onderzocht gaat worden. Vervolgens wordt in de methode beschreven hoe het literatuuronderzoek, de metingen, de enquête en de statistiek uitgevoerd worden. In de resultaten wordt weergegeven wat er uit het literatuuronderzoek, de metingen, de enquête en de statistiek naar voren komt. Vervolgens wordt in de discussie de sterke en minder sterke punten uit dit onderzoek naar voren gebracht en besproken.

Daarna kan aan de hand van de resultaten en de discussie antwoord worden gegeven op de hoofdvraag. Ter afsluiting worden een aantal aanbevelingen gegeven voor verder onderzoek.

2. Methode

In dit hoofdstuk wordt beschreven hoe het onderzoek werd uitgevoerd. Eerst is beschreven hoe in de literatuur moest worden gezocht naar artikelen die de eigenschappen van een prothesevoet en een schoen beschrijven die bepalend zijn voor het looppatroon. Daarna is beschreven hoe het praktijkonderzoek tot stand is gekomen, hoe de data geanalyseerd moest worden en hoe de enquête opgesteld moest worden. Als laatst is beschreven hoe de resultaten uit de metingen statistisch bekeken moesten worden.

2.1 Literatuuronderzoek

Het uitvoeren van een literatuuronderzoek was noodzakelijk om erachter te komen welke eigenschappen van een prothesevoet en welke eigenschappen van een schoen bepalend zijn voor een zo gunstig mogelijk looppatroon. Er zijn verschillende prothesevoeten op de markt die ieder een eigen werking hebben en waarbij gebruik gemaakt wordt van verschillende materialen. Ook is er veel verschil tussen schoenen. Er zijn schoenen met een dunne soepele of juist stugge loopzool, te denken aan een sneaker of een nette herenschoen met leren loopzool. Ook is er verschil in hakhoogte, een sneaker heeft een weinig hakhoogte ten opzichte van een dameslaars.

Aan de hand van dit literatuuronderzoek moest een antwoord gegeven worden op de deelvraag:

- Op welke wijze beïnvloeden de eigenschappen van een prothesevoet en de eigenschappen van een schoen met betrekking tot de afwikkeling het looppatroon?

Doordat zowel de onderbeenprothese als de schoen met de versnelde afwikkeling bepalend zijn voor het looppatroon, werd gezocht op verschillende termen binnen de onderwerpen. De engelse zoektermen die gebruikt werden om artikelen te vinden over deze onderwerpen: *'prosthesis and shoes', 'prosthetic feet', 'prosthetic feet and roll-over shapes', 'roll-over shapes', 'lower limb prosthesis'*.

Om artikelen te vinden met betrekking op de onderwerpen prothesevoeten en schoenen werd gezocht in de volgende databanken: Science Direct, CINAHL, SPORTDiscus, Academic Search Premier, PubMed. PubMed is een wat meer medisch gerichte databank, de andere databanken zijn meer gericht op het technische aspect. Ook werd tijdens het zoeken naar de artikelen rekening gehouden met de publicatiedatum en het soort tijdschrift waarin het artikel werd gevonden.

2.2 Praktijkonderzoek

Om de metingen uit te voeren werd gezocht naar vijf onderbeenprothesegebruikers die mee wilden werken aan het onderzoek. Deze gebruikers moesten aan de voorwaarden voldoen dat zij een unilaterale transtibiale amputatie hebben ondergaan, minimaal activiteitsniveau (K-level) drie of vier hebben, niet geamputeerd zijn ten gevolge van diabetes of vaatlijden en minimaal één jaar ervaring hebben met het lopen met een onderbeenprothese. Deze onderbeenprothesegebruikers werden gezocht in het klantenbestand van Livit en werden eerst benaderd door telefonisch contact met de cliënt waarin het onderzoek kort uitgelegd werd en gevraagd werd of informatie middels een brief verzonden mocht worden (bijlage 1).

Om het onderzoek tot een goed einde te brengen, vonden er verschillende metingen plaats met deelnemers aan het onderzoek. Deze deelnemers tekenden voorafgaand aan het onderzoek allemaal een 'informed consent' (bijlage 2). De parameters die gemeten werden zijn de loopsnelheid, de piekbelasting en de grootte van de hoeken in knie en onderbeen-voet segment. Deze parameters werden gemeten door het gangpatroon vast te leggen met een video-opname en de krachten die op het lichaam inwerken werden gemeten met een krachtenplaat. De krachtenplaat is een AMTI OR6-7 en was ingesteld op 100 Hz. De gebruikte camera's zijn analoge camera's van Panasonic (WV-GP240), Hitachi (KP-D50), en JVC (TK-C1381) en waren ingesteld op 25 Hz. In de video-opname moesten het kniegewricht en onderbeen-voet segment in minimaal één gangcyclus duidelijk zichtbaar zijn in het sagittale vlak. Om het kniegewricht en onderbeen-voet segment goed te kunnen meten, werden markers geplaatst op het proximale en distale deel van het femur, op het proximale en distale deel van het onderbeen en op de schoen ter hoogte van de balpartij van de voet. Ook moest in de video-opname de tijdsduur en het krachtenplatform zichtbaar zijn. Om de loopsnelheid te meten vond een tien meter looptest (bijlage 4) plaats op de gang van het loopanalysecentrum waar een afstand van tien meter was vastgelegd middels strepen op de vloer. De tien meter looptest werd uitgevoerd aan de hand van een gestandaardiseerde tien meter looptest van Collen et al. (1).

De meting bestond uit het afleggen van een vaste afstand zodat het gangpatroon van de onderbeenprothesegebruikers over een bepaalde tijd en vaste afstand vastgelegd kon worden. Er werd in vier verschillende condities gemeten waarin de deelnemer met verschillende combinaties van schoenen en prothesevoeten liep (tabel 1). Bij elke meting met veranderde omstandigheden werd de uitlijning hetzelfde gehouden. Voor iedere conditie werden drie metingen gedaan waar uiteindelijk een gemiddelde uit genomen werd vanwege de betrouwbaarheid van het onderzoek. Na iedere meting werd gekeken of de meting geslaagd was. Als de meting niet werd goedgekeurd moest de meting opnieuw uitgevoerd worden. Wel werd de volgorde van de condities willekeurig gekozen om volgorde-effect te voorkomen.

Voor de metingen was het noodzakelijk dat de deelnemer eigen schoeisel meebrengt met een lage hakhoogte en een zo dun en soepel mogelijke loopzool. Onder een zo soepel mogelijke schoen werd een schoen verstaan met een hakhoogte van maximaal 20 mm, een loopzool die zacht is, indrukbaar en makkelijk plooibaar en met een dikte van maximaal 15 mm.

Tabel 1: metingen

	Prothesevoet	Schoen	Prothesevoet 1: Energy-storing voet Prothesevoet 2: Dynamic Motion Schoen 1: Eigen schoeisel Schoen 2: Schoen met versnelde afwikkeling
Conditie 1	1	1	
Conditie 2	1	2	
Conditie 3	2	2	
Conditie 4	2	1	

Om ervoor te zorgen dat iedere meting op dezelfde manier werd uitgevoerd, werd een protocol (bijlage 5) opgesteld zodat de metingen reproduceerbaar zijn. Er werd geen vaste volgorde aangehouden met betrekking tot het meten in verschillende condities, om volgorde-effect te voorkomen.

2.3 Data-analyse

De metingen die via de video-opname werden vastgelegd, werden met het computerprogramma Moxie Viewer bekeken. Met dit computerprogramma werden ook de grootte van de hoeken in de knie en het onderbeen-voet segment in verschillende fasen van de gangcyclus gemeten. In dit onderzoek werden de hoeken in het sagittale vlak gemeten, omdat verwacht werd dat hier verschillen per conditie per fase in de gangcyclus uit zouden komen. Iedere fase in de gangcyclus van de prothesezijde werd bekeken, al werd er van initial-contact tot foot-flat en de fase van heel-off tot toe-off de meeste veranderingen verwacht aan de prothesezijde. De hoeken in de heup in de verschillende fasen werden niet gemeten, omdat verwacht werd dat hier geen groot meetbare verschillen te meten zouden zijn. In het onderbeen-voet segment en in de knie werden wel meetbare verschillen verwacht. De resultaten uit de metingen werden per conditie vastgelegd op een formulier (bijlage 3). De gemiddelde loopsnelheid werd berekend aan de hand van de gemeten tijd en de afgelegde afstand van de deelnemer per meting middels een tien meter looptest. De piekbelasting werd gehaald uit de beelden van Moxie Viewer waarbij een grafiek werd weergegeven met de krachten die op het lichaam uitgeoefend werden in drie verschillende richtingen. Alleen de verticale piekbelasting werd bekeken en vastgelegd, omdat dit nuttige informatie gaf met welke hoeveelheid kracht de voet op de grond werd gezet en met welke hoeveelheid kracht de voet tegen de grond werd afgezet. De verkregen resultaten van de loopsnelheid, grootte van de hoeken in de knie en onderbeen-voet segment en de piekbelasting werden in tabellen en grafieken weergegeven.

Vervolgens werd gekeken of de loopsnelheid, grootte van de hoeken in de knie en onderbeen-voet segment en piekbelasting in verschillende situaties per persoon was veranderd. Daarbij werden de condities met elkaar vergeleken waarbij steeds één variabele (schoen of prothesevoet) gelijk is:

- Energy-storing voet met eigen schoeisel versus energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling
- Dynamic Motion met eigen schoeisel versus energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling
- Schoen met versnelde afwikkeling met energy-storing voet versus schoen met versnelde afwikkeling met Dynamic Motion
- Eigen schoeisel met energy-storing voet versus eigen schoeisel met Dynamic Motion

2.4 Enquête

Om de resultaten van de metingen te kunnen vergelijken met het gevoel van de deelnemer van het onderzoek was een enquête nodig (bijlage 6). Belangrijk om te weten te komen was of de deelnemer in het dagelijks leven met verschillende soorten schoenen loopt. Was dit het geval dan is de deelnemer vaak wat sneller gewend aan het lopen met ander schoeisel. Toch moesten de deelnemers onafhankelijk van het gebruik in het dagelijks leven goed kunnen aangeven welke conditie per persoon het prettigst ervaren werd. Naast het gebruik van schoeisel in het dagelijks leven was het belangrijk hoe het lopen met verschillende prothesevoeten en schoenen ervaren werd. Om hier een beeld van te krijgen werden de termen 'comfortabel' en 'stabiel' gebruikt en werden de condities beoordeeld worden met een cijfer. Ter afsluiting werd gevraagd hoe de deelnemer het vond om mee te doen aan een onderzoek.

2.5 Statistiek

Er zijn vier condities die werden bekeken (tabel 2).

Tabel 2: Verschillende condities

	Prothesevoet	Schoen
Conditie 1	1	1
Conditie 2	1	2
Conditie 3	2	2
Conditie 4	2	1

Prothesevoet 1: Energy-storing voet
 Prothesevoet 2: Dynamic Motion
 Schoen 1: Eigen schoeisel
 Schoen 2: Schoen met versnelde afwikkeling

Deze condities werden in willekeurige volgorde uitgevoerd.

Van iedere conditie werd de loopsnelheid, piekbelasting en de grootte van de kniehoek en de grootte van de hoek in het onderbeen-voet segment vastgelegd (tabel 3). De loopsnelheid werd eerst op het formulier van de tien meter looptest genoteerd (bijlage 4) en kon vervolgens worden weergegeven in tabel 3.

Tabel 3: vastleggen parameters

Conditie		1	2	3	4
Loopsnelheid					
Piekbelasting					
Hoek knie	Initial-contact				
	Foot-flat				
	Mid-stance				
	Heel-off				
	Toe-off				
Hoek onderbeen-voet	Initial-contact				
	Foot-flat				
	Mid-stance				
	Heel-off				
	Toe-off				

Conditie één is de nulmeting, omdat dit de conditie is waarmee de deelnemers in het dagelijks leven lopen. Voor één deelnemer is conditie vier de nulmeting, de deelnemer loopt in het dagelijks leven met een Dynamic Motion.

Eerst werden conditie één en twee met elkaar vergeleken en werden conditie drie en vier met elkaar vergeleken. Daarnaast werden ook conditie twee en drie met elkaar vergeleken en conditie één met vier om te zien of het verschil maakte met welke voet het best gelopen kon worden bij het dragen van eigen schoeisel of bij een schoen met een versnelde afwikkeling.

De testen die werden uitgevoerd waren een non-parametrische t-test, omdat er bij een gewone t-test vanuit wordt gegaan dat er een normaalverdeling is, en het niet zeker was of er een normaalverdeling was. Er werd gekozen voor de wilcoxon signed rank test, omdat het ging om gepaarde waarnemingen. Wilcoxon rank sum test wordt ook wel Mann Withney U test genoemd.

Er werd een statische vergelijking opgesteld met twee factoren (prothese en schoen) met herhaalde waarnemingen (binnen één persoon) dus met een two-way ANOVA. Omdat een non-parametrische test gewenst was, werden de vergelijkingen als volgt opgesteld:

- Wilcoxon op conditie één versus twee (effect van de schoen op energy-storing voet)
- Wilcoxon op conditie drie versus vier (effect van de schoen op Dynamic Motion)
- Wilcoxon op conditie twee versus drie (effect van prothesevoet op schoen met versnelde afwikkeling)
- Wilcoxon op conditie één versus vier (effect van prothesevoet op het eigen schoeisel)

In het computerprogramma Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) werden de gegevens verwerkt.

