

Bachelor Degree Orthopaedic Technology

Een kleine stap voor de mens,
een grote stap voor prothesesporters.

Sporten met een onderbeenprothese
en prothese-enkel.



A.S.D. van der Wilk, Dymphy

15 Mei 2009

Academic year 2008-2009

TITELBLAD

Titel project:

Een kleine stap voor de mens, een grote stap voor prothesesporters.

Subtitel project:

Sporten met een onderbeenprothese en prothese-enkel.

Opleiding:

Bachelor Orthopedische Technologie

Hogescholen:

Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven in samenwerking met de Katholieke Hogeschool Kempen te Geel.

Student:

A.S.D. van der Wilk, Dymphy

Datum, plaats:

15 Mei 2009, Eindhoven/ Geel

Academiejaar:

2008/ 2009

Handtekening voor vrijgave:

Naam:

VOORWOORD

Dit project is voor een zeer groot deel tot stand gekomen met behulp van Flori de Greif. Zonder hem had ik nooit alle tests kunnen doen. Hartelijk bedankt Flori, voor alle tijd die u erin gestoken heeft en de gezellige uren die we samen hebben doorgebracht tijdens alle testen!

Patrick van de Vaerd, u wil ik hartelijk bedanken voor de vele goede tips die ik gehad heb van u om mijn project nog concreter en interessanter te maken. Ook wil ik u bedanken dat u mijn begeleider wilde zijn en ik daardoor de kans heb gekregen om mijn stage bij het Centrum Technische Orthopedie (CTO) te doen.

Rikus van der Meulen, bedankt dat u een uitzondering heeft gemaakt toen ik, als tweede stagiair(e) bij het CTO aankopte. Het is voor mij daardoor mogelijk geworden een zeer interessante afstudeeropdracht te doen bij het CTO!

Katty van de loopschool, u wil ik graag bedanken voor uw steun en toeverlaat. Het was altijd fijn om met u een gesprek te hebben.

Verder wil ik de volgende mensen bedanken:

Danny voor het gips leren opkuisen en de gezelligheid die er altijd heerst in de gipskamer.

Hervé, dat ik vaak mee mocht wanneer er patiënten kwamen en voor het leren hoe ik verschillende typen korsetten moet maken.

Danny, voor alle gezelligheid, humor en slimme tips die u had voor mij bij de protheseafdeling.

Abel, dat ik in uw orthese afdeling ervaring op heb mogen doen en dat u mij er op wees wanneer ik bij de afwerking van een orthese wat over het hoofd had gezien.

Sandra, voor de gezelligheid en alle uitleg die u gegeven hebt bij het maken van de beenorthesen.

Maxim, voor alle gesprekken en de tijd die u heeft gestoken in de uitleg over verschillende types armorthesen.

Marie-claire om een begin te maken met het stikken van lumbostaten.

Kathleen met haar geduld toen ik eerst een Barbie kleur vinger maakte en daarna een lijk kleur vinger van silicone.

Marlies, om mij de methodes te leren voor het maken van veel verschillende soorten steunzolen.

Martine en Mieke dat ik toch nog even de kans heb gehad om in de winkel mee te kijken, ondanks dat jullie er door omstandigheden niet op voorbereid waren.

Nico, voor de gezelligheid en het vertrouwen in mij. Dat ik altijd alles zomaar mocht pakken en gebruiken in de mechanische werkplaats, zelfs machines zoals de draaien freesbank.

Ten slotte wil ik alle mensen bedanken waarmee ik te maken heb gehad tijdens mijn stage en waarvan ik ook veel dingen heb geleerd maar die ik niet persoonlijk heb genoemd in dit voorwoord.

INHOUDSOPGAVE

Titelblad	2
Voorwoord	3
Inhoudsopgave	4
Samenvatting.....	7
Summary	9
1. Inleiding.....	11
2. Doelstelling	14
3. Instelbare prothesevoeten en -enkels	15
3.1. De enkel	15
3.2. De normale gang.....	16
3.3. Prijs	17
3.4. Mobiliteitsgraad	18
3.5. Waarom deze prothesevoeten wel en andere niet?	18
3.6. Selectie uit prothesevoeten en -enkels.....	18
4. Testen.....	20
4.1. Proefpersoon.....	20
4.2. Testopstelling	20
4.2.1. Physical Cost Index (PCI)	20
4.2.2. Bergwandelen	21
4.2.3. Snowboarden.....	22
4.3. Vragenlijst.....	23
5. Tussenresultaten en conclusies.....	24
5.1. Physical Cost Index (PCI).....	24
5.1.1. PCI tegenover omgevingsfactoren.....	24
5.1.2. PCI sportschoenen vs bergschoenen	26
5.1.3. PCI overzicht.....	29
5.1.4. PCI Conclusies	30
5.2. Zebris loopband.....	31
5.2.1. Conclusies	31
5.3. Snowboarden	37
5.3.1. Conclusies	39

6.	Prototype.....	41
6.1.	Ontwerp.....	41
6.1.1.	Sidem NV.....	41
6.2.	Schokdemper 1	42
6.2.1.	Zebris & PCI testen.....	42
6.2.2.	Snowboarden.....	43
6.3.	Schokdemper 2	43
6.3.1.	Zebris & PCI testen.....	43
6.3.2.	Snowboarden.....	43
7.	Tussenresultaten en conclusies prototypes	44
7.1.	PCI	44
7.1.1.	Conclusies	44
7.2.	Zebris loopband.....	45
7.2.1.	Conclusies	45
7.3.	Snowboarden	46
7.3.1.	Conclusies	47
7.4.	Algemene conclusies.....	47
8.	Eindresultaten	49
8.1.	PCI	49
8.1.1.	Conclusies	50
8.2.	Zebris loopband.....	50
8.2.1.	Verminderde gangsnelheid & verhoogde cadans	50
8.2.2.	Symmetrie afwikkellijnen.....	51
8.2.3.	Symmetrie parameters.....	54
8.2.4.	Cadans, gegeven punten, symmetrie parameters en afwikkellijnen	56
9.	Conclusies	61
10.	Aanbevelingen	63
11.	Literatuurlijst	64
12.	Bijlagen.....	70
12.1.	Verklarende woordenlijst.....	70
12.2.	Grafiekenlijst	72
12.3.	Figurenlijst.....	72
12.4.	Tabellenlijst	72

12.5.	Overzicht instelbare prothesevoeten en -enkels	73
12.6.	Verende prothesevoeten en -enkels	74
12.7.	Meetprotocollen.....	75
12.7.1.	Meetprotocol PCI.....	75
12.7.2.	Meetprotocol Snowboarden.....	76
12.7.3.	Meetprotocol Zebris, horizontale loopband.....	77
12.7.4.	Meetprotocol Zebris, geïnclineerde loopband.....	78
12.8.	Vragenlijst per prothese	79
12.9.	Guide for gait analysis Sheinworks	81
12.10.	Zebris testresultaten	86

SAMENVATTING

‘Bestaat er een prothese-enkel of prothesevoet die zo ver in te stellen is of verend is dat deze voor zowel snowboarden, bergwandelen als zwemmen te gebruiken is? Zo niet, is het mogelijk een prothese-enkel te maken die dit wel kan?’ Deze vraag kwam vanuit Anvasport ^{Anvasport (2009)}.

Het onderzoek vond plaats bij het Centrum Technische Orthopedie ^{Centrum Technische Orthopedie (2008a)}. Aan het begin van het onderzoek is nagegaan welke verende of instelbare prothesevoeten en -enkels er nu op de markt zijn. Uit dit scala is een selectie gemaakt die door één proefpersoon getest is. De volgende prothesevoeten & -enkels zijn getest: Trias 1C30, Axtion, C-Walk (Otto Bock), Re-Flex VSP, Sure Flex, Propriofoot (Össur), Mehrzweckgelenkadapter-adapter A49-Ti2 (Bauerfeind), Multiflex ankle in combinatie met de Multiflex foot (Endolite), Brio ankle (Endolite) en Impulse™ ankle en -foot met heelbumer soft en medium (Ohio Willow Wood).

De proefpersoon die de prothesevoeten & -enkels test is 58 jaar en is al 12 jaar prothesegebruiker. Zijn linkeronderbeen is geamputeerd ten gevolge van een infectie na een botbreuk. De proefpersoon heeft geen cardiovasculaire of andere relevante aandoeningen. Hij is erg actief en beoefent veel sporten, waaronder snowboarden en bergwandelen. Daarom is er in het onderzoek vooral op deze twee sporten ingegaan. De prothesevoeten & -enkels moesten aan een aantal eisen voldoen, zoals sterk genoeg zijn om te gebruiken in de bergen en verend zijn om te gebruiken met snowboarden. De proefpersoon loopt normaal gezien met de Trias en draagt een “total surface bearing” koolstof koker met liner.

De prothesevoeten & -enkels zijn onderworpen aan drie testen.

1. De eerste test is het berekenen van de Physical Cost Index (PCI) ^{Institute for Algorithmic Medicine (2007)} om uit te kunnen drukken hoeveel fysieke kracht het voor de proefpersoon kost om met een bepaalde prothesevoet te lopen. De PCI is per prothesevoet & -enkel uitgerekend wanneer er met sportschoenen en bergschoenen gelopen werd. De PCI wordt uitgedrukt in hartslagen per meter.
2. De tweede test is gedaan met behulp van de Zebris loopband ^{Zebris Medical GmbH (2009)} waarin zich een drukmeetplatform bevindt. De loopband meet de cadans (uitgedrukt in stappen per minuut), de afwikkellijn van de linker- en rechtervoet en verschillende parameters zoals; staplengte, standfase, zwaai fase en staptijd van de linker en rechtervoet. Aan de hand van deze resultaten kunnen de prothesevoeten en -enkels met elkaar worden vergeleken. De beste prothesevoet heeft de laagste cadans- en het meest symmetrische gangpatroon tot gevolg (dus het minste verschil tussen de linker- en rechtervoet) (Bijlage 12.9.). De Zebris loopband is tijdens de testen horizontaal en geïnclineerd geweest. Op deze manier is getest hoe de prothesevoeten reageren op horizontaal terrein, bergop en bergaf wandelen.
3. Ten derde werd het snowboarden met de prothesen getest, dit gebeurde tijdens het skikamp. Er is vanwege tijdgebrek maar één prothesevoet en één prothese-enkel

getest. De prothesevoet was de Trias en de prothese-enkel was het eerste prototype: Schokdempers 1. Schokdempers 1 & 2 zijn ontwikkelt toen bleek dat er nog geen passende prothese-enkel bestond die aan alle eisen voldeed.

Uit de PCI testen bleek dat de PCI niet alleen het gevolg was van het mechanisch ontwerp van de prothese, maar ook van andere factoren zoals het gewicht van de prothese. Gemiddeld kostte het de minst fysieke kracht om met de Sure Flex in sportschoenen te lopen. De meest fysieke kracht kostte het lopen in deze schoenen met de Trias en Axtion. De prothesevoet die het in de bergschoenen het beste deed was de Mehrzweckgelenkadapter. Het slechtste scoorde Schokdemper 2 in bergschoenen. Gemiddeld kostte het iets meer fysieke kracht om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen. Dit kan liggen aan de schokdempende zool van sportschoenen ten opzichte van bergschoenen. Wanneer er gelopen wordt met een stap snelheid van ± 70 meter per minuut gaat een deel van de energie door de schokdempende zool verloren. Eventueel heeft men wel baat bij sportschoenen wanneer er gerend wordt.

Uit de Zebris resultaten van het lopen op horizontaal terrein, bergaf en bergop, bleek dat de Mehrzweckgelenkadapter (in 0° enkelflexie) de laagste cadans tot gevolg had. Met de Trias werd de hoogste cadans gehaald. Wat betreft een symmetrische gang is de C-Walk de beste, gevolgd door Schokdemper 2. Het slechts scoorde de Mehrzweckgelenkadapter. Een asymmetrische gang blijkt dus niet direct te resulteren in een hogere cadans.

Wanneer de PCI en Zebris resultaten samen genomen werden bleek Schokdemper 2 het best te scoren, gevolgd door de Sure Flex. De Mehrzweckgelenkadapter scoorde ook nu het slechtst. De Brio ankle scoorde het één na slechtst. Deze instelbare prothese-enkels scoren vooral slecht op de helling omdat ze zich daar niet voldoende aan aanpassen. Ze staan nooit goed genoeg ingesteld. Beter scoorden de flexibelere prothesevoeten & -enkels, zoals de Sure Flex, Schokdemper 1 en Schokdemper 2, omdat zij zich vanzelf goed aanpassen aan de ondergrond. Er lijkt dus is een goed begin gemaakt te zijn met een mechanische prothese-enkel. Ook de proefpersoon is erg tevreden met de prothese-enkel. Hij gebruikt hem nu nog steeds wanneer hij gaat bergwandelen of snowboarden. Er zijn nog wel een aantal nadelen aan de enkel; hij is redelijk zwaar, roteert teveel tijdens het lopen en de inbouwhoogte is erg hoog. Om het product te perfectioneren is meer onderzoek nodig.

Wanneer er gekeken wordt naar de meest geschikte prothesevoet voor een bepaalde prothesegebruiker is het noodzakelijk dat er op meerdere onderdelen van de gang gelet wordt zoals cadans, afwikkellijn, parameters en PCI.

SUMMARY

'Does a prosthetic-ankle or prosthetic foot which is adaptable or flexible so that it can be used for the sports, snowboarding, walking on mountains and swimming, exists?' If not, is it possible to design and manufacture a capable prosthesis for these different sports?' This question was submitted by Anvasport ^{Anvasport (2009)}.

The research project took place at the Centrum Technische Orthopedie ^{Centrum Technische Orthopedie (2008a)}. At first, an overview was made to check which flexible or adaptable prosthetic feet and prosthetic ankles are available now a days. A selection from these prosthetics was made and was tested by one male subject. The tested prosthetic feet and prosthetic ankles were the: Trias 1C30, Axtion, C-Walk (Otto Bock), Re-Flex VSP, Sure Flex, Propriofoot (Össur), Mehrzweckgelenkadapter-adaptor A49-Ti2 (Bauerfeind), Multiflex ankle in combination with the Multiflex foot (Endolite), Brio ankle (Endolite) and Impulse™ ankle and -foot with heelbumer soft and medium (Ohio Willow Wood).

The test subject is 58 years old and is a prosthetic user for 12 years now. His left leg was amputated due to a virus infection after bone injury. He has no cardiovascular or other relevant disorders. The subject sports a lot, specially snowboarding and mountain walking. That's why this research project is set on these two sports.

The prosthetic feet and prosthetic ankles have a list of requirements, such as strong enough to use into the mountains and flexible enough to use for snowboarding. The subject usually uses the Trias foot from Otto Bock, with a "total surface bearing" carbon socket and a liner.

Three tests have been done with the prosthetic feet and prosthetic ankles.

1. The first test was the Physical Cost Index (PCI) ^{Institute for Algorithmic Medicine (2007)} to measure the physical energy cost of walking with different prosthesis expressed in heartbeats per meter. The PCI was measured for walking with sneakers and mountainboots.
2. The second test was done using the Zebris treadmill ^{Zebris Medical GmbH (2009)} in which a pressure measurement platform is incorporated. Using this treadmill the cadence (expressed in steps per minute), the gait line length of the left and right foot was measured. Several parameters were also taken in account such as; step length, step time, stance phase and swing phase. These parameters were measured for the left and the right foot. The Zebris treadmill was placed horizontal, inclined and also declined. On the basis of these results it was possible to compare the prosthetic feet and prosthetic ankles. The best prostheses has the lowest PCI, the lowest cadence and the most symmetrical gait pattern (which means the smallest difference between the left and the right foot) (Attachment 12.9.).
3. The third test was snowboarding with some of the prosthesis during ski camp. There wasn't enough time to test all the prosthesis. Only one prosthetic foot and one

prosthetic ankle was tested. The prosthetic foot was the Trias foot from Otto bock. The prosthetic ankle was the first prototype: Shock absorber 1. Shock absorber 1 and 2 were developed when it became clear that no suitable prosthetic ankle existed yet.

The PCI-testresults were not only influenced by the prosthesis, but also by other factors. For example the weight of the prosthesis.

On average for sneakers, the physical cost of the Sure Flex was the lowest. The highest PCI value was for the Trias en Axtion.

On average for mountainboots, the physical cost of the Mehrzweckgelenkadaper was the lowest. Shock absorber 2 showed the highest PCI value.

On average the physical cost of walking with sneakers was a little higher than walking with mountainboots. This may be due to the fact that sneakers have a more shock absorbing sole compared to the more solid sole of mountainboots. When walking, a part of the energy will be lost into the shock absorbing sole. Wearing sneakers may give the subject an advantage when walking with higher speeds.

The Zebris testresults (walking on a horizontal, inclined and declined treadmill) show that the Mehrzweckgelenkadaper (with 0° ankle flexion) achieved the lowest cadence. The Trias reached the highest cadence. When paying attention to the symmetry of the gait, the C-Walk gave on average the best results. Shock absorber 2 showed the second most symmetric gait. The Mehrzweckgelenkadaper had the worst possible gait regarding symmetry between the left and right foot. Conclusion is that an asymmetric gait doesn't seem to result in a higher cadence.

When comparing the PCI results to the Zebris results it seemed that Shock absorber 2 had on average the best results. The Sure Flex showed the second best results. On average the Mehrzweckgelenkadaper scored once again the worst. The second worst results showed the Brio ankle. These adaptable prosthetic ankles showed especially on inclined and declined walkways the worst results because they don't adapt to these conditions by itself. They are never properly enough adapted. Unlike the more flexible prosthetic feet and ankles such as the Sure Flex, Shock absorber 1 and Shock absorber 2 which properly set their self.

The testresults show that a good start was made to develop a mechanical prosthetic ankle. Even the subject himself is very pleased with the prosthetic ankle. He uses it in daily life as well as for mountain walking and snowboarding. Some of the properties of the prosthetic ankle, such as: the weight, the rotation of the ankle while walking and the build in-height of the ankle, need more research to be improved.

When choosing the most proper prosthetic for a specific patient, it's necessary to examine several features of the gait like: cadence, gait line length, parameters and PCI. Some of the prosthetic feet and ankles show an asymmetric gait pattern while they do result in a low cadence when walking, like the Mehrzweckgelenkadaper.

1. INLEIDING

Bestaat er een prothese-enkel of prothesevoet die zo ver in te stellen is en/of verend is dat deze voor zowel snowboarden, bergwandelen als zwemmen te gebruiken is? Zo niet, is het mogelijk een prothese-enkel te maken die dit wel kan? Deze vraag kwam vanuit Anvasport ^{Anvasport (2009)}. Anvasport staat voor Anders Validen sport. Dit is een vereniging zonder winstoogmerk die andersvaliden helpt met het (opnieuw) beoefenen van een sport. Mensen van de organisatie (vaak zelf ook andersvaliden) proberen uit wat mogelijk is met een bepaalde handicap in een bepaalde sport.

Het probleem dat een aantal prothesedragers (lid van Anvasport) ondervinden met sporten is dat de enkel van een prothesevoet niet (ver genoeg en niet altijd gemakkelijk) vast te zetten is in een bepaalde dorsi- en plantairflexiestand. Het gaat hierbij vooral om mensen met een transtibiaal amputatieniveau. De sporten waar de prothesedragers het probleem tegenkomen zijn: bergwandelen, snowboarden en zwemmen.

- Bij het bergwandelen is dit een probleem omdat als prothesedragers bergaf kijken ze voorover neigen te vallen doordat ze alleen op hun hiel steun hebben. Zelfde probleem (maar dan andersom): als ze naar de berg kijken staan ze op hun tenen en neigen ze achterover te vallen.
- Bij het snowboarden staat de enkel niet vast in 90°, maar wat meer naar dorsiflexie.
- Als men zwemt zet men de prothese-enkel het liefst in volledige extensie om zo weinig mogelijk weerstand te hebben in het water, maar als men het bad uitkomt is het gemakkelijker om de prothese-enkel vast te zetten op ca. 90° zodat men meteen kan lopen zonder van prothese te moeten wisselen.

Vanuit Anvasport kwam ook de proefpersoon die deelgenomen heeft aan alle testen voor dit onderzoek. De proefpersoon heeft geen cardiovasculaire of andere bijzondere aandoeningen. Hij is erg actief en beoefent veel sporten, waaronder snowboarden en bergwandelen. Aangezien de proefpersoon vooral deze twee sporten beoefent is er in het onderzoek vooral op deze sporten ingegaan. Voor het zwemmen zou een andere proefpersoon nodig zijn geweest. Bovendien was er te weinig tijd om ook onderzoek te doen naar het gebruik van de prothese in de zwemsport.

De enkel die uit dit onderzoek komt zal zodoende voor de sporten snowboarden en bergwandelen gebruikt worden. Hij moet aan meerdere eisen voldoen, zoals sterk en flexibel genoeg zijn. Indien er geen enkel bestaat die aan de eisen voldoet heeft Anvasport graag een prototype of bij onvoldoende tijd, een ontwerp voor een prototype.

Er zijn reeds vele onderzoeken geweest waarbij is geprobeerd een voorschrift te maken voor Orthopedisch Technologen om een goede keus te maken tussen verschillende prothesevoeten en –enkels uit het hedendaagse grote aanbod ^{Hayden S.,}

Evans R., McPoil T., Cornwall M., Pipinich L. (2000) & Cortes A., Viosca E., Hoyos J.V., Prat J., Sanchez-Lacuesta J. (1997) & Visser C., Polomski W.P., van Lummel R.C., Conradi M., Uiterwaal M. (1999) & Hafner B.J. (2005). & Shurr D. (2005) & Czerniecki J.M. (2005). Deze onderzoeken hebben echter tot nog toe niet tot een definitief overzicht geleid. Een multi-axiale enkel (zoals de Multiflex) zou echter wel tot een symmetrischer gangpatroon leiden ^{Zmitrewicz R.J., Neptune R.R., Walden J.G., Rogers W.E., Bosker G.W. (2006)}.

Volgens recent onderzoek ^{CBS Interactive Inc. (2007)} komt er 'binnenkort' een prothese-enkel op de markt die de specifieke enkelbewegingen na kan bootsen. Deze prothese-enkel wordt aangedreven via een elektrische motor. Tot nog toe is deze prothese-enkel niet op de markt te verkrijgen. Andere onderzoeken zijn juist weer gericht op prothese-enkels die assisteren bij het traplopen ^{Au S., Berniker M., Herr H. (2008)}, maar er is nog geen prothesevoet en -enkel die de exacte natuurlijke bewegingen na kan bootsen.

Het bedrijf waar de stage en het onderzoek plaatsgevonden hebben is N.V. Centrum Technische Orthopedie (C.T.O.) te Wetteren, België. De specialisaties van dit bedrijf zijn: prothesen, orthesen (waaronder zitkussens) en revalidatietechniek (rolstoelen, looprekken, fietsen). In het CTO is een loopschool waar fitnessoefeningen gedaan kunnen worden. Ook is er een brug aanwezig om het lopen met een prothese of orthese te oefenen. Ten slotte bevindt er zich een klein armprothesemuseum in de loopschool ^{Centrum Technische Orthopedie (2008)}.