3. Resultaten

Voordat de resultaten uit het praktijkonderzoek weergegeven worden, worden eerst de resultaten uit het literatuuronderzoek besproken. Na het praktijkonderzoek worden de resultaten uit de enquête en de statistiek weergegeven.

3.1 Literatuuronderzoek

In dit onderzoek werd in het bijzonder gezocht naar artikelen over onderbeenprothesen, artikelen over orthopedische schoenen in combinatie met onderbeenprothesen en artikelen over onderbeenprothesen in combinatie met schoenen en artikelen over schoenen. Er werd naar deze onderwerpen gezocht, omdat er tot nu toe weinig duidelijkheid is of de combinatie van deze twee hulpmiddelen elkaars werking beïnvloeden. In de literatuur werden artikelen gevonden over eigenschappen van een prothesevoet met betrekking tot het afwikkelpatroon en eigenschappen van de afwikkelvoorziening bij orthopedische schoenen. De prothesevoet heeft zo zijn eigenschappen die ervoor zorgen dat het lopen zo min mogelijk energie kost, maar ook de orthopedische schoen zorgt ervoor dat het lopen vergemakkelijkt wordt. Daarnaast zal ook gezocht worden op andere eigenschappen van de prothesevoet of de schoen die het afwikkelpatroon kunnen beïnvloeden.

Het gangpatroon van een prothesegebruiker heeft altijd een hoger energieverbruik dan het gangpatroon van een valide persoon. Het energieverbruik is grotendeels afhankelijk van het amputatieniveau. Hoe hoger het amputatieniveau, des te minder efficiënt het gangpatroon is. Zo zijn bilateraal geamputeerden (41%) het meest beperkt in het lopen, gevolgd door de bovenbeen geamputeerden (33%), onderbeen geamputeerden (31%) en overige amputaties als heup en voetamputaties (13%). 44% van de geamputeerden gebruikt naast het gebruik van een beenprothese ook stokken of krukken (3). Onderbeengeamputeerden die met een prothese lopen kunnen dus het best gevraagd worden om mee te doen aan het onderzoek waarbij verschillende prothesevoeten vergeleken worden omdat deze prothesegebruikers het minst beperkt zijn in hun lopen.

Het energieverbruik wordt ook bepaald door de gebruikte componenten van een prothese, zowel de koker (suspensie) als de onderbouw (prothesevoet) zijn bepalend voor een efficiënt looppatroon. De prothese zorgt ervoor dat de steunfunctie weer hersteld wordt, er stabiliteit is tijdens gaan en staan en dat het gangpatroon zo efficiënt mogelijk wordt. Deze functies worden beïnvloed door de gebruikte onderdelen en het kiezen van de juiste uitlijning voor de cliënt, daarnaast is het belangrijk om het gewicht zo licht mogelijk te houden (4). Ondanks dat getracht wordt het gewicht altijd laag mogelijk te houden, zou het gewicht van de prothesen geen invloed hebben op het energieverbruik en het lopen. Wel zou het O₂-verbruik per afstand iets lager liggen met een prototype energy-storing prothesevoet en de Flex-Foot dan met de SACH-voet, volgens 3 studies uit het systematisch literatuuronderzoek. Wel blijken de resultaten nauwelijks klinisch relevant te zijn, omdat deze gerelateerd zijn aan de verschillen in de selectie van de studiegroepen (5). Toch is het belangrijk om in het praktijkonderzoek mee te nemen dat de onderbeenprothesen zo licht mogelijk zijn in gewicht, om invloed van gewicht minimaal te houden.

De prothesevoet is een belangrijk onderdeel van de prothese, die ervoor moet zorgen dat de prothesegebruiker een veilig, stabiel en efficiënt gangpatroon kan creëren. In de loop van de tijd zijn steeds betere prothesevoeten ontwikkeld die de functie van een normale voet steeds beter

simuleren, zodat het comfort en de mobiliteit van een prothesegebruiker verbeterd werd. Een belangrijke eigenschap van een prothesevoet die het gangpatroon bepaalt, is de stijfheid van de hielbumper en de voorvoet. Zo zorgt een stijve hielbumper voor veel knieflexie tijdens initial-contact en mid-stance wat resulteert in een instabiele knie en een instabieler gangpatroon. Een te zachte hielbumper daarentegen zorgt voor een vervroegde plantairflexie wat resulteert in minder knieflexie en een stabiel gangpatroon tussen initial-contact en mid-stance (2). Een zeer flexibele voorvoet in combinatie met een vaste enkel zorgt voor een drop-off effect wat resulteert in een vroege knieflexie van mid-stance naar toe-off (6). Dit zorgt voor een vervroegd afwikkelpatroon met een meer instabiele knie en een verhoogd O_2 -verbruik, omdat de spieren harder moeten werken om de knie enigszins stabiel te houden (2). Een te stijve voorvoet zou voor een vertraagd gangpatroon kunnen zorgen waarbij de knie tussen mid-stance en toe-off te lang in extensie blijft voordat deze naar flexie gaat en de hiel loskomt van de grond. Belangrijk is dat de twee typen prothesevoeten die gebruikt worden in het praktijkonderzoek niet te stijf maar ook niet te zacht zijn in voorvoet- en hielregio.

Uit onderzoek waarbij de eigenschappen van de hielregio van prothesevoeten en schoenen onderzocht wordt, blijkt dat met verschillende prothesevoeten bij verschillende loopsnelheden verschillende piekbelastingen ontstaan (7). Met de laagste belastingssnelheid van 0.2 m/s gaf de Dynamic Plus de hoogste piekbelasting, gevolgd door de SAFE 2, Seattle en Variflex. Bij een hogere belastingssnelheid van 0.4 m/s gaf de SACH-voet de hoogste piekbelasting, gevolgd door de Dynamic Plus, SAFE 2, Seattle, Variflex, Single-Axis, LuXon Max DP. Met de hoogste belastingssnelheid van 0.6 m/s gaf de SAFE 2 de hoogste piekbelasting, gevolgd door de Dynamic Plus, Variflex, Seattle. Doordat de prothesevoeten vervaardigd zijn uit verschillende materialen, verloopt de stijging van het energieverlies/energieabsorptie niet constant met de snelheid. De belasting van de Seattle voet is ook bekeken in combinatie met drie verschillende schoenen: een running schoen, een wandelschoen en een orthopedische schoen. Het lopen met deze schoenen in combinatie met de prothesevoet resulteerde in een groter energieverlies, behalve bij 0.6 m/s (7). De LuXon Max DP was de enige prothesevoet waarbij het energieverlies minder werd naarmate de snelheid groter werd. Er kan gezegd worden dat deze prothesevoet goed gebruikt kan worden bij actievere prothesegebruikers. Voor patiënten die een groter risico hebben op weefselbeschadiging zijn prothesevoeten die een groter energieverlies hebben meer aangewezen. Deze prothesevoeten zijn in hielregio zachter, waardoor initial-contact soepeler verloopt waardoor minder grote krachten op de stomp inwerken. Ook wordt naar aanleiding van deze resultaten gesuggereerd dat de prothesegebruiker met een verhoogd risico op weefselbeschadiging beter met schoenen aan kan lopen dan lopen zonder schoenen, omdat het energieverlies door het gebruik van de schoenen bevorderd wordt en de krachten beter verdeeld worden en daardoor het risico op letsel verminderd wordt (7). Wel blijft het lastig om deze resultaten hard te maken, omdat een voet-schoencombinatie een complex model is die in de literatuur niet te vinden is waarbij de hielstructuren met elkaar vergeleken kunnen worden. Het bekijken van een voet-schoencombinatie blijkt in de praktijk vaak te complex te zijn om echt iets te kunnen vergelijken. Er kan uit dit onderzoek geen conclusie worden getrokken daarom is dit onderzoek van belang om mogelijk wel een antwoord op de vraag te kunnen geven wat de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling is op het gangpatroon van de prothesegebruiker.

Het energieverbruik tijdens lopen is lager met een prothesevoet met een goed gevormde afwikkelvorm dan met een vlakke of puntige voet (8). Het energieverbruik is optimaal wanneer gekozen wordt voor een voet met een kromming die 30% van de beenlengte bedraagt. Daarbij wordt de kromming in het intacte gezonde been niet beïnvloed door de loopsnelheid, het gewicht en de

hakhoogte van een schoen. Wel veroorzaken schoenen mogelijk een vermindering van de radius van de kromming. Door de voet-schoencombinatie worden de afwikkelvormen eerder neutraal georiënteerd. De schoenen zorgen voor een kleine vermindering van de kromtestraal, waardoor de prothesevoeten meer op elkaar gaan lijken. Deze verandering zal te maken hebben met de schoenstijfheid en de vorm van de loopzool. Uit onderzoek blijkt dat de dikte van de zool de afwikkelvorm bepaalt (3). Daardoor zorgt een voet-schoencombinatie niet alleen tot een neutralisatie van de afwikkelvorm, maar leidt dit echt tot een verandering van de kromming. Deze resultaten zijn aan de hand van mechanische testen tot stand gekomen. Hierdoor werden de testen niet door het unieke gangpatroon van de prothesegebruiker beïnvloed, en kan de geamputeerde zijn gangpatroon niet aanpassen aan de eigenschappen van de voet-schoencombinatie. Waarschijnlijk beïnvloedt de voet-schoencombinatie het functionele aspect sterker, dus zou een meting met geamputeerden ook waardevolle informatie geven (8). Belangrijke eigenschappen van de schoen en de prothesevoet die de afwikkeling bepalen zijn de dikte van de afwikkeling en de vorm van de afwikkeling.

Uit een systematisch literatuuronderzoek blijkt dat in de meeste studies de zelf gekozen comfortabele loopsnelheid niet beïnvloed wordt door het type prothesevoet bij zowel traumatisch transtibiaal geamputeerden als bij vasculaire transtibiaal geamputeerden en traumatisch transfemoraal geamputeerden (9). Dit geeft een positief effect aan de onderzoeken, omdat deze factor dan constant is en dit betere resultaten geeft. Wel moeten de andere condities zo veel mogelijk gelijk gehouden worden om ruis in de resultaten te voorkomen. Gezonde onderste extremiteiten zijn in staat om zich aan te passen aan verschillende omstandigheden die in verband staan met verschillende loopsnelheden om gelijkaardige afwikkelvormen te behouden (10). In praktijkonderzoek wordt de comfortabele loopsnelheid dus niet beïnvloed door het type prothesevoet dat gebruikt wordt in de meting. Dit neemt mogelijke ruis weg uit het onderzoek.

Wanneer onderzocht gaat worden of het lopen met een onderbeenprothese in combinatie met verschillende schoenen een beter en efficiënter of juist een slechter en minder efficiënt looppatroon geeft, moeten een aantal criteria opgesteld worden. Een daarvan is de hakhoogte van de schoenen. Onderzocht is dat de hakhoogte van de schoen (plat 0 mm, middel 37 ± 10 mm, hoog 71 ± 17 mm) de afwikkelvormen niet merkbaar veranderen. Dit wordt veroorzaakt door het automatisch aanpassingsmechanisme van het enkel-voetsysteem bij een valide gebruiker. Aangetoond is dat bij zeer hoge hakken het enkel-voetsysteem beperkt is en zich slecht kan aanpassen aan de veranderde situatie (11). Mocht er in het praktijkonderzoek een klein verschil zijn in hielheffing tussen het type schoeisel, kan het resultaat daarvan in het gangpatroon van de deelnemer niet heel groot zijn door het aanpassingsvermogen van de prothesegebruiker. Beter wordt dit verschil wel voorkomen.

In het onderzoek van Vanderpool, Collins en Kuo wordt het energieverbruik tijdens het lopen met een gefixeerde enkel onderzocht (12). Uit de resultaten blijkt dat het lopen met een gefixeerde enkel niet tot een verhoogd energieverbruik hoeft te leiden, mits er een goede vorm en dikte van de afwikkeling aanwezig is in de schoen (12). Door de afwikkeling in de schoen wordt de functie van de actieve plantairflexie (afzet) overgenomen zodat het minder moeite kost om over het lichaamszwaartepunt te komen. Het lopen met een gefixeerde enkel zou misschien vergeleken kunnen worden met een stugge prothesevoet zonder 'enkelgewricht', zoals een energy-storing voet. Deze energy-storing voet absorbeert de energie tijdens initial-contact en geeft energie tijdens de afzet weer af (9). Ook toont onderzoek aan dat het lopen met een gefixeerd tibiotalair-gewricht leidt

tot een hoger energieverbruik dan het 'normale' lopen (13). Mensen met een gefixeerd gewricht passen hun staplengte aan om te compenseren in het energieverbruik, ondanks de verminderde staplengte lukt het niet om zich aan te passen aan het 'normale' energieverbruik. Het gebruik van MBT-schoenen leidde in dit onderzoek wel tot een vermindering van de bewegingsuitslag in de enkel, maar leidt juist tot een hoger energieverbruik (13). Het gebruik van MBT-schoenen leidt tot een hoger energieverbruik, waardoor de staplengte gecompenseerd wordt en kleiner wordt. Het gebruik van de MBT-schoen kan leiden tot een verlaagde comfortabele loopsnelheid. De MBT-schoen is geen goede keuze om te gebruiken als schoen met versnelde afwikkeling in dit onderzoek.

3.2 Praktijkonderzoek

Eerst zijn de resultaten van de deelnemers in het algemeen beschreven. Het gaat hier om algemene informatie zoals de oorzaak van amputatie, leeftijd en specificaties over de gebruikte prothesevoet en schoen. Daarna zijn de resultaten van alle deelnemers uit de metingen beschreven waarbij de resultaten per parameter is weergegeven. Na de meetresultaten zijn de resultaten uit de enquête weergegeven en als laatst is het statistische gedeelte van de meetresultaten weergegeven.

3.2.1 Algemeen

De metingen zijn uitgevoerd aan de hand van een opgesteld protocol (bijlage 5). Er zijn vier condities die gemeten zijn, namelijk:

- Energy-storing voet met eigen schoen
- Energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling
- Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling
- Dynamic Motion met eigen schoen

De condities zijn in willekeurige volgorde gemeten om volgorde-effect te voorkomen. Daarbij moet vermeld worden dat vier deelnemers in het dagelijks leven lopen met de energy-storing voet en dat één deelnemer in het dagelijks leven met een Dynamic Motion loopt.

Om dit onderzoek uit te kunnen voeren hebben vijf deelnemers deelgenomen aan dit onderzoek. De leeftijd van de deelnemers varieert van 21 tot en met 67 jaar. Er is wel een duidelijke verdeling in twee groepen te zien, namelijk een groep waarbij de leeftijd tussen 21-25 jaar ligt (drie deelnemers) en een groep waarbij de leeftijd tussen 64-67 jaar ligt (twee deelnemers). Vier van de deelnemers hebben activiteitsniveau (K-level) vier en één deelnemer K-level drie. De oorzaak van amputatie is bij drie deelnemers door trauma, bij één deelnemer door een tumor in het onderbeen en één deelnemer is geboren met deze afwijking. Vier van de deelnemers zijn direct nadat de stomp protheserijp werd gaan lopen met een prothese. De deelnemer met de geboren afwijking heeft drie jaar na de geboorte de eerste prothesevoorziening gekregen. Drie van de deelnemers lopen met onderbeenprothese met ophanging door middel van een liner met pinsysteem. Twee deelnemers lopen met een onderbeenprothese met ophanging door een Kondyle-Bettung-Munster-systeem (KBM-koker) waarbij de bovenzijde van de prothese tijdens de zwaai fase blijft hangen aan de femurcondylen. De koker zit strak om de onderbeenstomp en het steunvlak van de stomp wordt gecreëerd door een afsteuning op de tibiaplateauvlakken en de patellapees. Drie van de deelnemers loopt met een prothesevoet type C-walk van Otto Bock. Een deelnemer loopt met een Flex-Foot van Össur en één deelnemer loopt met de Dynamic Motion van Otto Bock. Vier deelnemers lopen dus

met hun eigen prothesevoet en afwisselend met de Dynamic Motion, één deelnemer loopt met de eigen Dynamic Motion en afwisselend met de C-walk (tabel 4).

Tabel 4: gegevens deelnemers

Deelnemer	1	2	3	4	5
Leeftijd	21	25	64	23	67
Oorzaak amputatie	Tumor onderbeen	Trauma	Trauma	Aangeboren	Trauma
K-level	4	4	4	4	3
Ervaring met prothese (jaren)	17	3	39	21	22
Aangedane zijde	Links	Rechts	Links	Rechts	Links
Gewicht (kg)	60	95	60	65	90
Type prothese	Liner met pinsysteem	Liner met pinsysteem	KBM	Liner met pinsysteem	KBM
Type prothesevoet	C-walk	Flex-Foot	Dynamic Motion	C-walk	C-walk
Schoenmaat	43	46	38	38	43
Hakhoogte eigen schoeisel	9 mm	12 mm	16 mm	9 mm	5 mm
Hakhoogte schoen met versnelde afwikkeling	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm	15 mm

3.2.2 Comfortabele loopsnelheid en piekbelasting

Wanneer de resultaten uit tabel 5 voor de comfortabele loopsnelheid bekeken wordt, is de comfortabele loopsnelheid bij deelnemer één, twee en drie het hoogst in de conditie waarbij

Tabel 5: comfortabele loopsnelheid en piekbelasting deelnemers

Conditie			1	2	3	4
Comfortabele loopsnelheid (m/min)		Deelnemer 1	113,40	109,80	106,80	106,80
		Deelnemer 2	85,20	82,80	84,60	80,40
		Deelnemer 3	64,20	63,00	58,80	58,20
		Deelnemer 4	87,00	88,20	82,20	87,00
		Deelnemer 5	72,60	70,80	75,00	75,60
Piekbelasting verticale vector (N)	vroege standfase	Deelnemer 1	612,33	652,67	600,50	615,67
	late standfase		621,33	663,33	629,50	633,00
	vroege standfase	Deelnemer 2	1047,67	1118,00	1047,67	1052,00
	late standfase		1101,00	1121,00	1059,33	1088,33
	vroege standfase	Deelnemer 3	615,33	638,00	614,67	628,67
	late standfase		598,67	597,67	615,33	623,00
	vroege standfase	Deelnemer 4	702,67	695,33	679,33	700,00
	late standfase		653,33	590,67	631,00	638,33
	vroege standfase	Deelnemer 5	904,00	926,33	872,33	909,33
	late standfase		891,67	874,67	799,00	828,33

gelopen werd met energy-storing voet en eigen schoeisel. Deelnemer vier haalde de hoogste comfortabele loopsnelheid in de conditie waarbij gelopen werd met energy-storing voet en schoen met versnelde afwikkeling. Deelnemer vijf haalde de hoogste comfortabele loopsnelheid in de conditie waarbij gelopen werd met de Dynamic Motion en de schoen met versnelde afwikkeling. Drie van de vijf deelnemers behaalden de hoogste comfortabele loopsnelheid in de conditie waarbij gelopen werd met de Dynamic Motion en de schoen met de versnelde afwikkeling. De laagste comfortabele loopsnelheid werd door deelnemer twee en drie gehaald in diezelfde conditie. Door deelnemer één werd de laagste comfortabele loopsnelheid gehaald in de condities waarbij gelopen werd met Dynamic Motion in combinatie met schoen met versnelde afwikkeling en eigen schoeisel. Deelnemer vier liep het minst snel in de conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling. Deelnemer vijf liep het minst snel met de energy-storing voet in combinatie met de schoen met versnelde afwikkeling. Drie van de vier deelnemers haalt de laagste comfortabele loopsnelheid uit de conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion en eigen schoeisel.

De normale loopsnelheid bij een gezond persoon is 80 m/min, de loopsnelheid van een traumatisch onderbeengeamputeerde is 71 m/min. De deelnemers één, twee en vier lopen met een hogere loopsnelheid dan teruggevonden is in de literatuur. Deelnemer drie loopt met een loopsnelheid die onder het gemiddelde niveau van de traumatisch onderbeengeamputeerden ligt. Deelnemer vijf loopt met een loopsnelheid die overeenkomt met de loopsnelheid van een traumatisch onderbeengeamputeerde (2).

Uit de metingen komt naar voren dat conditie één waarbij gelopen werd met een energy-storing voet en eigen schoeisel wel voor de hoogste comfortabele loopsnelheid zorgt bij 60% van de deelnemers. Conditie vier waarbij gelopen werd met de Dynamic Motion in combinatie met de schoen met de versnelde afwikkeling zorgde bij 60% van de deelnemers voor de laagste comfortabele loopsnelheid. Wanneer de piekbelasting bekeken wordt, zorgt conditie drie (Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling) bij 100% voor de laagste piekbelasting in de vroege standfase van initial contact tot mid-stance. Dit is een gunstig meetresultaat, omdat de laagste piekbelasting in de vroege standfase zorgt voor de laagste krachthinwerking op de stomp wat minder drukplekken als gevolg heeft. Conditie twee daarentegen zorgt bij 80% voor de hoogste piekbelasting in de vroege standfase want een hogere krachthinwerking op de stomp als gevolg heeft. Bij de piekbelasting in de late standfase, van mid-stance tot heel-off, wordt de hoogste piekbelasting behaald bij conditie één en twee door ieder 20% van de deelnemers. Een hoge piekbelasting in de late standfase is gunstig omdat dit voor een teenafzet zorgt die minder energie kost. De laagste piekbelasting in de late standfase wordt bereikt in conditie twee en drie door ieder 20% van de deelnemers.

Het gebruik van de Dynamic Motion in combinatie met de schoen met de versnelde afwikkeling zou voor een prothesegebruiker met diabetes of vaatlijden het meest gunstig zijn, omdat deze voet-schoencombinatie voor de minste piekbelasting in de vroege standfase zorgt waardoor de kans op drukplekken of ulcera lager is dan bij de andere condities.

3.2.3 Bewegingsuitslag knie

Voordat de resultaten van de bewegingsuitslag van de knie met elkaar vergeleken werden die in figuur 1 getoond zijn, moest er rekening gehouden worden met de 9 millimeter hielheffing van het eigen schoeisel en de 15 millimeter hielheffing van de schoen met versnelde afwikkeling. Het verschil

in hielheffing kan ervoor gezorgd hebben dat bij het lopen met de schoen met versnelde afwikkeling de knie tussen initial-contact en mid-stance iets eerder of iets meer in knieflexie komt.

Voor het gemak zijn hier de vier condities uitgeschreven en genummerd:

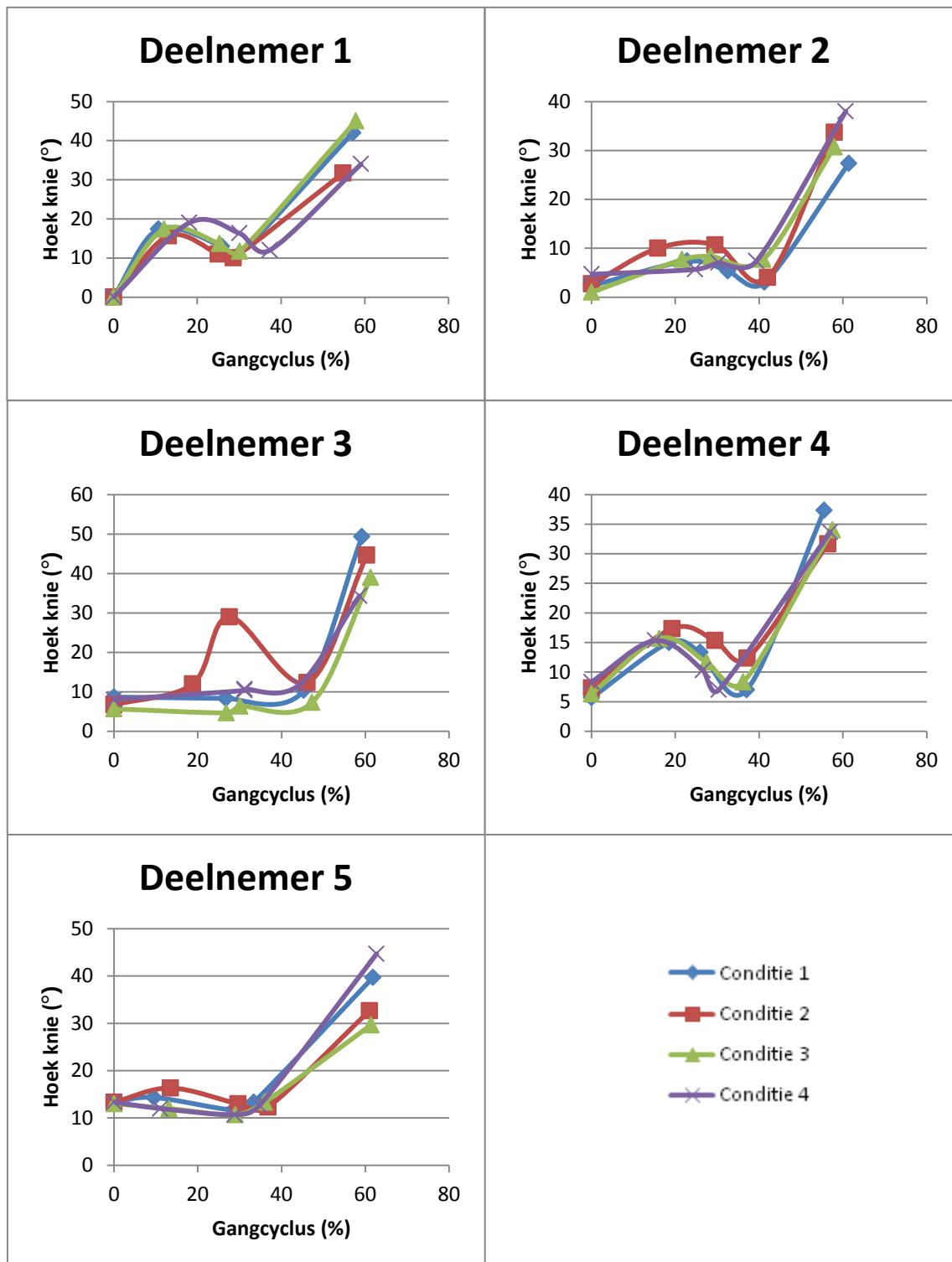
1. Energy-storing voet met eigen schoeisel
2. Energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling
3. Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling
4. Dynamic Motion met eigen schoeisel

Deelnemer één: De waarden bij initial-contact starten allemaal op nul graden. Dit is te wijten aan een meetfout tijdens de metingen. De camera in het sagittale vlak stond foutief ingesteld waardoor de marker op de heup buiten beeld viel waardoor de kniehoek niet gemeten kon worden. Ten opzichte van conditie één, twee, drie startte foot-flat bij conditie vier vrij laat en was er meer knieflexie. Mid-stance startte bij conditie één, twee en drie tegelijk en de waarden van knieflexie waren gelijk. In conditie vier startte mid-stance later en was er meer knieflexie. Bij conditie één, twee en drie volgden mid-stance en heel-off elkaar snel op, bij conditie vier lagen deze perioden verder uit elkaar. Ook was er meer knieflexie tijdens mid-stance en heel-off in conditie vier. Conditie één, drie en vier eindigden tegelijkertijd, in conditie één en drie was er meer knieflexie dan in conditie vier. Toe-off startte bij conditie twee eerder en er was minder knieflexie dan in conditie één, drie en vier.