De werkzaamheden die plaats hebben gevonden in dit bedrijf zijn:

- het meewerken in de werkplaats. Elke paar weken werd gewisseld van afdeling.
- het volgen van een aantal seminaries zoals van Össur die de Cheetah prothesevoet kwam promoten. Er is uitleg geweest van Rodin, zij presenteerden hun nieuwe softwareprogramma om ingescande afdrukken van lichaamsdelen softwarematig te kunnen bewerken, waarna deze afdruk uitgefreesd kan worden. Het laatste seminarie was van Schein Orthopädie Service. Dit ging over de software die bij de Zebris loopband hoorde. Trucjes die mogelijk zijn in de software, wat de standaardwaarden zijn voor een bepaald gangpatroon en waar op gelet moet worden bij een bepaalde pathologie.
- het patiëntencontact. Er zijn gesprekken gevoerd met patiënten en er is door de begeleider uitleg gegeven over verschillende soorten maatnametechnieken en daarop volgend corrigeertechnieken.
- een kijkje nemen in de winkel in Gent.

De opbouw van dit onderzoek is als volgt; eerst wordt gekeken naar de fasen in een normale, niet pathologische, gang en wat de enkel daar voor invloed op heeft. Daarna worden de bewegingen en bewegingsuitslagen van een gezonde enkel en waar op gelet moet worden bij een prothesevoet & -enkel vermeld. Het volgende deel gaat over de prothesevoeten & -enkels die nu op de markt zijn, wat hun prijs is,

hoever ze instelbaar zijn en voor welke mobiliteitsgraad ze bedoeld zijn. De testen die gedaan zijn per prothesevoet & -enkel worden uitgelegd. Verschillende tussenresultaten en conclusies worden uit de gedane testen getrokken. Hierop volgend worden twee prothese-enkels gemaakt die op dezelfde manier als de andere prothesevoeten & -enkels getest worden. Ook deze testresultaten zijn geanalyseerd, waaruit verschillende conclusies getrokken worden. Ten slotte worden de resultaten van alle gedane testen samengenomen waarop eindresultaten en conclusies zijn getrokken.

2. DOELSTELLING

Het doel van dit onderzoek is om prothesedragers met een unilateraal transtibiaal amputatieniveau gemakkelijker te laten sporten. De beoogde sporten zijn snowboarden en bergwandelen. De bedoeling van dit project is één enkel te verkrijgen die voor beide sporten gebruikt kan worden. De zwemsport wordt niet meegenomen in dit onderzoek aangezien de proefpersoon vooral gericht is op snowboarden en bergwandelen. Bovendien zou het onderzoek te uitgebreid worden.

Doordat het niet duidelijk is welke prothesevoet en/of –enkel het meest geschikt is per prothesegebruiker per sport, wordt er in dit onderzoek aandacht besteed aan welke prothesevoet eventueel in combinatie met een prothese-enkel het meest geschikt is om de sporten snowboarden en bergwandelen te beoefenen. Verder is het niet de bedoeling van dit project om een exacte weergave van een gezonde enkel te verkrijgen, maar wel een prothese-enkel die bijdraagt aan een beter gangpatroon dan de prothesevoeten & -enkels die nu op de markt te verkrijgen zijn. Om dit te kunnen meten is gebruik gemaakt van een Zebris loopband in combinatie met het testen van de Physical Cost Index (PCI) per prothesevoet & -enkel. De Zebris loopband wordt gebruikt om de cadans te meten en hoe symmetrisch de gang verloopt. De PCI wordt gemeten om de prothesen te vergelijken met elkaar in de zin van hoeveel fysieke kracht het kost om ermee te lopen, dit wordt uitgedrukt in hartslagen per meter.

Subdoelstellingen zijn: een overzicht geven van alle enkelscharnieren die instelbaar zijn naar dorsi- en plantairflexie, de prijs en overheidsvergoeding, het aantal graden dat de enkel instelbaar is, of hij waterbestendig is en het gewicht van de prothesevoet of -enkel. Er wordt een selectie gemaakt uit de verschillende prothesen. De keuze van de prothesen wordt gemaakt met de hoop op een zo groot mogelijke variatie in testenresultaten.

Indien er geen goede oplossing bestaat wordt er een ontwerp geconstrueerd voor een prothese-enkel. Dit ontwerp wordt getest op dezelfde manier als de andere prothesen. Wanneer uit de testen blijkt dat de prothese-enkel een positief effect heeft op de gang dan is het de bedoeling dat deze prothese-enkel uiteindelijk geperfectioneerd gaat worden en eventueel op de markt gaat komen.

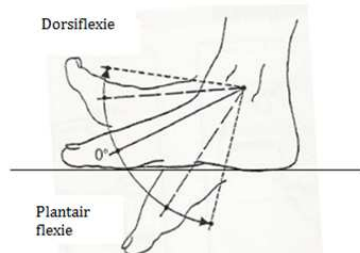
Dit project draagt bij aan het onderzoek naar prothese-enkels en voeten, om de prothesesporters op weg te helpen met het gemakkelijker beoefenen van sport; „Een kleine stap voor de mens, een grote stap voor prothesesporters.”

3. INSTELBARE PROTHESEVOETEN EN -ENKELS

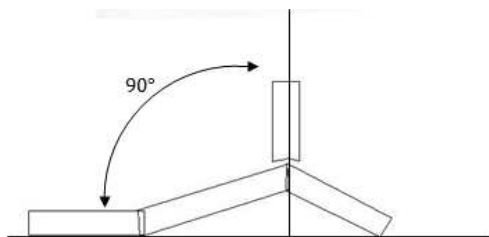
In dit hoofdstuk wordt een overzicht gemaakt van de prothesevoeten en enkels die nu op de markt zijn en instelbaar zijn. Voorafgaand aan dit onderzoek wordt er naar een gezonde enkel gekeken en welke bewegingen deze toelaat.

3.1. DE ENKEL

Als de voet in 90° staat ten opzichte van het onder been, is er geen dorsiflexie of plantairflexie (Figuur 1). De enkel staat in neutrale stand (Figuur 2).

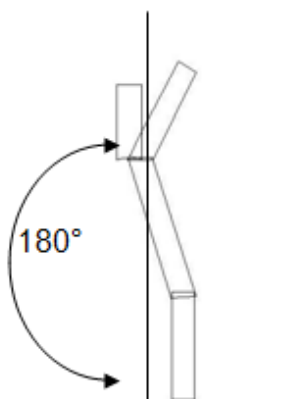


Figuur 1: Dorsi- & plantairflexie van de voet Janssens, K. (2006)



Figuur 2: Neutrale enkelstand Wilk, D. van der (2009)

Theoretisch gezien is volledige extensie van de enkel 90° plantairflexie. De voet maakt dan een hoek van 180° ten opzichte van het onderbeen (Figuur 3).

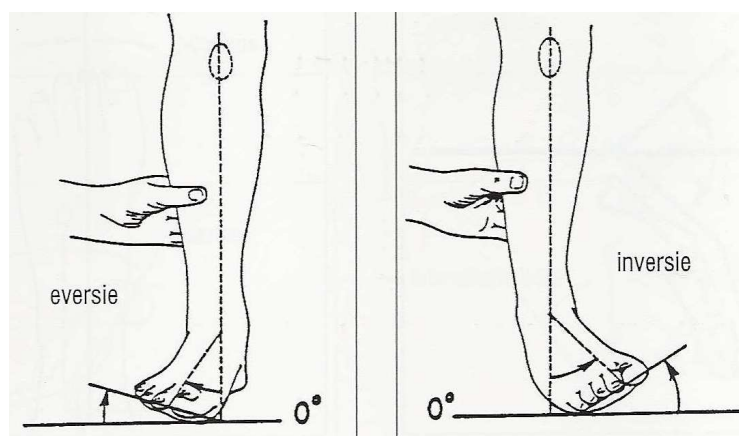


Figuur 3: 90° plantairflexie Wilk, D. van der (2009)

Deze stand is bij een normaal enkelgewricht niet mogelijk vanwege zijn anatomische structuur. Er zijn verschillende studies die diverse eindstanden van de enkel beschrijven. Lissens, M. (2007) beweert bijvoorbeeld dat de enkel 40° dorsiflexie en 75° plantairflexie toe laat. Ander onderzoek van Fy sio rhvh (2009) wijst uit dat de

enkel 20° dorsiflexie en 50° plantairflexie toe kan laten. MediStart BV (2008) geeft aan dat de enkel in 20° dorsiflexie en 30° plantair flexie kan worden gebracht.

Andere bewegingen die de enkel kan maken zijn inversie en eversie. Inversie is een combinatie van plantairflexie, adductie en supinatie ^{Mourik J.B., Patka P. (1990)}. Volgens MediStart BV (2008) laat het enkelgewricht 30° inversie toe. Eversie bestaat uit dorsiflexie, abductie en pronatie ^{Mourik J.B., Patka P. (1990)}. Volgens MediStart BV (2008) kan de enkel 20° eversie toelaten en geen rotatiebeweging maken. Al deze bewegingsuitslagen worden gemeten vanuit neutrale stand. Er blijkt dus veel onenigheid te zijn over de bewegingsuitslagen van de enkel. Dit zou kunnen ontstaan door andere meetprotocollen en/of andere populaties. In dit onderzoek wordt uitgegaan van 30° dorsiflexie, 50° plantairflexie, 20° eversie en 30° inversie.



Figuur 4: Eversie & inversie van de enkel ^{Janssens, K. (2006)}

Tijdens het bergwandelen worden alle bewegingsuitslagen van de enkel gebruikt. Het enkelgewricht moet zich dan aanpassen aan oneffen terrein; stenen, kuilen enzovoorts. Wanneer er bergop gelopen wordt is het noodzakelijk dat de enkel vanaf de 1^{ste} rocker ^{Peeraer L. (2008)} meer dorsiflexie geeft. Als er bergaf gelopen wordt is er minder enkelflexie nodig. Bij het ontwerpen van een prothesevoet en -enkel moet rekening gehouden worden met deze vergrote gewrichtsbewegingen tijdens het bergop en bergaf lopen, inclusief de invloed van spieren hierop ^{McIntosh A.S., Beatty K.T., Dwan L.N., Vickers D.R. (2006)}.

Voor het snowboarden is maximaal 32° dorsiflexie nodig en 16° inversie.

Plantairflexie en eversie zijn in mindere mate nodig. De minimale flexiestand die voor het snowboarden nodig is, is neutrale stand (0°). Het aantal graden dat de enkel beweegt in een snowboardschoen hangt af van het type schoen. Dit kan namelijk een zachte, medium of harde snowboardschoen zijn ^{Woolman G., Wilson B.D., Milburn P. (2003)}.

3.2. DE NORMALE GANG

Tijdens de normale, niet pathologische, gang zijn er verschillende fasen te onderscheiden. De fasen zijn ook in het Engels vertaald omdat het Zebris software programma van Engelse termen gebruik maakt. Verder staan de verschillende "rockers" ^{Peeraer L. (2008)} erbij, deze worden gebruikt om de functie van het enkelgewricht uit te leggen.

- Standfase
 - o Hielcontact → Heel contact
 - o Hielcontact naar voetvlak → Load response → 1^{ste} rocker (Roteren over de hiel.)
 - o Voetvlak → Single support/ foot flat → 2^{de} rocker (Roteren rond de enkel. Voet gaat naar dorsiflexie.)
 - o Voetvlak naar tenen afzet → Pre-swing → 3^{de} rocker (Plantairflexie van de enkel, zodat de hiel van de grond komt.)
 - o Tenen afzet → Toe off
- Zwaai fase
 - o Acceleratie zwaaibeen → Acceleration
 - o Midden zwaai → Mid swing
 - o Deceleratie zwaaibeen → Deceleration

Bij een pathologisch gangpatroon waarbij het enkelgewricht gefixeerd is (te vergelijken met een prothesevoet zonder enkel) bestaat er tijdens de 1^{ste} rocker minder laterale stabiliteit. Deze stabiliteit kan bij de 2^{de} rocker pas weer hersteld worden ^{Zmitrewicz R.J. et. al. (2006) & Gailey R. (2005)}. Maar een vastgezette enkel resulteert ook in een veel kortere 2^{de} rocker. Een methode om toch (sneller) een 2^{de} rocker te krijgen is meer knieflexie te geven door het lichaamszwaartepunt te verplaatsen. Een andere methode is de voet naar 90° opzij te draaien. Deze tweede methode is geen gezicht waardoor altijd de eerste methode wordt gebruikt ^{Peeraer L. (2008)}.

Met een goed werkend enkelgewricht worden abrupte verticale richtingsveranderingen van het lichaamszwaartepunt voorkomen ^{Rietman H.J.S. (2007)}. Oftewel als er een goede enkelfunctie is zullen de 1^e, 2^{de} en 3^{de} rocker geleidelijk in elkaar overlopen. Een prothese-enkel geeft dus meer loopcomfort aan de prothesegebruiker ^{Casillas J-M., Dulieu V., Cohen M., Mercer I., Didier J-P. (1995)}.

Ten slotte is de enkel ook van belang bij het starten en het stoppen met lopen. Er is in die fasen een aanpassing nodig in het postuur maar ook in de spierkracht van de heup en de enkel. Juist deze afzet bij het starten of afremmen bij het stoppen en de daarbij behorende balanscontrole mist bij prothesepatiënten ^{Vrieling A.H., Keeken H.G. van, Schoppen T., Otten E., Halbertsma J.P.K., Hof A.L., Postema K. (2006a) & Vrieling A.H., Keeken H.G. van, Schoppen T., Otten E., Halbertsma J.P.K., Hof A.L., Postema K. (2006b)}.

3.3. PRIJS

De prijs die vermeld wordt in Bijlagen 12.5. & 12.6. is dat wat de patiënt in België volgens het Belgisch vergoedingssysteem voor het hulpmiddel moet betalen. Het Belgisch systeem wordt het Rijksinstituut voor ziekte- en invaliditeitsverzekering (RIZIV) ^{RIZIV (2009)} genoemd.

De prijs is dus de verkoopprijs (gegeven door de fabrikant), inclusief BTW, min de nomenclatuurprijs (dit is de tegemoetkoming vanuit het RIZIV).

Om de verkoopprijs van de producten te achterhalen is de fabrikant benaderd.

De prijzen die hieronder vernoemd worden, gelden alleen als de prothesegebruiker in de hoogste activiteitsgroep zit ^{Centrum Technische Orthopedie (2008b)}. Dit is activiteitsgroep 5,

deze is vergelijkbaar met mobiliteitsgraad 4 volgens het Mobis systeem ^{Otto Bock (2009b)}. In alle lagere categorieën zal de prothesegebruiker zelf meer bij moeten gaan betalen ^{Damme, A. van (2009)}.

3.4. MOBILITEITSGRAAD

Prothesegebruikers worden in 4 verschillende mobiliteitsgraden ingedeeld met oplopend activiteitsniveau volgens het Mobis systeem ^{Otto Bock (2009b)}. De vermelde mobiliteitsgraden zijn in de catalogi opgezocht. Werd er niets vermeld in de catalogus dan is de fabrikant benaderd (Bijlagen 12.5. & 12.6.).

3.5. WAAROM DEZE PROTHESEVOETEN WEL EN ANDERE NIET?

In Bijlage 12.5. zijn de instelbare, of zichzelf instellende prothesevoeten en enkels beschreven. Dit zijn alle gevonden, instelbare prothesevoeten en -enkels die op dit moment op de markt te verkrijgen zijn.

In Bijlage 12.6. zijn speciale ski/ zwem of bergklim uitvoeringen van prothesevoeten beschreven. Daarnaast worden hier de meest bekende en verende prothesevoeten en -enkels vermeld. Dit zijn de paradepaardjes van de bedrijven. De voeten die het CTO het meest gebruikt bij actievare prothesegebruikers worden hier ook genoemd.

Naast de Proprio foot van Össur zijn er nog een aantal computergestuurde prothese-enkels die zelf instelbaar zijn naar plantairflexie. Dit zijn onder andere de Heelfoot van UAF ^{UAF Engineering (2007)} engineering en de Powered ankle-foot van MIT Media Lab ^{MIT Media Lab (2008)}. Deze voeten zijn (nog) niet op de prothesemarkt te verkrijgen en worden daarom niet in Bijlage 12.5. & 12.6. opgenomen.

Naast verende prothesevoeten bestaan er ook verschillende (torsie)adapters die verend, schokdempend of torderend zijn, zoals de Radix Comfort Adapter van Ambroise ^{Ambroise (2009)} of de Ceterus schokdemper van Össur ^{Össur (2009h)}. Sommige torsieadapters kunnen extra stabiliteit geven bij een oneffen ondergrond, maar er is nog geen (torsie)adapter die, behalve een schokdempende, torderende of verende functie, wat toevoegt aan de dorsiflexie, plantairflexie, eversie en inversie.

3.6. SELECTIE UIT PROTHESEVOETEN EN -ENKELS

Er wordt een selectie gemaakt uit de prothesen die in Bijlagen 12.5. & 12.6. genoemd worden. De volgende enkel- en voetprothesen worden besteld, geleend of gezocht in het magazijn. Een paar prothesevoeten, zoals de Re-Flex VSP, de Trias en de Axtion zijn al in het bezit van de proefpersoon.

- Otto Bock
 - o Trias 1C30
 - o Axtion™ 1E56
 - o C-Walk®
- Össur
 - o Re-Flex VSP
 - o Sure Flex
 - o Proprio foot
- Bauerfeind
 - o Mehrzweckgelenkadapter-adapter A49-Ti2

- Endolite
 - o Multiflex ankle (in combinatie met de Multiflex foot)
- Endolite
 - o Brio ankle
- OWW
 - o Impulse™ ankle en -foot met heelbumer soft en medium.

Andere voeten worden niet besteld omdat:

- het prothesevoeten zijn die alleen geschikt zijn voor vrouwen (Össur → Elation en Medipro → Medipro® Flex E).
- het prothesevoeten zijn die alleen bedoeld zijn voor lage activiteitsniveaus (Otto Bock → Enkelassige voet met tenen en Otto BOCK → SACH voet).
- het CTO geen contact met deze bedrijven had wat het moeilijker maakte om bepaalde prothesevoeten en enkels (Proteor → 1D07 t/m 1D57) voor een korte tijd te kunnen lenen.
- er geen contact gemaakt kon worden met sommige fabrikanten (Freedom Innovations en Rampro).
- het aantal te testen voeten te groot werd. Om alle voeten te testen was er niet genoeg tijd in de stageperiode.

De groepen waarin de prothesen in te delen zijn, zijn de volgende:

- Flexvoeten: de Axtion, Re-Flex VSP, Sure Flex.
Flex-voeten zijn op dit moment gemakkelijk te verkrijgen en worden door veel prothesepatiënten gebruikt. Voordat de Flex-voet op de markt kwam was het ontwerp van een prothesevoet niet zo belangrijk. Juist door het gebruik van de Flex-voeten blijkt de ankle range of motion en symmetrie van de gang toe te nemen ten opzichte van ouderwetse prothesevoeten zoals de SACH voet
Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989)
- Carbonvoeten: de Trias, C-Walk en Impulse voet.
- Bionische voeten: de Propriofoot.
Het doel van de Propriofoot is zoveel mogelijk de natuurlijk voet na te bootsen, op die manier zou het minder energie moeten kosten om met deze prothesevoet te lopen Össur (2009c).
- Instelbare prothese-enkels: de Brio ankle en Mehrzweckgelenkadapter.
- Multi-axiale prothese-enkels: de Multiflex ankle.
- Verend naar plantair en dorsiflexie, prothese-enkels: de Impulse ankle.

4. TESTEN

4.1. PROEFPERSOON

Er is één onderbeen prothesegebruiker, verder te noemen: proefpersoon, waarmee de testen zijn gedaan die in dit onderzoek vermeld worden. Er is maar één proefpersoon getest omdat er niet voldoende tijd was in de stageperiode meerdere prothesegebruikers te testen.

De proefpersoon is geboren op 16 december 1950. Meneer heeft nu een leeftijd van 58 jaar, is 1,78m groot en weegt 78 kg inclusief prothese. Op 3 maart 1997 is zijn linker onderbeen geamputeerd als gevolg van een virusinfectie na een botbreuk. De lengte van zijn onderbeen, vanaf kniespleet tot het uiteinde van de stomp, is 20 cm. Hij heeft er zelf voor gekozen om zijn onderbeen te laten amputeren omdat hij al lang in het ziekenhuis heeft gelegen en de doktoren geen oplossing hadden voor zijn steeds verder uitbreidende infectie van bot en weefsel.

De proefpersoon kon 6 maanden na zijn amputatie goed lopen op zijn eerste prothese. Sinds dat hij geamputeerd is heeft hij al verschillende prothesevoeten uitgeprobeerd zoals de Trias, de Reflex VSP en de Axtion. Ook is de proefpersoon al meerde malen gevraagd vanuit fabrikanten zoals Otto Bock of Össur om nieuwe systemen uit te testen. De proefpersoon is namelijk erg fanatiek (mobiliteitsgraad 4/ activiteitscategorie 5) in het beoefenen van sport. Hij heeft zelfs de Mont Blanc beklommen waarbij hij een nieuw systeem van Otto Bock uittestte. Toen er met dit onderzoek begonnen werd liep de proefpersoon al een jaar op de Trias van Otto Bock in combinatie met een “total surface bearing” koolstof koker en liner. De Trias is een redelijk flexibele voet waarmee hij naast normaal gebruik ook mee sport. Ook al is deze voet hiervoor niet bedoeld. De proefpersoon heeft geen cardiovasculaire aandoeningen of andere relevante pathologiën. Hij gebruikt een koolstof koker met silicone liner met een pinsysteem van Össur ^{Össur (2009g)}.

4.2. TESTOPSTELLING

4.2.1. PHYSICAL COST INDEX (PCI)

Om te berekenen hoeveel fysieke kracht het kost om met een bepaalde prothesevoet/ -enkel te lopen wordt de Physical Cost Index (PCI) gebruikt ^{Institute for Algorithmic Medicine (2007)}. Een begrip dat wordt uitgedrukt in hartslagen per meter. Er zijn verschillende studies gedaan over de PCI bij transtibiaal geamputeerde prothesepatiënten die met verschillende prothesevoeten lopen ^{Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) & Hsu Miao-Ju, Nielsen D.H., Yack J., Shurr D.G., Lin-Chan Suh-Jen. (2000) & Barth D.G., Schumacher L., Thomas S.S. (1992) & Visser C. et. al. (1999)}, maar geen van deze onderzoeken waren specifiek gericht op het lopen met verschillende enkelsystemen en ook zijn nog niet alle voeten getest die in dit onderzoek getest worden. Veel van deze onderzoeken zijn gericht op de SACH voet en de FlexFoot eventueel in combinatie met andere prothesevoeten ^{Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) & Hsu Miao-Ju, et. al. (2000) & Barth D.G.,}

Schumacher L., Thomas S.S. (1992) & Macfarlane P.A., Nielsen D.H., Shurr D.G., Meier K. (1991). In dit onderzoek komen wel een aantal Flexvoeten aan bod, maar geen SACH voet.

Om de PCI te kunnen berekenen is er een meetprotocol opgesteld (Bijlage 12.7.1.). Hierin staat dat de proefpersoon zelf de stapssnelheid mag bepalen aangezien het aantal meter gedeeld wordt door het verschil in hartslagen. Bij een hogere snelheid zal er meer afstand afgelegd worden en zal er dus ook meer verschil tussen de beginhartslag en de eindhartslag zijn. Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) concludeerde dat bij stapssnelheden lager dan 67 meter/minuut de verschillen in PCI, gerelateerd naar het type prothesevoet minimaal waren, maar dat bij stapssnelheden hoger dan 67 meter/minuut de PCI waarde van de conventionele prothesevoet hoger was. Daarentegen is in dit onderzoek ook aangetoond dat als de proefpersoon sneller of langzamer zou lopen dan de zelfgekozen stapssnelheid (per prothesevoet) dat dan de PCI ook hoger uitkomt.