Deelnemer twee: Waarden van de kniehoek tijdens initial-contact waren verspreid. Conditie twee viel op tijdens foot-flat qua waarde en qua tijd. Er was in conditie twee eerder foot-flat en meer knieflexie dan in de andere condities. De periode tussen foot-flat en mid-stance lagen in conditie twee verder uit elkaar dan bij de andere condities. Mid-stance startte in alle condities nagenoeg gelijk, alleen was er bij conditie twee meer knieflexie. Heel-off startte in alle condities nagenoeg gelijk, in conditie vier en drie was er meer knieflexie aanwezig dan in conditie één en twee. Toe-off startte in conditie twee en drie tegelijk, waarbij conditie twee iets meer knieflexie liet zien. Toe-off startte in conditie één en vier later dan bij conditie twee en drie. In conditie vier was duidelijk meer knieflexie te zien, conditie één liet een laagste waarde aan knieflexie zien.

Deelnemer drie: De waarden van knieflexie waren tijdens initial-contact hetzelfde. Foot-flat startte in conditie twee eerder dan bij de andere condities, opmerkelijk was ook deze veel grotere knieflexie in conditie twee. Mogelijk was dit een meetfout. Mid-stance en foot-flat liepen gelijk in conditie één en in conditie vier en ook de waarden in knieflexie waren gelijk. Heel-off vond in alle condities tegelijk plaats, waarbij in conditie drie minder knieflexie aanwezig was. Toe-off startte in alle condities nagenoeg gelijk, de waarden in knieflexie verschilden. In conditie één was de meeste knieflexie aanwezig, gevolgd door conditie twee, drie en vier.

Deelnemer vier: De waarden van knieflexie tijdens initial-contact waren nagenoeg gelijk. In conditie drie en vier startte foot-flat eerder dan in conditie één en twee. In conditie twee was er bij foot-flat meer knieflexie dan in de andere condities. Mid-stance startte in conditie twee later en er was dan meer knieflexie aanwezig dan in andere condities. Heel-off startte in conditie vier vlak na mid-stance in vergelijking met de andere condities. Wel was er in conditie vier evenveel knieflexie als in conditie één en drie. In conditie twee was er tijdens heel-off meer knieflexie aanwezig. Toe-off startte in alle condities op hetzelfde moment, wel was er in conditie één meer knieflexie te zien dan in andere condities.



Figuur 1: bewegingsuitslag knie alle deelnemers

Deelnemer vijf: De waarden van initial-contact lagen in vergelijking met de andere deelnemers hoger, dat wil zeggen dat deelnemer vijf met meer knieflexie startte dan de andere deelnemers. In conditie één en vier werd eerder gestart met foot-flat waarbij de waarden van knieflexie tussen die van conditie twee en drie in lagen. De periode van mid-stance en heel-off lagen bij deelnemer vijf dicht op elkaar. Ook lagen de waarden van knieflexie dicht bij elkaar. Toe-off startte in alle condities tegelijk, de meeste knieflexie gebeurde in conditie vier. Conditie één had een kleinere knieflexie dan

in conditie vier en conditie twee en drie hadden een kleinere knieflexie in vergelijking met conditie één.

Uit de grafieken in figuur 1 komt naar voren dat het lopen met energy-storing voet en schoen met versnelde afwikkeling (conditie 2) bij 80% van de deelnemers voor een grotere knieflexie zorgt tijdens foot-flat en mid-stance dan bij de andere condities.

3.2.4 Bewegingsuitslag onderbeen-voet segment

Voordat de resultaten van de bewegingsuitslag van het onderbeen-voet segment met elkaar werden vergeleken (figuur 2), moest er rekening gehouden worden met de 9 millimeter hielheffing van het eigen schoeisel en de 15 millimeter hielheffing van de schoen met versnelde afwikkeling. Het verschil in hielheffing kan ervoor gezorgd hebben dat bij het lopen met de schoen met versnelde afwikkeling de knie tussen initial-contact en mid-stance iets eerder of iets meer in knieflexie komt.

Deelnemer één: De waarden van de hoek tussen onderbeen en voet was groot tussen alle condities. Conditie één en drie startten in plantairflexie, terwijl in conditie twee en vier gestart werd in dorsaalflexie. Foot-flat startte in conditie één, twee en drie op hetzelfde moment in plantairflexie, terwijl foot-flat in conditie vier veel later startte en in neutrale hoek. Bij conditie één, twee en drie lagen mid-stance en heel-off redelijk dicht bij elkaar en waren de waarden nagenoeg gelijk. Bij conditie één was er meer dorsaalflexie dan bij conditie twee en drie. Mid-stance en heel-off startten bij conditie vier een stuk later, en was er een grotere dorsaalflexie aanwezig tijdens heel-off. Toe-off startte bij conditie twee iets eerder en bij conditie vier iets later dan bij conditie één en drie.

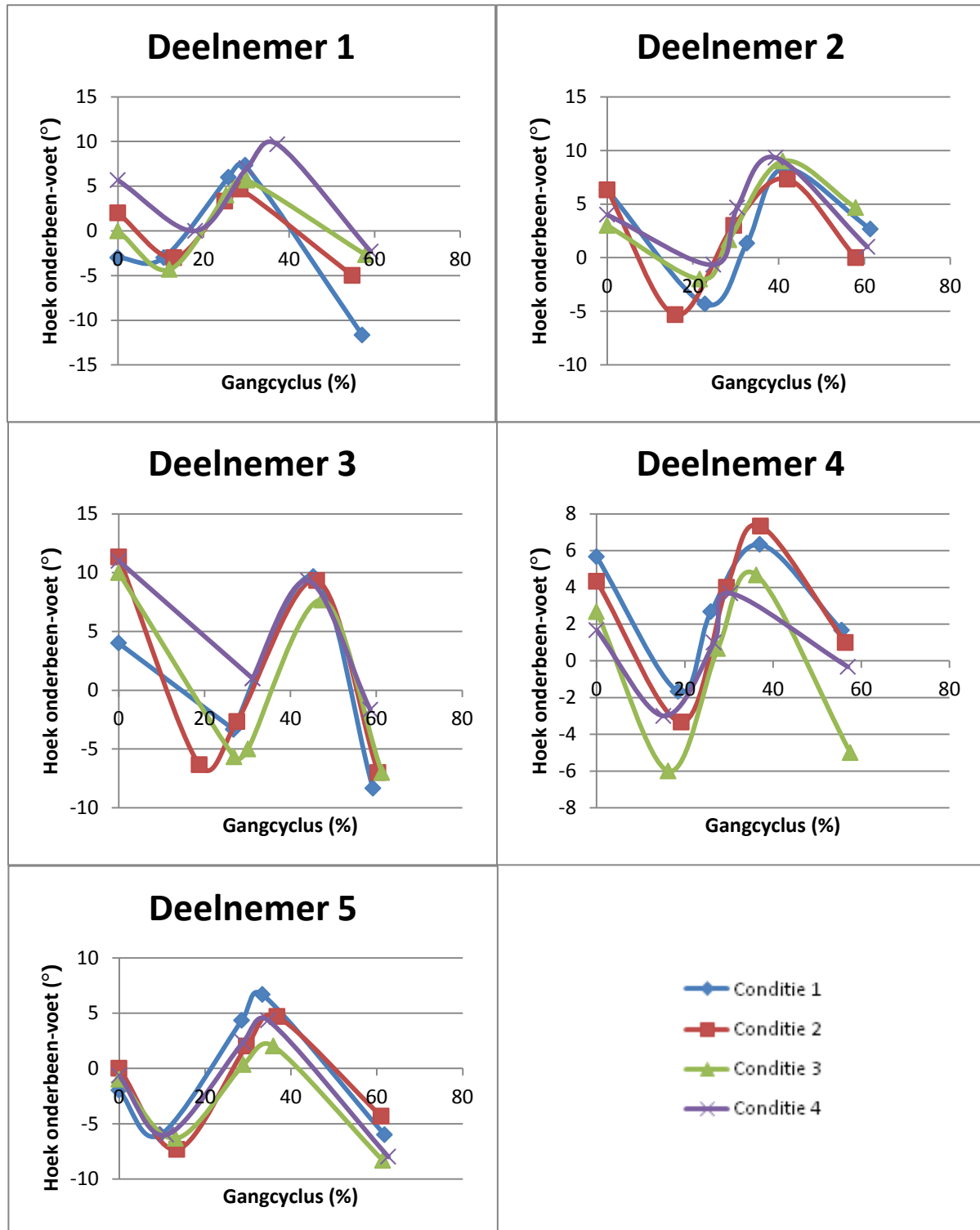
Deelnemer twee: Initial contact startte bij alle condities in dorsaalflexie. Het moment van foot-flat startte verschillend bij de vier condities, waarbij conditie twee foot-flat het eerst startte en het meeste plantairflexie liet zien. Bij conditie vier startte foot-flat het laatst en was er het minste plantairflexie aanwezig. Mid-stance startte in alle vier de condities gelijk, waarbij conditie één het minst aan dorsaalflexie liet zien en conditie vier de meeste dorsaalflexie. Heel-off startte in alle condities gelijk met dezelfde hoeveelheid dorsaalflexie. Toe-off startte in conditie twee en drie iets eerder, waarbij conditie drie de meeste dorsaalflexie liet zien en conditie twee een neutrale hoek. Conditie één en vier lagen hier tussenin.

Deelnemer drie: Conditie liet een afwijkende bewegingsuitslag zien aan het begin van heel-off. Conditie één had een minder grote dorsaalflexie dan in de andere condities. Foot-flat en mid-stance startten op hetzelfde moment bij conditie één en vier, waarbij conditie vier dorsaalflexie liet zien en conditie één plantairflexie. Foot-flat en mid-stance startten in conditie twee eerder dan in de andere condities, maar had in conditie drie wel een gelijke waarde als in conditie twee tijdens foot-flat. Heel-off en toe-off liepen in alle condities gelijk en met dezelfde waarden.

Deelnemer vier: Bij deelnemer vier startten de fasen van de gangcyclus ongeveer gelijk, alleen lagen de waarden verspreid. Overall haalde conditie drie de laagste waarden in dorsaal- en plantairflexie.

Deelnemer vijf: De vier condities liepen de gehele periode gelijk, alleen de waarden verschilden iets van elkaar, waarbij conditie één wat meer dorsaalflexie aanwezig was dan bij de andere condities.

Uit de grafieken in figuur 2 komt naar voren dat er teveel variatie tussen de meetresultaten zit, waardoor er niets gezegd kan worden of een conditie voor meer of minder plantair- of dorsaalflexie in de gangcyclus zorgt.



Figuur 2: bewegingsuitslag onderbeen-voet segment alle deelnemers

3.3 Enquête

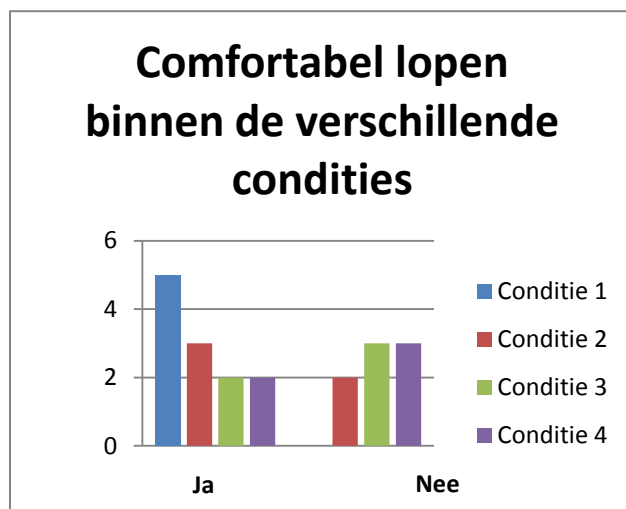
De uitwerking van de enquête is terug te vinden in bijlage 6. Eerst werd het dagelijks gebruik van verschillende soorten schoeisel bekeken. Vervolgens werden de verschillende voet-

schoencombinaties per conditie beoordeeld. Ter afsluiting werd gevraagd hoe de deelnemer de deelname aan het onderzoek had ervaren.

Uit de enquête is gebleken dat 60% van de deelnemers in het dagelijks leven verschillende soorten schoeisel draagt. Daarbij werd aangegeven dat 66% van de deelnemers die verschillende soorten schoeisel draagt, het prettig vindt om met schoenen met een dunne loopzool te lopen, waaronder sneakers. 33% van de deelnemers die verschillend schoeisel draagt, geeft aan eens per week een schoen met een stugge loopzool te dragen en dit ook prettig te vinden.

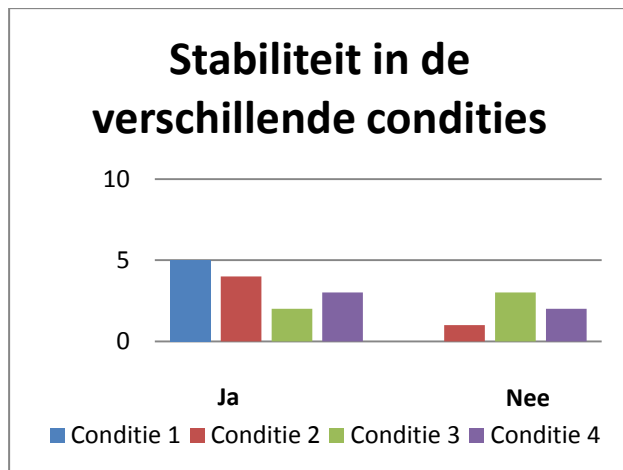
Op de vraag of de deelnemer in het dagelijks leven of in de vrije tijd wandelschoenen of bergschoenen draagt, gaf 66% aan dit niet te doen. Ook gaven zij aan dat zij nooit een schoen met een hak hoger dan twee centimeter dragen.