Aangezien het in dit onderzoek juist om de laagst mogelijke PCI per prothesevoet gaat, zal de proefpersoon zelf de stapssnelheid per prothesevoet/-enkel kiezen.

In tegenstelling tot voorgaande onderzoeken ^{Visser C. et. al. (1999) & Houdijk H., Pollmann E., Groenewold M., Wiggerts H., Polomski W. (2009) & Torburn L., Perry J., Ayyappa E., Shanfield S. (1990)} is er in dit onderzoek geen tijd geweest om de proefpersoon een aantal weken tot een maand aan elke prothesevoet en -enkel te laten wennen. De proefpersoon heeft daarentegen met elke prothesevoet en -enkel steeds 10 minuten rondgelopen om te wennen. Daarna is pas met de PCI testen en de Zebris loopband testen (hieronder beschreven) begonnen. Doordat de proefpersoon al gewend was om met de Trias, de Axtion en de Reflex VSP te lopen kan het zijn dat deze drie voeten daardoor beter uit de metingen (PCI en Zebris) komen. Hier moet rekening mee gehouden worden.

In dit onderzoek wordt geen zuurstofverbruik gemeten. Het hart wordt ook niet met behulp van een elektrocardiografie geanalyseerd. Dit in tegenstelling tot voorgaande onderzoeken ^{Hsu Miao-Ju et. al. (2000)}. Het registreren en verwerken van al deze gegevens zou teveel tijd kosten.

De verwachting van de PCI met bergschoenen en sportschoenen is dat het minder fysieke kracht zal kosten om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen. Dit omdat bergschoenen zwaarder en stugger zijn en het dus meer fysieke kracht zal kosten om af te rollen en het 'gewicht' steeds mee te moeten nemen. De afrol zal juist bij sportschoenen gemakkelijker gaan door hun flexibele zool en demping.

4.2.2. BERGWANDELEN

Om de druk die de grond uitoefent op de schoen te kunnen meten bij het bergaf-, bergop gaan en het lopen op vlak terrein, wordt er gebruikgemaakt van een Zebris loopband ^{Zebris Medical GmbH (2009)}. Over de volledige lengte van deze loopband (150 x 50 cm) bevindt zich een drukmeetplatform die bestaat uit meer dan 5000 druksensoren. Dit platform voert metingen uit met een frequentie van 120 Hz (optioneel 240 Hz of 360 Hz). De loopband meet verschillende parameters zoals: de afwikkellijn,

staplengte, voetrotatie en staptijd van de linker en rechter voet. Aan de hand van deze resultaten kunnen de prothesevoeten en –enkels met elkaar worden vergeleken. Ook worden de grootte en plaats van de drukken onder de schoenzool weergegeven.

De Zebris loopband wordt in een hoek van 15° bergop gezet, op een vlakke ondergrond en in 10° bergaf gezet. Voorafgaand aan het lopen op de helling, wordt de enkel (indien mogelijk) aangepast naar de hellingsgraat. Bij bergop met een helling van 15° zal de enkel, indien mogelijk, dus ook in een hoek van 15° gezet worden. Is de enkel niet in te stellen, dan wordt deze met een hakhoogte van 1 cm voor sportschoenen en 1,5 cm voor bergschoenen in 90° gezet. Voor deze testen zijn er meetprotocollen opgesteld (Bijlage 12.7.3. & 12.7.4.).

De verwachting bij het bergopwandelen is dat de meeste prothesevoeten en -enkels niet voldoende in dorsiflexie gezet kunnen worden waardoor niet de volledige voet gebruikt word, maar alleen de tenen en bal van de voet.

Bij bergafwandelen zal lang niet altijd de voet ver genoeg in plantairflexie gezet kunnen worden waardoor de voet alleen steun zal geven op de hiel. Dit geeft hetzelfde probleem als bij niet instelbare prothesevoeten en enkels. De prothesegebruiker zal hierdoor het gevoel hebben voorover te vallen.

In onderstaande tabel wordt een overzicht gegeven van het aantal graden dorsi- en plantairflexie waarin de enkels zijn gezet (of zichzelf aanpassen, met betrekking tot de Proprio foot) wanneer er bergop en bergaf gelopen werd (Tabel 1).

Tabel 1: Instellingen bij het bergwandelen per prothesevoet Wilk, D. van der (2009)

Fabrikant, Productnaam	Bergop gaand	Bergaf gaand
Otto Bock, Trias 1C30	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
Otto Bock, Axtion	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
Össur, Re-Flex VSP	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
Össur, Sure Flex	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
Otto Bock, C-Walk	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
Bauerfeind, Mehrzweckgelenkadapter A49- Ti2	0° dorsiflexie en 20° dorsiflexie	0° plantairflexie en 20° plantairflexie
Endolite, Multiflex ankle	0° dorsiflexie en 5° dorsiflexie	0° plantairflexie en 10° plantairflexie
Endolite, Brio ankle	0° dorsiflexie	8° plantairflexie
Össur, Proprio foot	20° dorsiflexie	0° plantairflexie
OWW, Impulse enkel heelbumer medium	0° dorsiflexie	0° plantairflexie
OWW, Impulse enkel heelbumer soft	0° dorsiflexie	0° plantairflexie

4.2.3. SNOWBOARDEN

Bij het snowboarden met de prothesevoeten wordt er gekeken hoeveel de prothesevoeten of -enkels veren naar (vooral) dorsiflexie. Lang niet alle voeten veren voldoende of kunnen niet (voldoende) in dorsiflexie gezet worden. De maximale

dorsiflexiestand die nodig is om te snowboarden is 32° Woolman G., Wilson B.D., Milburn P. (2003). Daarnaast is voor de prothesegebruiker comfortabeler wanneer de prothese-enkel meebeweegt tijdens het snowboarden. De verwachting is daarom dat er bij de meeste prothesevoeten alleen steun zal zijn op de voorvoet doordat de prothese niet voldoende in dorsiflexie gezet kan worden en dat de flexibelere prothese-enkels, zoals de Multiflex ankle beter zullen scoren. Voor deze testen is een meetprotocol opgesteld (Bijlage 12.7.2.).

4.3. VRAGENLIJST

Per prothesevoet is een vragenlijst opgesteld met betrekking tot het comfort voor de patiënt. Op dezelfde vragenlijst zijn de PCI metingen genoteerd (Bijlage 12.8.).

5. TUSSENRESULTATEN EN CONCLUSIES

5.1. PHYSICAL COST INDEX (PCI)

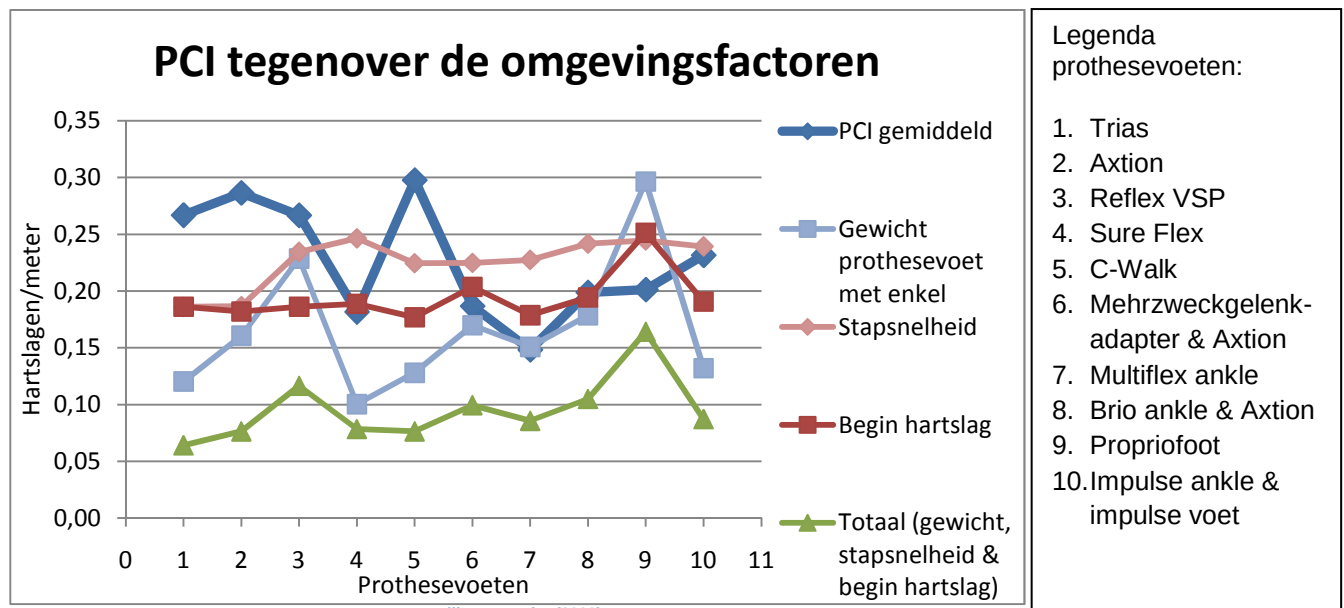
Allereerst worden de PCI uitslagen tegenover verschillende omgevingsfactoren gezet. Op die manier wordt het duidelijker of de PCI werkelijk het gevolg is van de prothesevoet en niet een gevolg van bijvoorbeeld de stapssnelheid. Vervolgens worden de resultaten van het lopen met bergschoenen vergeleken met het lopen met sportschoenen. Daarna worden alle PCI resultaten bij elkaar genomen voor een overzicht per prothesevoet. Ten slotte worden er verschillende conclusies getrokken.

5.1.1. PCI TEGENOVER OMGEVINGSFACTOREN

Om zeker te weten dat de verschillen in de PCI, aan het ontwerp van de prothesevoeten en -enkels ligt en niet het gevolg is van een bepaalde omgevingsfactor, zijn er verschillende factoren vergeleken met de PCI (Grafiek 1).

De volgende omgevingsfactoren zijn met elkaar vergeleken:

- Het gewicht van de prothesevoet & -enkel, dit is inclusief de benodigde adapters en buizen, maar uitgezonderd de koker die bij elke test hetzelfde gewicht had. Het gewicht is gerelativeerd zodat deze beter te vergelijken is met de PCI (Grafiek 1).
- Stapsnelheid; ook al wordt het uiteindelijke verschil in hartslag (hartslag eind min hartslag begin, beiden in slagen/min = verschil in hartslag) gedeeld door het aantal afgelegde meters. Het zou kunnen dat er bij een hogere stapssnelheid sowieso een hogere PCI waarde uitkomt. Voorgaande onderzoeken zijn dan ook uitgevoerd op een loopband om ervoor te zorgen dat de stapssnelheid constant zou zijn ^{Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) & Hsu Miao-Ju et. al. (2000)}. Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) concludeerden dat bij stapssnelheden lager dan 67 meter/minuut de verschillen in PCI, gerelateerd naar het type prothesevoet minimaal waren. Maar bij stapssnelheden hoger dan 67 meter/minuut de PCI waarde van de conventionele prothesevoet hoger was. Na afloop van dit onderzoek bleek dat bij twee prothesevoeten, namelijk de Trias en de Axtion, de stapssnelheid gemiddeld lager lag dan 67 meter/minuut. Ook concludeerden Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989) dat wanneer de proefpersoon zelf de stapssnelheid mocht kiezen, de PCI waarde het laagste was. Net als het gewicht van de prothese zijn ook de stapssnelheden gerelativeerd om ze beter te kunnen vergelijken met de PCI (Grafiek 1).
- De beginhartslag. Het zou kunnen dat wanneer de beginhartslag al hoog ligt, de maximale hartslag op een gegeven moment niet meer hoger kan. Het verschil in hartslagen per minuut zal dan kleiner zijn tussen begin hartslag en eindhartslag ook al is er hetzelfde aantal meters afgelegd. De PCI zal dan lager uitkomen.



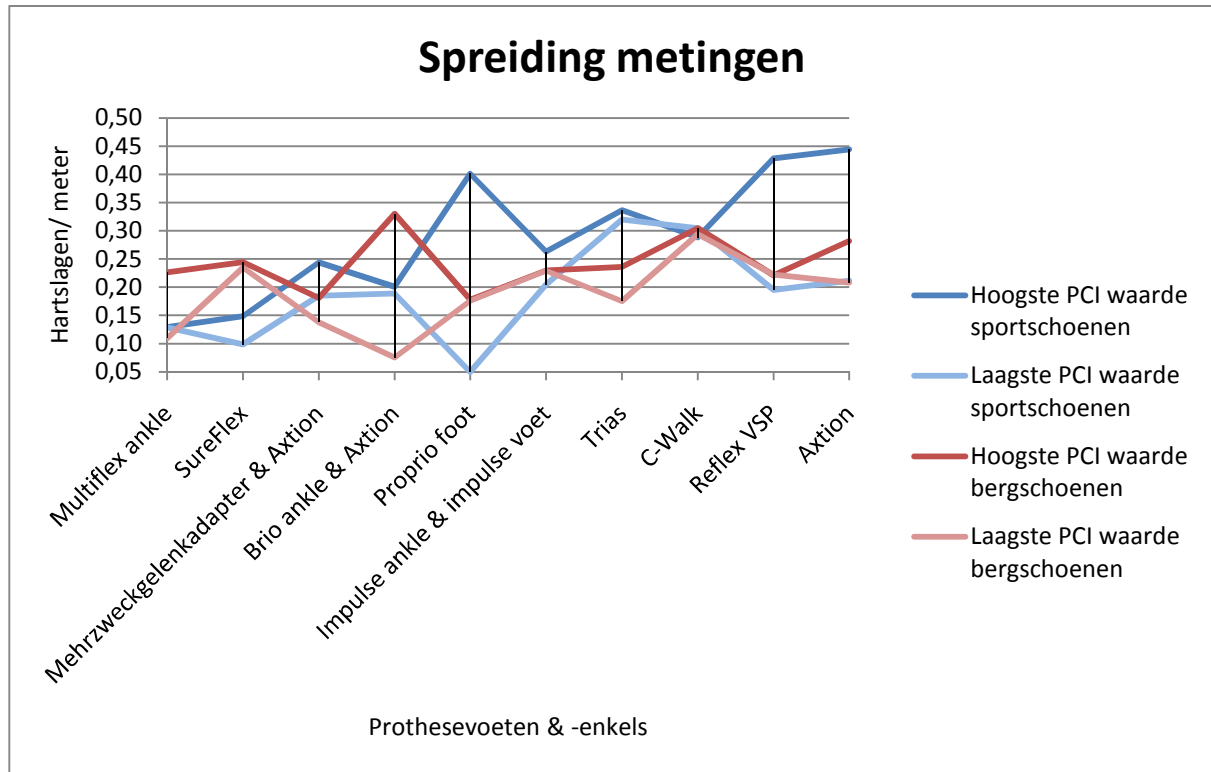
Er lijkt geen verband te zijn tussen de beginhartslag en de PCI. Ook de stapsnelheid lijkt geen directe invloed te hebben op de PCI. Wel is er enige overeenkomst te zien tussen het gewicht van de prothese en de PCI. Beide lijnen volgen elkaar bij sommige prothese-voeten, zoals van de Trias naar de Axtion en van de Mehrzweckgelenkadapter naar de Multiflex anke. Hierbij is geen sprake van oorzaak en gevolg. Een duidelijke uitzondering hierop is de Propriofoot. Ondanks dat deze prothesevoet redelijk zwaar is kost het niet heel veel meer energie om met deze prothesevoet te lopen dan met de andere prothesevoeten (Grafiek 1). Dit zou kunnen liggen aan het feit dat de Propriofoot assisteert tijdens het gaan omdat het een bionische prothese is.

Andere omgevingsfactoren die invloed kunnen hebben op de PCI zijn; temperatuur, luchtvochtigheid, gemoedstoestand, stomplengte Barth D.G., Schumacher L., Thomas S.S. (1992), klimaat, uithoudingsvermogen en fysieke toestand Hsu Miao-Ju et. al. (2000). Er zijn geen apparaten aanwezig geweest in de testruimte om deze parameters te meten en sommige parameters zijn niet goed objectief te meten (bv. gemoedstoestand). Bovendien zijn alle testen met dezelfde proefpersoon gedaan waardoor het niet nodig was de stomplengte en fysieke toestand te meten Pitetti K.H., Snell PG., Stray-Gundersen J., Gottschalk F. (1987).

Een andere omgevingsfactor die invloed kan hebben op de PCI is de uitlijning van de prothese. Ondanks dat de prothese steeds volgens de meetprotocollen uitgelijnd is, kan het zijn dat hier fouten ingeslopen zijn (Bijlage 12.7.1.). Afwijkingen in de uitlijning zijn niet bekend en kunnen zodoende niet worden teruggekoppeld aan de PCI resultaten.

5.1.2. PCI SPORTSCHOENEN VS BERGSCHOENEN

De PCI van de verschillende prothesevoeten met sportschoenen en bergschoenen zijn tegen elkaar uitgezet (Grafiek 2). Deze grafiek is opgesteld om een beter overzicht te krijgen van de overlap van de resultaten van het lopen met bergschoenen en sportschoenen.

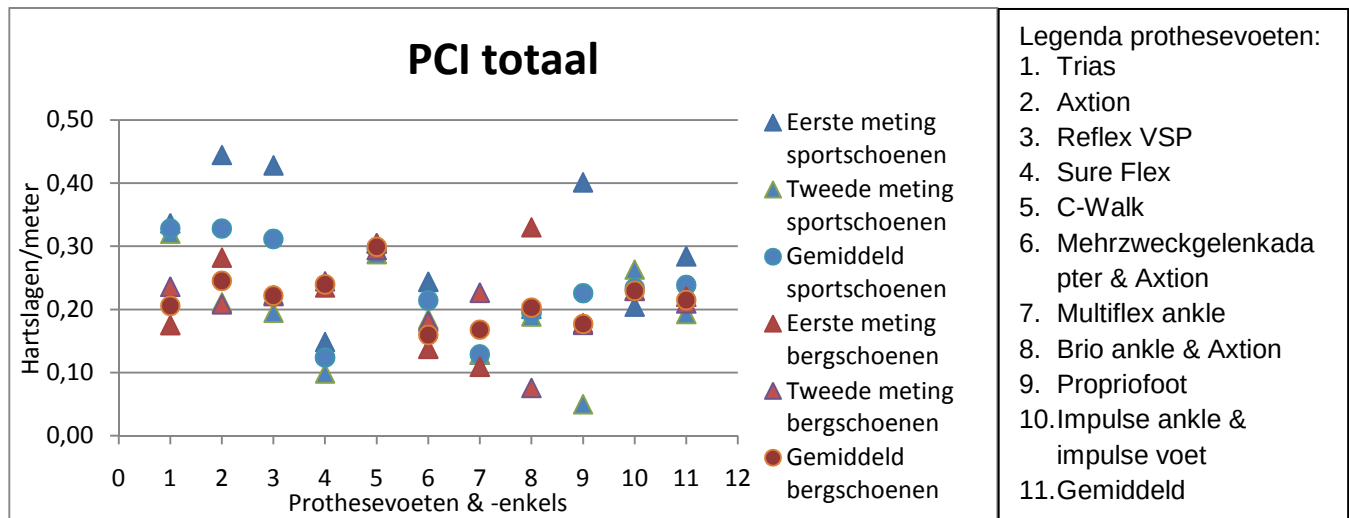


Grafiek 2: PCI Spreiding; sportschoenen vs bergschoenen Wilk, D. van der (2009)

Er blijkt veel overlap te zijn tussen de resultaten van het lopen met sportschoenen en bergschoenen (Grafiek 2). In veel gevallen is het daardoor niet eenduidig of het meer of minder fysieke kracht kost of dat er met sportschoenen of bergschoenen gelopen wordt. Het is wel duidelijk dat het bij de Trias minder fysieke kracht kost om met bergschoenen te lopen dan met sportschoenen. Ook is het opvallend dat het redelijk veel fysieke kracht kost om met de C-Walk te lopen en dat alle 4 de metingen, dus van de 2 metingen met bergschoenen en de 2 metingen met sportschoenen, erg dicht bij elkaar liggen. Dit betekent dat de C-Walk een erg constante voet is en dat het niet uitmaakt met welk schoeisel er gelopen wordt. Dit in tegenstelling tot alle andere prothesevoeten.

Een ander opvallend gegeven is dat bij de Propriofoot, de Axtion en de Reflex VSP de twee metingen met sportschoenen erg ver uit elkaar liggen, terwijl deze metingen bij de Trias, Sure Flex, C-Walk, Mehrzweckgelenkadapter, Multiflex, Brio anke en Impulse anke & voet juist zo dicht bij elkaar liggen.

De 2 metingen per prothesevoet met bergschoenen aan liggen over het algemeen dichter bij elkaar (er is minder spreiding) dan de 2 metingen met sportschoenen. Bergschoenen zijn dus over het algemeen constanter dan sportschoenen.



Grafiek 3: PCI bergschoenen vs sportschoenen Wilk, D. van der (2009)

De metingen van het lopen met sportschoenen en bergschoenen, met de daarbij behorende gemiddelde PCI waarden, zijn in bovenstaande grafiek uitgezet (Grafiek 3). De prothesevoet die het in de bergschoenen gemiddeld het beste doet is de Mehrzweckgelenkadapter. Het slechtst scoort de C-Walk in bergschoenen. De prothesevoet waarbij het gemiddeld, met sportschoenen, het minst fysieke kracht kost om mee te lopen is de Sure Flex. Het meest fysieke kracht kost het lopen met de Trias en Axtion. Gemiddeld, dus de PCI resultaten voor bergschoenen en sportschoenen samen, kost het voor de proefpersoon het meeste fysieke kracht om met de C-Walk te lopen. Het lopen ging het gemakkelijkst met de Multiflex anke (Grafiek 3).

Gemiddeld kost het net wat meer energie om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen (Grafiek 3). Dit kan liggen aan de schokdempende zool van sportschoenen. Waarschijnlijk kost het lopen bij een stapssnelheid van rond de 70 meter per minuut meer energie met sportschoenen omdat deze energie door de schokdemping voor een deel verloren gaat. Eventueel heeft men wel baat bij sportschoenen wanneer er met een hogere snelheid gerend wordt. De bergschoenen zijn wel stugger qua zool, maar hebben niet zoveel schokdemping dus ook minder verlies. De vooraf opgestelde hypothese is dus verworpen (4.2.1. Physiological Cost Index (PCI)).

Uit eerder onderzoek bleek dat de Flex voet een PCI waarde had van 0,25 hartslagen/ meter ^{Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989)}.

Dit lijkt erg op de gemiddelde waarde, van de Flex-voeten in sportschoenen, van 0,23 hartslagen/ meter in dit onderzoek.

Gekeken naar grafiek 3 worden per prothesevoet de bijzonderheden vermeld:

1. Trias

Met deze voet kost het voor de proefpersoon meer fysieke kracht om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen.

2. Axtion

Het is niet zeker of het voor de proefpersoon meer fysieke kracht kost om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen. Het gemiddelde van het lopen met de sportschoenen ligt wel boven het gemiddelde van het lopen met de bergschoenen. Maar er is overlap tussen de metingen. Om met zekerheid een conclusie hieruit te kunnen trekken zijn er meerdere metingen nodig.