De vraag 'Kon u comfortabel lopen met deze voet-schoencombinatie' werd in verschillende condities gesteld, waarbij iedereen aangaf comfortabel te lopen met eigen schoenen en energy-storing voet (dit is in figuur 3 conditie één). Tijdens het lopen met de energy-storing voet en de schoen met versnelde afwikkeling (conditie twee in deze figuur) en het lopen met Dynamic Motion en eigen schoeisel (conditie vier in deze figuur) gaf 60% aan met deze voet-schoencombinatie comfortabel te lopen. Het lopen met Dynamic Motion en schoen met versnelde afwikkeling (conditie drie in deze figuur) werd door 60% niet comfortabel gevonden (figuur 3).



Figuur 3: comfortabel lopen

In onderstaande figuur (figuur 4) is weergegeven hoe stabiel de deelnemer zich voelde tijdens het lopen met verschillende voet-schoencombinaties. Iedereen beantwoordde de vraag 'voelde u zich stabiel met deze voet-schoencombinatie' bij het lopen met energy-storing voet en eigen schoen (conditie één in deze figuur) met 'ja'. Ook werd het lopen met energy-storing voet en schoen met versnelde afwikkeling (in deze figuur conditie twee) door 80% beoordeeld met een 'ja'. De conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion en eigen schoeisel (conditie vier in deze figuur) werd door 60% beantwoord met 'ja'. De conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion en schoen met versnelde afwikkeling (in deze figuur conditie drie) werd door 60% beantwoord met 'nee'.



Figuur 4: Stabiliteit tijdens het lopen

Op basis van een schaalwaardering werd geprobeerd een indruk te krijgen van de best lopende conditie. Hierbij kreeg de conditie waarbij gelopen werd met eigen schoenen en energy-storing voet (conditie één in tabel 6) de beste beoordeling met gemiddeld een 8.4. De conditie die het slechtst beoordeeld werd was de conditie waarbij met de Dynamic Motion en een schoen met versnelde afwikkeling (in tabel conditie drie) werd gelopen. Deze conditie werd gemiddeld met een 5.4 beoordeeld. In tabel 6 is de beoordeling van de condities weergegeven. De conditie waarbij gelopen werd met energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling is weergegeven als conditie twee. De conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion met eigen schoeisel is in tabel 6 weergegeven als conditie vier.

Tabel 6: beoordeling condities

		Deelnemer 1	Deelnemer 2	Deelnemer 3	Deelnemer 4	Deelnemer 5	Gemiddeld
Conditie	1	8	10	8	8	8	8,4
	2	8	6	7	7	9	7,4
	3	4	2	6	7	8	5,4
	4	7	2	5	8	8	6

De vraag 'Hoe vond u het om deel te nemen aan het onderzoek' werd gemiddeld met het cijfer 9.3 beantwoord.

3.4 Statistiek

Er zijn vijf deelnemers geweest aan dit onderzoek en hebben ieder met vier verschillende condities gelopen. Voor het gemak worden deze condities genummerd, omdat de condities in de tabel makkelijker terug te vinden zijn:

1. Energy-storing voet + eigen schoeisel
2. Energy-storing voet + schoen met versnelde afwikkeling
3. Dynamic Motion + schoen met versnelde afwikkeling
4. Dynamic Motion + eigen schoeisel

Het lopen met deze condities werd per deelnemer in willekeurige volgorde uitgevoerd. Bij iedere conditie werden de staplengte, piekbelasting en grootte van de kniehoek en hoek tussen onderbeen en voet vastgelegd in tabel 3.

Eerst werd het gemiddelde van de deelnemers met de standaarddeviatie berekend per conditie in tabel 7.

Tabel 7: Gemiddelde en standaarddeviatie

	Conditie 1		Conditie 2		Conditie 3		Conditie 4	
	Gemiddelde	SD	Gemiddelde	SD	Gemiddelde	SD	Gemiddelde	SD
Loopsnelheid	83,28	20,42	82,08	19,21	82,32	16,06	82,80	15,79
Hoek knie tijdens IC	7,33	4,62	7,25	4,49	6,75	4,91	8,75	3,55
Hoek knie tijdens MS	10,80	3,24	11,27	3,33	14,67	8,24	10,53	3,57
Hoek knie tijdens TO	36,13	5,68	33,74	3,06	36,80	7,51	39,93	6,87
Hoek onderbeen-voet segment tijdens IC	3,60	5,95	4,53	3,88	3,20	4,85	2,93	2,47
Hoek onderbeen-voet segment tijdens MS	3,07	2,10	1,47	3,69	0,80	2,41	2,33	3,91
Hoek onderbeen-voet segment tijdens TO	-3,00	5,91	-3,07	3,42	-3,67	5,13	-3,60	4,34

In tabel 7 zijn de gemiddelde waarden in conditie twee het meest afwijkend bij de hoek van het onderbeen-voet segment tijdens initial-contact, mid-stance en toe-off.

Om te weten te komen welke conditie beter was dan de andere, werden de volgende vergelijkingen opgesteld waarbij de factor ‘prothesevoet’ of de factor ‘schoen’ hetzelfde bleef:

1. Is conditie twee beter dan één?
2. Is conditie drie beter dan vier?
3. Is conditie drie beter dan conditie twee?
4. Is conditie vier beter dan conditie één?

Om de condities met elkaar te kunnen vergelijken, werden de parameters comfortabele loopsnelheid, de hoek in knie en onderbeen-voet segment tijdens initial-contact, mid-stance en toe-off getest aan de hand van een Wilcoxon Rank Sum test ofwel een Mann-Whitney U test. Deze test is een non-parametrische t-test, omdat er in deze situatie met weinig deelnemers vanuit wordt gegaan dat er geen normaalverdeling is.

Tabel 8: p-waarden

	2 vs 1	4 vs 3	3 vs 2	4 vs 1
Loopsnelheid	0,917	0,834	0,917	1.000
Hoek knie tijdens IC	1,000	0,386	0,773	0,468
Hoek knie tijdens MS	0,916	0,248	0,675	0,530
Hoek knie tijdens TO	0,249	0,462	0,753	0,602
Hoek onderbeen-voet segment tijdens IC	0,834	0,600	0,530	0,674
Hoek onderbeen-voet segment tijdens MS	0,754	0,347	0,402	0,834
Hoek onderbeen-voet segment tijdens TO	0,754	0,834	0,599	0,602

Uit tabel 8 blijkt dat de kans vrij groot was dat er geen verschil was tussen de verschillende condities. De meest opmerkelijke waarden zijn gevonden in de vergelijking tussen conditie twee met één en tussen conditie vier met drie. In de vergelijking tussen conditie twee met conditie één waarbij gelopen werd met energy-storing voet in combinatie met eigen schoeisel en de protheseschoen, was het opmerkelijk dat bij de hoek in de knie tijdens toe-off een p-waarde van 0,249 was gevonden. Bij de vergelijking tussen conditie vier en drie was een opmerkelijk lage p-waarde van 0.248 gevonden bij de kniehoek tijdens mid-stance. De andere p-waarden in de vergelijking tussen conditie drie en twee en conditie vier en één hadden geen opmerkelijk lage waarde en waren allemaal te hoog om te kunnen zeggen dat er een significant verschil aanwezig was. De p-waarde moet kleiner zijn dan 0.05 voordat gezegd kan worden dat er een significant verschil is.

4. Discussie

Aan het eind van dit onderzoek zijn een aantal sterke en zwakke punten naar voren gekomen. De deelnemers die hebben meegedaan aan dit onderzoek zijn allemaal vitale deelnemers die binnen de inclusie- en exclusiecriteria vielen en hadden geen drukplekken of ulcera voor, tijdens of na de metingen. Wanneer de deelnemers niet vitaal geweest waren, had hun conditie of andere factoren de metingen kunnen beïnvloeden.

Tijdens het uitvoeren van de metingen is er gebruik gemaakt van een protocol, waardoor de metingen bij iedere deelnemer op dezelfde manier zijn uitgevoerd. Wanneer dit protocol opgesteld was of niet gebruikt zou worden, zouden er veel meetfouten gemaakt worden bij het uitvoeren van de metingen. Als de uitlijning niet in iedere conditie hetzelfde gehouden werd, zouden daar de eerste meetfouten door optreden.

De uitlijning van de onderbeenprothese werd bij iedere deelnemer en in alle condities hetzelfde gehouden. Ook werd de lengte van de prothese gelijk gehouden, ondanks er verschil aan inbouwhoogte was tussen de C-walk en de Dynamic Motion en tussen de Flex-Foot en de Dynamic Motion.

In dit onderzoek werd gebruik gemaakt van een standaard schoen met een versnelde afwikkeling. Wanneer gebruik gemaakt zou worden van orthopedisch schoeisel, ontstaat door het maatwerk product altijd verschil tussen de dikte en vorm van de afwikkeling en de plaats waar het dikste punt van de afwikkeling zich bevindt waardoor er meer ruis in de meetresultaten terecht komt.

In het onderzoek werd bekeken wat de invloed van een versnelde afwikkeling is op het looppatroon van een gebruiker van een onderbeenprothese die loopt met een energy-storing voet en met een Dynamic Motion. In dit onderzoek was het aantal proefpersonen dat deelnam aan de metingen te klein om iets te kunnen zeggen over de gevonden resultaten. Wanneer de groep testpersonen groter was, kon met meer zekerheid gezegd worden dat de gevonden resultaten niet op toeval berustten waarmee de conclusie beter onderbouwd wordt.

Gekozen was om in dit onderzoek alleen de aangedane zijde te bekijken. Beter had geweest als zowel de aangedane zijde als de niet-aangedane zijde werden bekeken. De schoen heeft de meeste invloed op de aangedane zijde, omdat aan deze zijde de prothesevoet zit. Wanneer de ene zijde in het gangpatroon beïnvloedt wordt, is het belangrijk om ook de andere zijde te bekijken omdat deze zijde ook weer beïnvloedt wordt door de aangedane zijde. Toch was besloten om in dit onderzoek alleen de aangedane zijde te bekijken, omdat hier al genoeg resultaten te meten waren die misschien iets konden zeggen over de invloed van de schoen met de versnelde afwikkeling op het looppatroon van de prothesegebruiker.

In dit onderzoek liepen vier deelnemers met een energy-storing voet, waarvan drie deelnemers met een C-walk van Otto Bock en één deelnemer met de Flex-Foot van Össur. Ook liep één deelnemer in het dagelijks leven met een Dynamic Motion, waardoor het gewenningspatroon van alle deelnemers niet hetzelfde was. Beter was geweest als alle deelnemers in het dagelijks leven met dezelfde energy-storing voet lopen, bijvoorbeeld allemaal met de C-walk van Otto Bock of de Flex-Foot van Össur.

Daardoor zou iedereen aan dezelfde voet gewend zijn en is niemand gewend aan de vreemde prothesevoet, in dit geval de Dynamic Motion.

De hielheffing van de eigen schoen en de schoen met versnelde afwikkeling waren niet gelijk waardoor de uitlijning toch minimaal verschilde. Door dit verschil ontstaan er meetfouten in de meetresultaten en konden de resultaten niet nauwkeurig genoeg met elkaar vergeleken worden. Beter was geweest als er in plaats van het schoeisel van de deelnemer standaard confectioneel schoeisel gebruikt zou worden die dezelfde hielheffing heeft als de schoen met versnelde afwikkeling. Op die manier had iedereen met hetzelfde schoeisel gelopen en was de hielheffing gelijk met de schoen met de versnelde afwikkeling. Wanneer niet gekozen zou worden voor standaard confectioneel schoeisel had gebruik gemaakt kunnen worden van de L.A.S.A.R. van Otto Bock. Door gebruik te maken van dit krachtenplatform dat door belasting op de plaat een laserstraal geeft die de zwaartelijns van de persoon nabootst, kan de uitlijning hetzelfde gehouden worden. In dit onderzoek was het niet mogelijk om gebruik te maken van de L.A.S.A.R. omdat niet vanuit de vestiging Leiden kon worden meegenomen naar Heliomare.

Door de lage kwaliteit van het meetapparaat ontstond ruis in de meetresultaten. Bij kwalitatief betere meetapparatuur waren de videobeelden scherper en konden de hoeken in knie en onderbeen-voet segment nauwkeuriger worden gemeten. Ook zijn de hoeken in de knie en het onderbeen-voetsegment handmatig opgemeten waardoor er meetfouten ontstaan. Wanneer betere meetapparatuur was gebruikt was en er betere software zou zijn, was het wellicht ook mogelijk om de hoeken in knie en onderbeen-voetsegment automatisch te laten meten aan de hand van de geplaatste markers op het lichaam van de deelnemer. Het handmatig plaatsen van markers geeft ook meetfouten.

5. Conclusie

Aan het begin van het onderzoek werd de volgende hoofdvraag gesteld:

“Wat is de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese tijdens het lopen met een Dynamic Motion vergeleken met een energy-storing voet?”