3. Reflex VSP

De 2 metingen van het lopen met bergschoenen liggen erg dicht bij elkaar. De metingen van het lopen met sportschoenen daarentegen liggen veel meer verspreid. Hsu Miao-Ju et. al. (2000) concludeerden dat de gemiddelde PCI waarde van de Reflex VSP 0,185 hartslagen per meter bedroeg, bij een stapsgesnelheid van ongeveer 76 meter/minuut. Dit is aanzienlijk lager dan de onderzochte 0,27 hartslagen/meter. Dit verschil zou aan het soort schoeisel kunnen liggen, aangezien er niet bekend is met welk schoeisel er gelopen is bij het onderzoek van Hsu Miao-Ju et. al. (2000).

Een ander verschil is dat er in het onderzoek van Hsu Miao-Ju et. al. (2000) meerdere proefpersonen hebben gelopen met de Reflex VSP terwijl in dit onderzoek er maar door één proefpersoon gelopen is met deze voet. Bij een grotere populatie zou de gemiddelde PCI waarde lager kunnen uitkomen.

4. Sure Flex

Het kost voor de proefpersoon, bij alle metingen die gedaan zijn, meer fysieke kracht om met de bergschoenen te lopen dan met sportschoenen. De twee metingen van bergschoenen en de twee van sportschoenen liggen erg dicht bij elkaar. Het lopen met deze voet in de sportschoenen kost over het algemeen weinig fysieke kracht, vergeleken met de meeste andere prothesevoeten. De Sure Flex in sportschoenen is dus een goede voet voor de proefpersoon. Dit wordt beaamd door Visser C. et. al. (1999). In dat onderzoek vermelden de proefpersonen dat ze juist bij de Flexvoet een betere afwikkeling en betere vering ondervinden. Dit was het duidelijkst te merken bij het lopen over oneffen terrein.

Wat betreft de comfortabele stapsgesnelheid: deze komt erg overeen met wat er gemeten wordt in het onderzoek van Houdijk H. et. al. (2009). Uit dat onderzoek blijkt dat de proefpersonen gemiddeld met 81 meter/minuut gemakkelijk stapten. Uit dit onderzoek blijkt dat de proefpersoon gemiddeld met 80,09 meter/minuut gemakkelijk stapte met de Sure Flex. Deze waarden komen dus erg overeen.

5. C-Walk

Het kost met deze prothesevoet voor de proefpersoon evenveel fysieke kracht om met sportschoenen te lopen als met bergschoenen. Deze PCI waarde ligt wel redelijk hoog vergeleken met de andere prothesevoeten: de meeste metingen liggen onder deze PCI waarde.

6. Mehrzweckgelenkadapteradapter

Het kost meer fysieke kracht om met sportschoenen te lopen dan met

bergschoenen. De beide metingen van sportschoenen en bergschoenen liggen erg dicht bij elkaar wat betekent dat de metingen secuur gedaan zijn.

7. Multiflex ankle

Er is weinig spreiding tussen de beide metingen. Maar aangezien er overlap is tussen sportschoeisel en bergschoeisel is er niet met zekerheid een conclusie te trekken.

8. Brio ankle & Axtion

Tussen de metingen van de bergschoenen zit erg veel spreiding. Het is dan ook niet zeker dat er met het ene schoeisel beter gelopen wordt. Oftewel dat het minder fysieke kracht kost om met een bepaald schoeisel te lopen. De metingen van sportschoenen liggen wel erg dicht bij elkaar. Hieruit blijkt dat het minder fysieke kracht kost om met sportschoenen en de bio ankle te lopen dan met sportschoenen en de Trias. Maar daarentegen kost het minder fysieke kracht om met sportschoenen en de Sure Flex en de Mehrzweckgelenkadapter te lopen.

9. Propriofoot

De metingen van de sportschoenen liggen erg ver uit elkaar. Het kan dus zijn dat er een meetfout ingeslopen is. Er is daardoor niet met zekerheid te zeggen dat het met het ene schoeisel meer fysieke kracht kost om te lopen dan met het andere.

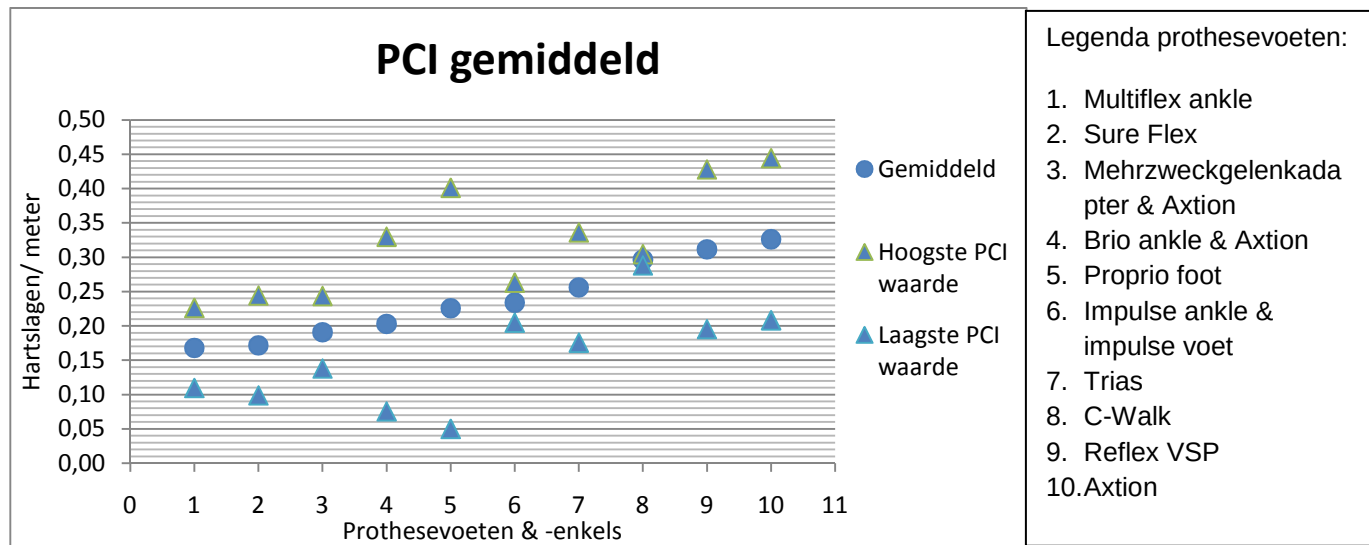
10. Impulse ankle heelbumper soft & Impulse voet

Alle vier de metingen liggen erg dicht bij elkaar. Hieruit blijkt dat het net als bij de C-Walk bijna geen verschil maakt met welk schoeisel er gelopen wordt.

Bij de Trias, Axtion, Reflex VSP VSP, Mehrzweckgelenkadapter en Propriofoot ligt de gemiddelde PCI waarde van de bergschoen lager dan van de sportschoen. Bij de Trias is dit verschil het duidelijkst. Bij veel metingen is er sprake van overlap (Grafiek 3). Er is daarom niet met zekerheid te zeggen dat het gemiddelde van de PCI met sportschoenen en bergschoenen niet zal veranderen wanneer er meerdere metingen gedaan worden.

5.1.3. PCI OVERZICHT

De resultaten van het lopen met sportschoenen en het lopen met bergschoenen zijn bij elkaar gevoegd zodat er naar het gemiddelde fysieke krachtverbruik per prothesevoet gekeken kan worden. De grafiek is gesorteerd van de laagste gemiddeld PCI tot de hoogste gemiddelde PCI waarde (Grafiek 4).



Grafiek 4: PCI gemiddeld Wilk, D. van der (2009)

De verschillen tussen de prothesevoeten lijken niet erg groot zijn, er is namelijk veel overlap tussen de hoogste en laagste metingen. Desondanks zit er tussen sommige voeten een redelijk verschil in PCI. Bijvoorbeeld tussen de C-Walk en de Multiflex ankle, Sure Flex, Mehrzweckgelenkadapter & Axtion en de Impulse ankle & -voet. Het kost de proefpersoon namelijk, bij alle gedane metingen, meer fysieke kracht om met de C-Walk te lopen dan met de Multiflex ankle, Sure Flex, Mehrzweckgelenkadapter & Axtion en de Impulse ankle & -voet (Grafiek 4). Dit komt voor een groot deel overeen met voorgaand onderzoek van Hsu Miao-Ju, Nielsen D.H., Lin-Chan Suh-Jen, Shurr D. (2006). Zij concludeerden namelijk dat het meer fysieke kracht kost om met de C-Walk te lopen dan met de Flexvoet.

Opvallend is dat bij de Impulse ankle & -voet en de C-Walk het verschil tussen de hoogste en laagste meting erg klein is. De spreiding is bij de Multiflex ankle, Sure Flex, Mehrzweckgelenk & Axtion, Trias, Reflex VSP en Axtion juist vergelijkbaar. De spreiding tussen hoogste en laagste meting is bij de Brio ankle & Axtion en de Proprio foot veel groter dan de bij de andere prothesevoeten (Grafiek 4).

Gemiddeld kost het, bij deze metingen, de proefpersoon het meeste fysieke kracht om met de Axtion te lopen en het minste fysieke kracht om met de Multiflex ankle te lopen. Om dit met 100% zekerheid te kunnen zeggen zijn er meer dan 4 metingen per prothesevoet nodig. Er kunnen namelijk altijd meetfouten ingeslopen zijn, die juist bij de spreiding tot uiting kunnen komen (Grafiek 4).

5.1.4. PCI CONCLUSIES

De PCI waarden zijn niet alleen het gevolg van het ontwerp van de prothesevoet en prothese-enkel, maar ook van het gewicht van de prothesevoet en eventueel andere, niet gemeten, omgevingsfactoren. Ook is gebleken dat het verschil maakt met welk schoeisel er gelopen wordt. Bij sporschoeisel blijkt meer energie verloren te gaan bij een gewone stapssnelheid van 3 tot 4 meter per seconde.

5.2. ZEBRIS LOOPBAND

De resultaten van het lopen op de Zebris loopband zijn in Bijlage 12.10. weergegeven. Steeds is gekeken welke afbeelding van de drukken onder de schoen goed het gemiddelde weergave van alle gezette stappen. Deze afbeeldingen zijn gebruikt voor Tabel 8. Helaas ging tijdens de testen één van de sportschoenen kapot waardoor de rest van de testen gedaan is met één paar andere sportschoenen. Dit is te zien aan het zoolpatroon. Er is voor sportschoenen gekozen omdat deze een flexibelere zool hebben waardoor er gemakkelijker onderscheid is te zien in grootte van de druk onder de zool. Bergschoenen hebben namelijk een veel stuggere zool.

De drukken zowel links als rechts onder de schoenzool zijn per prothesevoet voor het bergop gaan, op vlak terrein en het bergaf gaan in Bijlage 12.10. neergezet. Onder de kolom met de naam butterfly is de verplaatsing van het zwaartepunt van het lichaam te zien. Bij een niet pathologische gang is er sprake van een symmetrische butterfly (Bijlage 12.10.).