In de literatuur is geen onderzoek gevonden naar de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling op het lopen met prothesevoet. Wel werd gevonden dat een dunne loopzool het effect van een prothesevoet versterkt en dat de dikte van de zool de afwikkeling beïnvloedt. Ook heeft de afwikkelvorm van de prothesevoet invloed op het afwikkelen, alleen is dit niet bekeken in combinatie met een schoen. De hakhoogte van de schoen beïnvloedt het afwikkelpatroon minimaal, dit is niet merkbaar door het aanpassingsvermogen van de mensen. Het is niet duidelijk of er vanuit gegaan kan worden dat prothesegebruikers beschikken over hetzelfde aanpassingsvermogen. De stijfheid van de voorvoet en de hielregio en de afwikkelvorm van de prothesevoet zijn bepalend voor het looppatroon van de prothesegebruiker. Er is niet onderzocht of de afwikkeling van de schoen invloed heeft op de werking van de prothesevoet waarbij de eigenschappen van de hiel- en voorvoetregio besproken worden.

Er is geen relatie gevonden tussen het lopen met een energy-storing voet in combinatie met een schoen met of zonder versnelde afwikkeling of het lopen met een Dynamic Motion voet in combinatie met een schoen met of zonder versnelde afwikkeling. Er zijn teveel verschillen gevonden in de parameters tussen de verschillende condities om daar een uitspraak over te kunnen doen. Wel werd door 60% van de deelnemers de hoogste comfortabele loopsnelheid gehaald met het lopen met een energy-storing voet en eigen schoeisel. Bij de piekbelasting in de vroege standfase werd bij alle deelnemers de laagste piekbelasting tijdens het lopen met Dynamic Motion en schoen met versnelde afwikkeling gehaald. Dit resulteert in een zo laag mogelijke krachtinwerking op de stomp, wat gunstig is voor prothesegebruikers die tot de risicogroep van diabetes en vaatlijden horen. De piekbelasting in de late standfase gaf de hoogste waarde tijdens het lopen met energy-storing voet met eigen schoeisel (40% van de deelnemers) en met versnelde afwikkeling (40% van de deelnemers). Een hoge piekbelasting in de late fase van de afzet zorgt voor een lager energieverbruik voor de prothesegebruiker. Bij de hoek in de knie werd bij 80% van de deelnemers een grotere knieflexie getoond tijdens foot-flat en mid-stance. Bij de hoeken in het onderbeen-voet segment werden teveel verschillende variaties gevonden tijdens de verschillende fasen van de gangcyclus.

Aan de hand van de opgestelde enquête die de deelnemers voor en na de metingen hebben ingevuld, bleek dat de deelnemers met een energy-storing voet en eigen schoeisel het prettigst liepen. Als tweede werd de conditie waarbij gelopen werd met energy-storing voet en schoen met versnelde afwikkeling het best gescoord. De conditie waarbij gelopen werd met de Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling en eigen schoeisel scoorden beiden laag. Wanneer de resultaten vergeleken werden met de resultaten uit het praktijkonderzoek, bleek wel dat het gevoel van de deelnemers klopt met de uitkomst van het praktijkonderzoek. De conditie waarbij gelopen werd met energy-storing voet met eigen schoeisel liep het best, gevolgd door de conditie waarbij gelopen werd met energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling. De twee andere

conditie waarbij gelopen werd met Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling en eigen schoen eindigen onderaan met een klein verschil tussen beiden.

Er zijn teveel verschillen tussen de deelnemers in het praktijkonderzoek naar voren gekomen om te kunnen zeggen wat de invloed van de schoen met een versnelde afwikkeling op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese is tijdens het lopen met een Dynamic Motion of met een energy-storing voet. Daarnaast was het onderzoek te klein om aan te kunnen tonen dat de verschillen die gevonden zijn een significant verschil aantonen.

6. Aanbevelingen

Verder onderzoek is noodzakelijk om duidelijkheid te krijgen of het gebruik van schoenen met een versnelde afwikkeling wel of geen effect heeft bij prothesegebruikers. Wanneer een antwoord hierop gevonden is, kunnen de behandelaars van multidisciplinaire teams bij prothesegebruikers het gebruik van hulpmiddelen beter op elkaar afstemmen.

De hielheffing van de gebruikte schoenen zou in vervolgonderzoek hetzelfde gehouden moeten worden, zodat de stand en uitlijning van de prothese niet veranderen. Daarvoor zou ook voor de schoen zonder versnelde afwikkeling gekozen moeten worden voor een standaard confectie schoen die dezelfde hielheffing heeft als de schoen met de versnelde afwikkeling. Wanneer het niet mogelijk is om schoenen met en zonder versnelde afwikkeling met dezelfde hielheffing te vinden, bestaat de mogelijkheid om gebruik te maken van de L.A.S.A.R. van Otto Bock. Dit apparaat is een krachtenplatform waar de prothesegebruiker op kan staan en waarmee het apparaat de zwaartelij n aangeeft middels een laserstraal.

Heel erg belangrijk is dat een grootschaliger onderzoek nodig is om meer resultaten te krijgen en met grotere zekerheid een uitspraak te doen. Het is moeilijk om een grootschalig onderzoek op te zetten waarbij genoeg deelnemers mee doen, als er relatief weinig mensen met een onderbeenprothese lopen. Daarbij wordt de zoektocht nog lastiger wanneer er naar een groep onderbeenprothesegebruikers gezocht wordt die met één bepaald type prothesevoet lopen. Toch is deze opzet niet onmogelijk en zeker de moeite waard als vervolgonderzoek.

Een belangrijke factor waardoor betere resultaten verkregen worden met minder ruis is het gebruik van betere meetapparatuur. Nu werden camera's gebruikt met een vrij lage beeldkwaliteit. Ook werden de markers om de hoeken in de knie en onderbeen-voet segment te meten handmatig aangeklikt. Door betere apparatuur te gebruiken kan deze ruis voorkomen worden.

Wanneer vervolgonderzoek gedaan wordt, is het aan te raden om de het afwikkelmoment van de voet-schoencombinatie te bekijken. Door deze parameter in het onderzoek te betrekken kan er meer gezegd worden hoe het lopen met verschillende prothesevoeten in combinatie met verschillend schoeisel elkaar beïnvloedt. Wellicht worden er ook eerder verschillen gevonden als het dikste punt van de afwikkeling dikker is en er dus een zwaardere afwikkeling gebruikt wordt.

Wat ook een mogelijkheid is om een onderzoek op te zetten waarbij andere type prothesevoeten worden gebruikt. Wel zou dan hetzelfde type schoeisel met versnelde afwikkeling gebruikt moeten worden.

Literatuur

1. Collen FM. Tien meter looptest (TML). Journal of Geriatric Physical Therapy. 1990;
2. Deckers J, Beckers D. Ganganalyse & looptraining voor de paramedicus. Houten: Bohn Stafleu Van Loghum; 1996.
3. Hansen a H, Childress DS, Knox EH. Prosthetic foot roll-over shapes with implications for alignment of trans-tibial prostheses. Prosthetics and orthotics international [Internet]. 2000 Dec;24(3):205–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11195355>
4. Bogaerts Y. Cursus prothesen onderse lidmaat. 2010;
5. Sinha R, van den Heuvel W, Arokiasamy P. Factors affecting quality of life in lower limb amputees. Prosthetics and orthotics international. 2011;35(1):90–6.
6. Klodd E, Hansen A, Fatone S, Edwards M. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. The Journal of Rehabilitation Research and Development [Internet]. 2010 [cited 2012 Apr 8];47(9):899. Available from: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/10/479/pdf/klodd.pdf>
7. Klute GK, Berge JS, Segal AD. Heel-region properties of prosthetic feet and shoes. Journal of rehabilitation research and development [Internet]. 2004 Jul;41(4):535–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15558382>
8. Curtze C, Hof AL, van Keeken HG, Halbertsma JPK, Postema K, Otten B. Comparative roll-over analysis of prosthetic feet. Journal of biomechanics [Internet]. 2009 Aug 7 [cited 2012 Mar 11];42(11):1746–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19446814>
9. van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts ACH, Postema K, Geertzen JHB, van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. Journal of rehabilitation research and development [Internet]. 2004 Jul;41(4):555–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15558384>
10. Hansen AH, Childress DS, Knox EH. Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. Clinical biomechanics (Bristol, Avon) [Internet]. 2004 May [cited 2012 Apr 3];19(4):407–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15109762>
11. Hansen AH, Childress DS. Effects of shoe heel height on biologic roll-over characteristics during walking. Journal of rehabilitation research and development. 2004;41(4):547–54.
12. Vanderpool MT, Collins SH, Kuo AD. Ankle fixation need not increase the energetic cost of human walking. Gait & posture [Internet]. 2008 Oct [cited 2012 Mar 16];28(3):427–33. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2703459&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>

13. van Engelen SJPM, Wajers QE, van der Ploeg LW, Doets HC, van Dijk CN, Houdijk H. Metabolic cost and mechanical work during walking after tibiotalar arthrodesis and the influence of footwear. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon) [Internet]. 2010 Oct [cited 2012 Mar 28];25(8):809–15. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20573430>

Bijlagen

Bijlage I: Informatieve brief aan cliënt

Bijlage II: Informed consent

Bijlage III: Formulier ganganalyse

Bijlage IV: Tien meter looptest

Bijlage V: Onderzoeksprotocol

Bijlage VI: Enquête

Bijlage I: Informatieve brief aan de cliënt

Betreft: Onderzoek

Leiden, 25 januari 2012

Geachte heer/mevrouw,

Onlangs is er telefonisch contact met u geweest vanuit Livit Orthopedie betreffende mijn onderzoek over onderbeenprothesen en schoenen. Wij hebben u gevraagd of u daarin zou willen participeren. Graag geef ik u meer informatie over dit onderzoek.

Mijn naam is Lisette Kuipers en ik studeer voor Orthopedisch Instrumentmaker aan de Fontys Hogeschool in Eindhoven. Binnen Livit Orthopedie doe ik mijn afstudeerstage, dit vindt plaats vanuit de vestiging Leiden. Sinds 2 jaar ben ik ook afgestudeerd Orthopedisch Schoenmaker. Ik ben één tot twee keer per week te vinden in revalidatiecentrum Heliomare.

In samenwerking met Livit Orthopedie B.V., en Revalidatiecentrum Heliomare in Wijk aan Zee is dit onderzoek opgezet.

Doel van het onderzoek

Wat is de invloed van een schoen op het looppatroon bij gebruikers van een onderbeenprothese.

Om tot een antwoord op deze vraagstelling te komen zijn er gangbeeldanalyses nodig die het looppatroon van de prothesegebruiker vastleggen. Uit de gangbeeldanalyses kunnen wij de informatie halen die voor ons van belang is om erachter te komen hoe de schoen het looppatroon van de prothesegebruiker beïnvloed.

Wat is een gangbeeldanalyse:

Om de patiëntenpopulatie met een prothese in de toekomst op de juiste manier te behandelen is het van belang om afdoende proefpersonen te kunnen onderzoeken. Graag zou ik u als proefpersoon in het onderzoek opnemen!

Wat houdt het onderzoek voor u in?

De gangbeeldanalyse vindt plaats in het revalidatiecentrum Heliomare en bestaat uit vier sessies die maximaal een halve dag in beslag nemen. Daar zult u onder begeleiding van mij en nog een aantal andere onderzoekers een afstand afleggen van circa 10 meter. Er worden video-opnamen gemaakt van uw looppatroon: u komt onherkenbaar in beeld. Deze afstand dient een aantal keer herhaald te worden, waarbij u tijdelijk ook een andere prothesevoet krijgt om mee te lopen voor een meting. U zult met twee typen schoenen gaan lopen: uw eigen schoenen en een schoen die wij faciliteren. Het

is belangrijk dat u voor deze metingen een kort sportbroekje meeneemt (eventueel onder de lange broek aantrekken) zodat de knieën en onderbenen zichtbaar in beeld komen. Na elke meting krijgt u een korte vragenlijst die ingevuld moet worden.

Kortom, de metingen vinden plaats in Heliomare in Wijk aan Zee. De metingen nemen hooguit een halve dag in beslag. De onderzoeken staan gepland op maandagochtend of maandagmiddag, wanneer deze dag voor u niet uitkomt hebben we eventueel een mogelijkheid om een ander moment te plannen; geef dit gerust aan mij aan! Als dank voor uw medewerking worden uw kilometers vergoed en krijgt u een bedankje in de vorm van een cadeaubon namens Livit Orthopedie.

In de bijlage vindt u het formulier 'Toestemmingsverklaring'. Als u besluit mee te werken aan het onderzoek is het belangrijk dat het formulier op de dag dat we de metingen gaan uitvoeren zowel door u als door mij wordt ingevuld en ondertekend.

Heeft u nog vragen dan kunt u altijd contact opnemen met mij of uw behandelend instrumentmaker.

Graag hoor ik zo spoedig mogelijk van u of u wilt meewerken. Ik zal tussen 30 januari en 10 februari contact met u opnemen.

Alvast dank voor de genomen moeite; u bent erg waardevol voor dit onderzoek!

Met vriendelijke groet,

Livit Orthopedie

Lisette Kuipers

Willem Barentszstraat 5

2315 TZ Leiden

071-5231515

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer:

Datum: Handtekening deelnemer:

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker:

Datum:

Handtekening onderzoeker:

Bijlage II: Informed consent

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer: E. Visser Kleyn

Datum: 27-2-12 Handtekening deelnemer: E. Visser Kleyn

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker: Lisette

Datum: 27-2-12 Handtekening onderzoeker: Lisette

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer: A. J. den Burg

Datum: 1-03-2012 Handtekening deelnemer: [Handtekening]

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker: C. S. J. de Vries

Datum: 1-3-12 Handtekening onderzoeker: [Handtekening]

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer: Sara Veerman

Datum: 2/3/2012 Handtekening deelnemer: [Handtekening]

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker: Lisette

Datum: 2-3-12 Handtekening onderzoeker: Lisette

Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer: Thomas Heemskerk

Datum: 6-2-12 Handtekening deelnemer: [Handtekening]

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker: Lisette Kuipers

Datum: 6-2-12 Handtekening onderzoeker: [Handtekening]

10 februari 11.30 v.a. 10.30 controle
bellen hoelang het duurt



Toestemmingsverklaringformulier (informed consent)

Titel onderzoek:

Verantwoordelijke onderzoeker:

In te vullen door de deelnemer

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

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

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

Naam deelnemer: D.H. BRES

Datum: 27/1/2012 Handtekening deelnemer: [Handtekening]

In te vullen door de uitvoerende onderzoeker

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

Naam onderzoeker:

C. Kuipers

Datum: 27-1-12 Handtekening onderzoeker: [Handtekening]



VAN TOEPASSING ZIJN ONZE ALGEMENE LEVERINGS-, VERKOOP-, EN BETALINGSVOORWAARDEN, GEDEPONEERD TER GRIFPIE VAN DE ARRONDISSEMENTSRECHTBANK TE 'S-GRAVENHAGE OP 4 JUNI 2004, NR. 60/2004, Kvk AMSTERDAM 33281548

Bijlage III: Formulier ganganalyse

Datum:

Deelnemer: 1/2/3/4/5

Aangedane zijde:

Type prothese:

Gewicht:

Sinds wanneer geamputeerd:

Sinds wanneer prothese:

Oorzaak amputatie:

K-level:

Schoentype eigen schoeisel:

Hielheffing eigen schoeisel:

Schoentype vreemd schoeisel:

Hielheffing vreemd schoeisel:

Schoenmaat:

Loopafstand:

Tijd:

Trialnaam	Conditie	Tijd 10 metertest	Opmerking

Conditie: energy-storing voet en eigen schoeisel

Meting 1	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 2	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 3	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Conditie: Energy-storing voet met schoen met versnelde afwikkeling

Meting 1	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 2	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 3	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Conditie: Dynamic Motion met schoen met versnelde afwikkeling

Meting 1	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 2	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 3	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Conditie: Dynamic Motion met eigen schoeisel

Meting 1	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 2	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Meting 3	IC	FF	MS	HO	TO	MSW	IC
% Gangcyclus							
Knie							
Onderbeen-voet							

Bijlage IV: Tien meter looptest



Tien meter looptest (TML)

Collen F.M. et al. (1990)

DOEL(GROEP):	Diagnostisch, prognostisch, evaluatief /effectiviteit, inventariserend M.b.v. de 10 meter looptest wordt de snelheid van het comfortabel lopen gemeten over een afstand van 10 meter. Indien nodig is het toegestaan om een loophulpmiddel/orthesen te gebruiken, de patiënt moet wel zonder hulp van derden kunnen lopen. De test wordt gebruikt bij patiënten met neurologische aandoeningen en ouderen
OPBOUW:	Fysieke performance test over 10 meter op comfortabele snelheid)
AFNAMEDUUR:	Afhankelijk van de gesteldheid van de patiënt
BENODIGDHEDEN:	Invulformulier, stopwatch, evtl loophulpmiddel/orthese
RANDVOORWAARDEN:	De test wordt op effen terrein afgenomen waarop een 10 meter afstand is gemarkeerd. De patiënt dient minimaal een FAC=3 score te hebben alvorens de TML af te nemen.
UITVOERING/INSTRUCTIE:	De patiënt start vanuit stilstand achter de gemarkeerde lijn en loopt naar de andere gemarkeerde lijn. Indien nodig, is het toegestaan een loophulpmiddel en/of orthese te gebruiken. Tegelijk met het startsein wordt de stopwatch ingedrukt en afgeklokt zodra de patiënt met één voet over de eindstreep is. NB: de therapeut loopt zo nodig met de patiënt mee, beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging. <u>Instructie aan patiënt:</u> Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. Ik tel tot drie, bij drie moet u starten: één, twee....drie.
SCORING:	De test wordt (zo mogelijk) 3 maal uitgevoerd. De gemiddelde snelheid (afstand / aantal seconden) wordt uitgerekend en genoteerd op het scoreformulier. Ook worden de gebruikte hulpmiddelen en orthesen genoteerd.
INTERPRETATIE:	Loopsnelheid > 0,58 m/sec (17,2 sec over 10 m): binnenshuis zelfstandig functioneren is waarschijnlijk. Loopsnelheid > 0,77 m/sec (13 sec over 10 m.): minimale snelheid om een straat over te steken

Literatuur:

1. Collen F.M, Wade DT, Bradshaw C.M. *Mobility after stroke: Reliability of measures of impairment en disability*. International Disability Studies 1990, 12: 6-9
2. Koolstra M, Smeets CJ, Harmeling-van der Wel, Kwakkel G. *Klinimetrie na een beroerte; een praktische handleiding*. Amersfoort Nederlands Paramedisch Instituut & VU medisch centrum 2004
3. van Hedel H.J.; Wierz M.; Dietz V.; *Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: validity and reliability of 3 walking tests* Arch Phys Med Rehabil. Feb.2005
4. Leraar P.; Miller E.; *Concurrent validity of distance walks and timed-walks in the well-elderly*, Journal of Geriatric Physical Therapy 2002
5. Rossier P.; Wade D.T.; *Validity and reliability comparison of 4 mobility measure in patients with presenting with neurologic impairment*. Arch Phys Med Rehabil. Jan. 2001
6. Burgt G.C.M.; van der Opstal M.; Nelissen L.H.; Theunissen C.T.H.; Lenssen A.F.; *Klinimetrie bij CVA patienten; een onderzoek naar de intrabeoordeelaarsbetrouwbaarheid*. Nederlands Tijdschrift voor Fysiotherapie Dec 2005

10 METER LOOPTEST (TML)

Collen F.M. et al. (1990)

UITVOERING EN INSTRUCTIE:

De patiënt start uit stilstand achter de eerste gemarkeerde lijn en loopt naar de tweede gemarkeerde lijn. De onderzoeker start de tijd bij "drie" en stopt zodra één van de voeten de tweede lijn raakt of passeert. De onderzoeker loopt mee tijdens de test achter de patiënt.

Voor de test zegt de onderzoeker tegen de patiënt:

Wilt u in een voor U comfortabel tempo over de tweede lijn lopen?

Ik tel tot drie; bij drie moet u starten: één, twee,..... drie.

Tijdens de test vermijdt de onderzoeker verdere aanmoediging.

De test wordt (zo mogelijk) drie maal uitgevoerd, met tussenpozen van minstens 20 seconden en maximaal 2 minuten.

SCORING:

De test wordt (zo mogelijk) 3 maal uitgevoerd. Bij 2 of 3 behaalde scores wordt het gemiddelde uitgerekend en genoteerd op het scoreformulier.

Ook worden de gebruikte orthesen en loophulpmiddelen genoteerd.

Klinimetrie-scoreformulier

10 Meter looptest (TML)

(Collen F.M. et al, 1990)

Naam patiënt:

Naam behandelaar:

datum	Aantal sec. trial 1	Aantal sec. trial 2	Aantal sec. trial 3	gemiddelde snelheid			loop- hulpmiddel	orthese
				sec.	m/sec	km/u		

Opmerkingen

Bijlage V: Onderzoeksprotocol

Dit onderzoek is opgezet om te weten te komen wat de meerwaarde is van een schoen met versnelde afwikkeling in het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese en of het type prothesevoet in stigtheid hier verschil in kan maken. Het is interessant om te weten wanneer een afwikkeling juist in het voordeel van de cliënt werkt, maar ook wanneer de afwikkeling in het nadeel van de prothesegebruiker werkt. Daarbij wordt specifiek gekeken naar de loopsnelheid, piekbelasting en de grootte van de hoeken in de knie en onderbeen-voet segment.

De hoofdvraag luidt:

“Wat is de invloed van een schoen met een versnelde afwikkeling op het gangpatroon van een gebruiker met een onderbeenprothese tijdens het lopen met een Dynamic Motion vergeleken met een energy-storing voet?”

De subvraag die aan de hand van het onderzoek in de ganganalyse beantwoord moet worden:

- Zijn er verschillen in loopsnelheid, piekbelasting en grootte van de hoeken in knie of onderbeen-voet segment tussen het lopen met een schoen met een versnelde afwikkeling en een vlakke schoen bij het gebruik van een energy-storing voet en het lopen met een Dynamic Motion?

Meting:

Voor de meting zijn er minimaal vijf deelnemers aan het onderzoek nodig. De deelnemers hebben alleen een onderbeenamputatie, unilateraal en activiteitsniveau drie of vier en zijn niet geamputeerd ten gevolge van diabetes of vaatlijden. De deelnemers lopen op een van de volgende prothesevoeten: Trias (Otto Bock) of C-walk (Otto Bock), Dynamic Motion (Otto Bock) of een Flex-Foot (Össur). De deelnemers lopen naast hun onderbeenprothese niet met andere loophulpmiddelen.

Per deelnemer bestaat de ganganalyse uit vier metingen waarbij gelopen wordt in andere condities. Voor iedere meting zijn drie goedgekeurde (wanneer een volledige gangcyclus te zien is en de prothesevoet het krachtenplatform volledig raakt) cycli nodig, zodat de uitkomsten gemiddeld kunnen worden en daarmee de betrouwbaarheid te vergroten. De drie cycli worden uitgevoerd door drie keer heen te lopen van het begin tot het eind, zodat één gangcyclus (alleen de aangedane zijde) wordt vastgelegd. Ook is het belangrijk dat de prothesevoet volledig op het krachtenplatform terecht komt en er normaal en comfortabel gelopen wordt, zonder dat de persoon zich moet inhouden of moet versnellen om het krachtenplatform te raken. De deelnemers worden niet op de hoogte gebracht van de aanwezigheid van het krachtenplatform, om te voorkomen dat het loopgedrag hierop aangepast wordt.

Conditie één: lopen met eigen schoeisel en eigen energy-storing voet

Conditie twee: lopen met schoen met versnelde afwikkeling en energy-storing voet

Conditie drie: lopen met schoen met versnelde afwikkeling en Dynamic Motion

Conditie vier: lopen met eigen schoeisel en Dynamic Motion

Begonnen wordt met eigen prothesevoet en eigen schoeisel. Voor vier deelnemers is de eigen prothesevoet de energy-storing voet, voor één deelnemer is dit de Dynamic Motion. De andere condities worden in willekeurige volgorde uitgevoerd om volgorde-effect te voorkomen. Wanneer de prothesevoet verwisseld moet worden, wordt de oude situatie vastgelegd op de piramide en adapter met stift zodat de uitlijning hetzelfde blijft. De deelnemer krijgt de mogelijkheid om de afstand een paar keer af te leggen om aan de nieuwe situatie te wennen.

Deze metingen moeten uitgevoerd worden met de aanwezigheid van minimaal drie personen: een persoon die de gegevens op de computer registreert, een persoon die de prothesevoeten verwisseld en de deelnemer aan dit onderzoek.

Benodigdheden:

- Looplab met krachtenplatform en aanwezige camera's: één niet-bewegende camera in het frontale vlak en één niet-bewegende camera op rails in het sagittale vlak
- Aangesloten computerapparatuur om de ganganalyse vast te kunnen leggen
- Schoenen met versnelde afwikkeling beschikbaar in de juiste schoenmaat
- Dynamic Motion in de juiste lengtemaat voor vier deelnemers
- Energy-storing voet in de juiste maat voor één deelnemer
- Formulier 'ganganalyse'
- Formulier 'Tien meter looptest' van Collen et al.
- Hoogtemeter voor de hielheffing van de schoen te meten
- Zwarte stift
- Inbussleutel 4 en 6 mm
- Markers op de gewrichten
- Stopwatch

De deelnemer loopt zelf met een paar zelf meegebrachte schoenen. Het schoeisel moet zo soepel mogelijk zijn in de loopzool en met een hielheffing van ongeveer 2 centimeter. De loopzool moet zacht zijn, plooibaar zijn en een maximale dikte hebben aan de voorvoet van 15 millimeter.

START

1. Zorg ervoor dat de apparatuur gekalibreerd is voordat de metingen starten en de apparatuur klaar is voor gebruik. Het kalibreren van de apparatuur gebeurt aan de hand van een soort kubus met bolletjes er aan. Deze kubus moet op het krachtenplatform geplaatst worden. Vervolgens wordt een opname gemaakt, in deze opname moet het bolletje op een bepaalde manier aangeklikt worden. Het is van belang dat na de kalibratie de camera niet meer verplaatst wordt. Wordt dit wel gedaan dan werkt de kalibratie niet meer. Ook is belangrijk dat de sagittale camera zo neergezet wordt, dat één gangcyclus over het krachtenplatform duidelijk zichtbaar is.
2. Zorg ervoor dat voor de deelnemers duidelijk is welke route ze moeten afleggen en oefen dit een aantal keer voordat we gaan beginnen. Ook wordt in overleg een informed consent getekend waarbij de deelnemer toestemming geeft om deel te nemen aan het onderzoek. Leg de deelnemer uit dat we vier metingen gaan doen, waarbij de deelnemer per meting een aantal keer heen moet lopen waarbij de camera het gangpatroon registreert en de persoon niet herkenbaar in beeld komt. Per meting krijgt de deelnemer verschillende combinaties van schoen en prothese om te lopen, waar hij/zij de mogelijkheid krijgt om in korte tijd aan de prothesevoet/de schoen te wennen voordat de meting start.
3. Noteer op het formulier 'ganganalyse' de volgende gegevens: datum, naam deelnemer, aangedane zijde, type prothese, gewicht, sinds wanneer geamputeerd, sinds wanneer prothese, oorzaak amputatie, K-level, schoentype van het eigen schoeisel, de hakhoogte en de schoenmaat. De gegevens over de tijd en loopafstand worden later ingevuld.
- 4.A) Laat meting een starten waarbij een persoon met de computer de gegevens registreert. De deelnemer loopt deze meting met de eigen prothesevoet (energy-storing voet en voor één deelnemer Dynamic Motion) en eigen schoeisel. In totaal moet de deelnemer voor deze meting een aantal keer heen lopen over de desbetreffende route. Als er **drie cycli zijn goedgekeurd** door de persoon die de metingen op de computer registreert, waarbij er drie cycli volledig in beeld zijn en de juiste voet volledig op het krachtenplatform terecht komt, kan de tien meter looptest op de gang uitgevoerd worden.
- 4.B) De tien meter looptest wordt afgenomen op een effen terrein (gang van het loopanalysecentrum) waarop een tien meter afstand is gemarkeerd. **De deelnemer start vanuit stilstand achter de gemarkeerde lijn en loopt naar de andere gemarkeerde lijn.** Tegelijk met het startsein wordt een stopwatch ingedrukt en afgeklokt zodra de deelnemer met een voet over de eindstreep is. De onderzoeker loopt zo nodig met de deelnemer mee, beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging.

De test wordt **drie keer** uitgevoerd, hieruit kan een gemiddelde snelheid worden genomen en dit wordt genoteerd op het scoreformulier.

Instructies aan de deelnemer: Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. Ik tel tot drie, bij drie moet u starten: een, twee...drie.

Na de tien meter looptest kan worden begonnen met de volgende stap.

Stap 5 tot en met 8 zullen in het onderzoek verwisseld worden om volgorde-effect tijdens de metingen te vermijden.

5.A) Bereid de deelnemer nu voor op de volgende meting. Voor de volgende meting moet de deelnemer met hetzelfde type voet blijven lopen, maar nu met schoen met versnelde afwikkeling. Laat de deelnemer het paar schoenen met de versnelde afwikkeling aantrekken. Geef de deelnemer even de tijd om heen en weer te kunnen lopen en aan het schoeisel te wennen. Als de deelnemer aangeeft met deze situatie de volgende meting te kunnen starten, dan mag met de volgende stap begonnen worden.

5.B) Laat meting twee starten waarbij iemand met de computer de meting start. De deelnemer loopt deze meting met de eigen prothesevoet en schoeisel met een versnelde afwikkeling. In totaal moet de deelnemer voor deze meting een aantal keer heen lopen over de desbetreffende route. Als er **drie cycli zijn goedgekeurd** door de persoon die de metingen op de computer registreert, waarbij er drie cycli volledig in beeld zijn en de juiste voet volledig op het krachtenplatform terecht komt, kan de tien meter looptest op de gang uitgevoerd worden.

5.C) De tien meter looptest wordt afgenomen op een effen terrein (gang van het loopanalysecentrum) waarop een tien meter afstand is gemarkeerd. **De deelnemer start vanuit stilstand achter de gemarkeerde lijn en loopt naar de andere gemarkeerde lijn.** Tegelijk met het startsein wordt een stopwatch ingedrukt en afgeklokt zodra de deelnemer met een voet over de eindstreep is. De onderzoeker loopt zo nodig met de deelnemer mee, beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging.

De test wordt **drie keer** uitgevoerd, hieruit kan een gemiddelde snelheid worden genomen en dit wordt genoteerd op het scoreformulier.

Instructies aan de deelnemer: Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. Ik tel tot drie, bij drie moet u starten: een, twee...drie.

Na de tien meter looptest kan worden begonnen met de volgende stap.

6.A) Bereid de deelnemer nu voor op de volgende meting. Voor de volgende meting gaat de deelnemer met een ander type prothesevoet lopen, maar wel met eigen schoeisel. De deelnemer

koppelt de prothese nu los en geeft hem aan jou. Voordat de prothesevoet verwisseld wordt, **moet op de prothese met een zwarte stift gemarkeerd worden hoe de stand was** (bij voorkeur op de adapter/piramide bij koker en voet), zodat de eigen prothesevoet later makkelijk terug te zetten is in de originele stand. **Hou ook rekening met de inbouwhoogte** van het type prothesevoet. Als dit gebeurt is mag de prothesevoet verwisseld worden. Bij voorkeur twee inbusbouten losdraaien, op deze manier kun je eenvoudig de stand van de prothese behouden. Nu kan de andere prothesevoet onder de prothese gezet worden. Draai de twee inbusbouten weer vast en controleer aan de hand van de markering of de uitlijning hetzelfde is gebleven.

Met deze verandering van prothesevoet mag de deelnemer de prothese weer aantrekken en gaan proeflopen. Als de uitlijning voor de deelnemer goed is, kan begonnen worden met de volgende stap. Als dit niet het geval is zal overlegd moeten worden met de deelnemer wat er moet gebeuren wil de deelnemer beter lopen.

6.B) Laat meting drie starten waarbij iemand met de computer de meting start. De deelnemer loopt deze meting met de Dynamic Motion en het eigen schoeisel. In totaal moet de deelnemer voor deze meting een aantal keer heen lopen over de desbetreffende route. Als er **drie cycli zijn goedgekeurd** door de persoon die de metingen op de computer registreert, waarbij er drie cycli volledig in beeld zijn en de juiste voet volledig op het krachtenplatform terecht komt, kan de tien meter looptest op de gang uitgevoerd worden.

6.C) De tien meter looptest wordt afgenomen op een effen terrein (gang van het loopanalysecentrum) waarop een tien meter afstand is gemarkeerd. **De deelnemer start vanuit stilstand achter de gemarkeerde lijn en loopt naar de andere gemarkeerde lijn.** Tegelijk met het startsein wordt een stopwatch ingedrukt en afgeklokt zodra de deelnemer met een voet over de eindstreep is. De onderzoeker loopt zo nodig met de deelnemer mee, beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging.

De test wordt **drie keer** uitgevoerd, hieruit kan een gemiddelde snelheid worden genomen en dit wordt genoteerd op het scoreformulier.

Instructies aan de deelnemer: Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. Ik tel tot drie, bij drie moet u starten: een, twee...drie.

Na de tien meter looptest kan worden begonnen met de volgende stap.

7.A) Bereid de deelnemer nu voor op de volgende en tevens de laatste meting. Voor deze meting gaat de deelnemer met dezelfde prothesevoet lopen, maar met ander schoeisel (met versnelde afwikkeling). Laat de deelnemer het paar schoenen met versnelde afwikkeling aantrekken. Geef de deelnemer even de tijd om aan het andere schoeisel te wennen. Als de deelnemer aangeeft met deze situatie de volgende meting te kunnen starten, dan mag met de volgende stap begonnen worden.

7.B) Laat meting vier starten waarbij iemand met de computer de meting start. De deelnemer loopt deze meting met een Dynamic Motion en schoenen met een versnelde afwikkeling. In totaal moet de deelnemer voor deze meting een aantal keer heen lopen over de desbetreffende route. Als er **drie cycli zijn goedgekeurd** door de persoon die de metingen op de computer registreert, waarbij er drie cycli volledig in beeld zijn en de juiste voet volledig op het krachtenplatform terecht komt, kan de tien meter looptest op de gang uitgevoerd worden.

7.C) De tien meter looptest wordt afgenomen op een effen terrein (gang van het loopanalysecentrum) waarop een tien meter afstand is gemarkeerd. **De deelnemer start vanuit stilstand achter de gemarkeerde lijn en loopt naar de andere gemarkeerde lijn.** Tegelijk met het startsein wordt een stopwatch ingedrukt en afgeklokt zodra de deelnemer met een voet over de eindstreep is. De onderzoeker loopt zo nodig met de deelnemer mee, beperkt zich tot de opdracht en vermijdt verdere aanmoediging.

De test wordt **drie keer** uitgevoerd, hieruit kan een gemiddelde snelheid worden genomen en dit wordt genoteerd op het scoreformulier.

Instructies aan de deelnemer: Loop op een comfortabele manier naar de overkant en loop door tot over de streep. Ik tel tot drie, bij drie moet u starten: een, twee...drie.

Na de tien meter looptest kan worden begonnen met de volgende stap.

8. De metingen zijn nu klaar. De prothesevoeten moeten verwisseld worden. Vraag de deelnemer de prothese af te doen en hem aan jou te geven. De prothesevoet van de deelnemer kan nu worden verwisseld. **Met de markering op de piramide/adapter en het losdraaien van slechts twee inbusbouten kan de voet eenvoudig in dezelfde stand teruggezet worden.** Geef de prothese en het eigen schoeisel terug aan de deelnemer.

9. De ganganalyse voor deze deelnemer is nu klaar en bedank de deelnemer voor zijn medewerking.

Enquête over de combinatie van het lopen met schoenen en prothesevoeten

Deze enquête is opgesteld om erachter te komen hoe u het lopen met verschillende combinaties van schoenen en prothesevoeten ervaart.

De enquête is opgedeeld in drie delen: een aantal vragen voordat we met de metingen beginnen over het gebruik van schoeisel en prothesevoeten in het dagelijks leven, een aantal vragen over uw ervaring met het lopen met verschillende voet-schoencombinatie en een aantal vragen over uw ervaring met dit onderzoek.

Het juiste antwoord kan aangekruist worden.

Gebruik schoeisel dagelijks leven

1. Merkt u in het dagelijks leven verschil bij het dragen van verschillende typen schoeisel?
 - ☐ Ja
 - ☐ Nee

Als u op de eerste vraag 'ja' heeft geantwoord, beantwoord dan de volgende vragen, als u nee geantwoord heeft kunt u doorgaan met het onderdeel 'Beoordeling voet-schoencombinatie' op pagina 3.

2. Draagt u in het dagelijks leven of in uw vrije tijd veterschoenen met een dunne loopzool, zoals bijvoorbeeld een sneaker of een Ecco schoen?
 - ☐ Ja
 - ☐ Nee

Hoe vaak draagt u veterschoenen met een dunne loopzool?

- ☐ Elke dag
- ☐ Eens per week
- ☐ Zelden

Hoe ervaart u het lopen met dit type schoen?

- ☐ Prettig
- ☐ Vermoeiend
- ☐ Pijnlijk

3. Draagt u in het dagelijks leven of in uw vrije tijd nette schoenen met een stugge loopzool (nette herenschoen)?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

Hoe vaak draagt u veterschoenen met een dunne loopzool?

- ☐ Elke dag
- ☐ Eens per week
- ☐ Zelden

Hoe ervaart u het lopen met dit type schoen?

- ☐ Prettig
- ☐ Vermoeiend
- ☐ Pijnlijk

4. Draagt u in het dagelijks leven of in uw vrije tijd wandelschoenen/bergschoenen?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

Hoe vaak draagt u deze schoenen?

- ☐ Dagelijks
- ☐ Wekelijks
- ☐ Maandelijks
- ☐ Jaarlijks

Hoe ervaart u het lopen met dit type schoen?

- ☐ Prettig
- ☐ Vermoeiend
- ☐ Pijnlijk

5. Draagt u in het dagelijks leven of in uw vrije tijd schoenen met een hak hoger dan 2 centimeter?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

Hoe vaak draagt u deze schoenen?

- ☐ Dagelijks
- ☐ Wekelijks
- ☐ Maandelijks
- ☐ Jaarlijks

Hoe ervaart u het lopen met dit type schoen?

- ☐ Prettig
- ☐ Vermoeiend
- ☐ Pijnlijk

Ruimte voor opmerkingen:

.....

.....

.....

.....

Beoordeling voet-schoencombinatie

Meting 1

1. Kon u comfortabel lopen met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

2. Voelde u zich stabiel met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

3. Wat kon er volgens u anders aan deze voet-schoencombinatie?

.....

.....

Meting 2

4. Kon u comfortabel lopen met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

5. Voelde u zich stabiel met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

6. Wat kon er volgens u anders aan deze voet-schoencombinatie?

.....

.....

Meting 3

7. Kon u comfortabel lopen met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

8. Voelde u zich stabiel met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

9. Wat kon er volgens u anders aan deze voet-schoencombinatie?

.....

.....

Meting 4

10. Kon u comfortabel lopen met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

11. Voelde u zich stabiel met deze voet-schoencombinatie?

- ☐ Ja
- ☐ Nee

12. Wat kon er volgens u anders aan deze voet-schoencombinatie?

.....

.....

13. Kunt u op basis van een schaalwaardering een cijfer geven aan de combinatie van schoen en prothesevoet waar u mee gelopen heeft? *Schaalverdeling 0-10 (0= waardeloos, 10= top)*

Combinatie 1

Combinatie 2

Combinatie 3

Combinatie 4

14. Welke combinatie vond u het meest aangenaam lopen?

- ☐ Combinatie 1
- ☐ Combinatie 2
- ☐ Combinatie 3
- ☐ Combinatie 4

Tevredenheid onderzoek

1. Hoe vond u het om deel te nemen aan het onderzoek?
(*Schaalverdeling 0-10, 0=niet leuk, 10=geweldig*)

.....

Ruimte voor opmerkingen:

.....

.....

.....

.....

Bedankt voor uw tijd en moeite om deel te nemen aan mijn onderzoek!