5.2.1. CONCLUSIES

Uit tabel 8 zijn een aantal algemene conclusies te trekken (Bijlage 12.10.):

- Bij het bergop gaan is er een grotere druk te zien op de teen van de rechter voet. Dit kan worden verklaard door het feit dat er bij bergop gaan 'flink' afgezet moet worden om voldoende verticale verplaatsing naar boven te krijgen. Vooral als er maar één gezonde voet is, zal deze extra moeten werken om in dezelfde tijd een bepaalde verticale afstand te kunnen overbruggen. Een alternatief is minder snel lopen, maar dan nog is er een bepaalde druk nodig van de grote teen op de grond om een afstand af te leggen. Deze druk zal bij een lagere snelheid alleen kleiner zijn.
- Bij vlak terrein is er over het algemeen aan de rechterkant geen grotere druk waargenomen. Over het volledige oppervlak van de onderkant van de schoen is de druk goed verdeeld.
- Als de proefpersoon bergaf gaat is het opvallend dat er vaker een grotere druk op de laterale kant van de rechterhiel voorkomt. Dit kan worden verklaard door het opvangen van de, verticaal naar beneden gerichte, snelheid op de hiel en juist op de laterale kant omdat bij het lopen de druk ook verloopt vanuit de laterale kant van de hiel, dan naar het midden van de voorvoet en vervolgens naar de grote teen (Bijlage 12.9.).
- Over het algemeen als er zich ergens onder de voet een hogere druk bevindt, dan is het ook zo dat de verplaatsing van het zwaartepunt, dat weergegeven wordt de kolom met daarboven: Butterfly, zich meer naar dit punt met de hoge drukken begeeft. Er lijkt dus een verband te zijn tussen de verplaatsing van het zwaartepunt en het ontstaan van hogere drukken onder de voet. Het duidelijkst is dit verband te zien bij de Mehrzweckgelenkadapter bergaf, wanneer deze in 20° plantairflexie staat.

- Bij ongeveer alle prothesevoeten is de butterfly symmetrisch wanneer er op een horizontale ondergrond gelopen wordt, maar wanneer er bergop of bergaf gelopen wordt zijn veel van de butterfly's asymmetrischer. Vooral bij instelbare prothese-enkels zoals de Mehrzweckgelenkadapter en de Brio anke zijn deze butterfly's erg asymmetrisch.

Er worden ook een aantal prothesevoet specifieke conclusies getrokken:

- Trias
 - o Bergop is de druk onder de linkervoet grotendeels verdeeld, maar er is geen tenenafzet te zien die juist bij het bergop gaan van belang is. De butterfly geeft ook aan dat er een asymmetrie is tussen het linker en rechter been. De linker 'vleugel' van de butterfly is kleiner wat betekent dat de linkervoet minder gebruikt wordt wat betreft de lengte. Oftewel de afwikkellijn van links korter is dan rechts. Dit blijkt ook uit de meetresultaten (Bijlage 12.10.); links heeft een afwikkellijn van 202 mm ten opzichte van rechts die een afwikkellijn heeft van 233 mm. De Trias is dus niet zo geschikt om bergop te lopen.
 - o Op vlak terrein is de druk over de linkerzool verdeeld. Dit is ook het geval bij de rechterzool, alhoewel er bij de metatarsalen rechts minder druk is dan op de plaats waar de metatarsalen links zich zouden moeten bevinden. Ondanks dat is de butterfly mooi symmetrisch. De Trias is dus een goede voet om op vlak terrein mee te lopen.
 - o Bergaf is er een misstap te zien in de butterfly. Dit kan gebeuren doordat de proefpersoon teveel met links aan de rechterkant van de loopband heeft gelopen of andersom. Helaas is deze misstap pas geconstateerd tijdens het maken van het schrijven van het verslag waardoor deze meting niet overnieuw gedaan kon worden. Dit in het achterhoofd gehouden is te zien bij de butterfly dat deze voet bij het bergaf gaan een goed symmetrische verdeling van het zwaartepunt geeft. De drukken onder de voorvoet links zijn net als rechts kleiner dan bij het lopen op vlak terrein en het bergop gaan. De trias is dus wat betreft de verplaatsing van het zwaartepunt en de drukken onder de schoenzool een redelijk goede voet om bergaf te lopen.
- Axtion
 - o Bergop is deze voet te vergelijken met het bergop gaan met de Trias; de drukken zijn over de linker voet verdeeld, er is geen grote teen afzet en de butterfly is een beetje asymmetrisch. De linker 'vleugel' is wat kleiner dan de rechter. De Axtion is wat betreft de butterfly geschikter dan de Trias om bergop te lopen. Er is namelijk wat meer symmetrie te zien in de butterfly.
 - o Bij vlak terrein is er meer druk aan de laterale kant van de voetzool te zien. Dit zou kunnen liggen aan de uitlijning of aan de voet zelf, dat deze stugger is en daardoor minder gemakkelijk aan de laterale kant in veert. Sowieso stapt de proefpersoon redelijk breedsporig. Dit is ook te

zien aan de adapter onder de koker. Deze is namelijk naar lateraal verlegd met een translatie adapter. Wat betreft de butterfly wordt er met deze prothesevoet goed symmetrisch gelopen. De Axtion voet is dus wat betreft de butterfly een goede voet om op vlak terrein te lopen wel zou er nog naar de uitlijning van de prothese gekeken moeten worden.

- o Bij het bergaf gaan is er een kleine overdruk te zien op de laterale kant van de linker hiel. Maar deze overdruk is ook lichtelijk te zien bij de rechtervoet op dezelfde plaats. Wel is de druk bij de rechtvoet nog meer naar de teen gericht. Dit mist bij de linkervoet wat resulteert in een asymmetrische butterfly. In deze butterfly is namelijk te zien dat de rechter afwikkellijn wat langer doorloopt dan de linker afwikkellijn. Volgens de meetresultaten (Bijlage 12.10.) is de linker afwikkellijn inderdaad korter dan de rechter. De linker voet heeft een afwikkellijn lengte van 193 mm en recht is daarentegen 234 mm. Ondanks dit verschil is er toch een redelijke symmetrie tussen links en rechts. De prothesevoet is dus redelijk geschikt om bergaf te lopen, maar niet ideaal.
- Reflex VSP

Bij alle drie de terreinen is er sprake van een grote druk op de voorvoet. Dit zou aan de uitlijning kunnen liggen, maar dat is niet waarschijnlijk omdat de uitlijning dan extreem fout geweest zou zijn. Omdat de druk er is zowel met het bergop lopen als met het bergaf lopen. Waarschijnlijk ligt deze grotere druk daarom aan het ontwerp van de prothesevoet.

 - o Bergop is er bij de linkervoet een soort van tenenafzet te zien. Dat komt overeen met de rechtervoet. Er is dan wel meer druk aan de voorkant van de voet, de butterfly geeft aan dat er net teveel druk op de voorkant staat waardoor de linker 'vleugel' verschoven is naar de voorkant van de voet en dus weer geen symmetrie aangeeft. Daardoor is deze prothese voet niet zo geschikt om mee bergop te lopen.
 - o Op vlak terrein blijft deze grote druk op de linker 'teen' bestaan waardoor de linker 'vleugel' van de butterfly meer naar de voorkant van de voet is gelegen dan de rechter kant van de butterfly 'vleugel'. Dit geeft een asymmetrie van de verplaatsing van het lichaamszwaartepunt weer. Daardoor is de prothesevoet niet ideaal om te lopen op vlak terrein. De Trias en Axtion geven een symmetrischer patroon.
 - o Bij het bergaf gaan blijft de grote druk op de voorvoet bestaan. De butterfly is dan ook erg asymmetrisch. De Reflex VSP is dus geen geschikte voet om mee bergaf te lopen.
- Sure Flex
 - o Bij het bergop lopen is een soort van tenenafzet te zien bij de linkervoet. Maar daarentegen is er erg weinig hielcontact. Dit is te zien in de linker kant van de butterfly. Deze is verschoven naar de kant van de tenen van de linkervoet wat een asymmetrie geeft ten opzichte van

de rechtersvoet. Dit zou aan de uitlijning kunnen liggen, maar dit ligt ook aan de prothesesvoet zelf aangezien deze zich niet aanpast aan verschillende hellingen. In dit geval is de Sure Flex geen goede voet om mee bergop te lopen.

- o Op vlak terrein geeft de prothesesvoet net teveel druk op de voorkant wat ook een asymmetrie geeft in de butterfly. Deze voet is niet zo erg geschikt om op vlak terrein mee te lopen.
- o Bij het bergaf gaan geeft de prothesesvoet wat teveel druk op de hiel vergeleken met rechts. Opvallend is dat deze prothesesvoet juist ook op de mediale kant van de hiel druk geeft terwijl de proefpersoon breedsporig loopt. Ondanks dat de druk onder de linkersvoet niet helemaal zo verdeeld is als onder de rechtersvoet geeft de butterfly toch een redelijk symmetrisch verloop. Deze prothesesvoet zou dus gebruikt kunnen worden voor het bergaf lopen, maar is niet ideaal.
- C-Walk
 - o Bergop is er bij de linkersvoet net als bij de rechtersvoet een verhoogde druk te zien op het voorste gedeelte van de voet. Helaas heeft deze druk zich niet gelokaliseerd op de grote teen. Wel geeft de butterfly een redelijk symmetrische verplaatsing van het zwaartepunt van het lichaam weer; de butterfly is redelijk symmetrisch. De C-Walk is dus redelijk geschikt om mee bergop te lopen.
 - o Op vlak terrein geeft de C-Walk een hogere druk op de voorkant van de linkersvoet. Dit zou aan de uitlijning kunnen liggen. Toch is de butterfly erg symmetrisch waardoor dit een goede prothesesvoet is om mee op vlak terrein te lopen.
 - o Als er bergaf gegaan wordt met de C-Walk blijkt dat de grotere druk op de voorvoet weer erg zichtbaar wordt bij de prothesekant. Ook is er een grotere druk op de voorzijde van de hiel te zien. Ondanks deze hogere drukken op beide plaatsen geeft de butterfly een redelijk symmetrisch verloop weer van de verplaatsing van het zwaartepunt. De C-Walk is daardoor een redelijk goede voet om mee bergaf te lopen.
- Mehrzweckgelenkadapter

Bij deze metingen is duidelijk te zien wat het probleem is bij instelbare enkels. Er wordt of teveel of te weinig dorsi- en plantairflexie gegeven in de enkel waardoor er overdrukken ontstaan op de voorvoet of op de hiel. Meestal is het zo de hoek is van een bepaalde helling niet duidelijk is, wat het instellen van de prothese-enkel er niet makkelijker op maakt. Zeker bij een niet constante helling, bijvoorbeeld bij een bergwandeling, varieert de hellingsgraad ook nog eens. Conclusie is dat een instelbare enkel niet geschikt is voor het lopen op hellingen die geen constante hellingsgraad hebben.

 - o Bergop in 0°, neutrale stand. Op de linkervoorvoet is een overdruk te zien. Het is duidelijk dat de prothesesvoet voor deze helling teveel in plantairflexie staat. Gevolg is dat er bijna geen druk is op de hiel van de prothesesvoet wat weer terug te zien is in de butterfly. De linker 'vleugel'

is meer naar de tenen verschoven waardoor de butterfly een asymmetrisch uiterlijk krijgt. Met deze instelling is de Mehrzweckgelenk niet geschikt om op deze helling te lopen.

- o Bergop in 20° dorsiflexie. Er is nu veel meer symmetrie te zien bij de butterfly en bij de drukken onder de schoen tussen links en rechts dan wanneer de adapter in neutrale stand staat. Er is wel wat meer druk aan de laterale kant van de hiel van de prothesevoet, maar dit is ook lichtelijk terug te zien bij de gezonde voet. Met deze instelling is de adapter wel geschikt om te lopen op deze helling.
- o Op vlak terrein staat de prothesevoet nog teveel in plantairflexie of de voorvoet is te stug. Dit is te zien aan de grotere druk aan de 'tenen' kant van de prothesevoet. Toch is de butterfly redelijk symmetrisch. Deze adapter kan dus gebruikt worden op vlak terrein, maar het is niet ideaal.
- o Bergaf in 0°, neutrale stand. Er is een lichte overdruk te zien in het midden van de prothese voorvoet. De linker 'vleugel' van de butterfly ligt dan ook meer naar de voorkant van de prothesevoet. De butterfly is daardoor lichtelijk asymmetrisch. Het is mogelijk om met deze instelling op de helling te lopen, maar ideaal is het niet.
- o Bergaf in 20° plantairflexie. Hier is te zien dat de prothesevoet teveel in plantairflexie staat. Er is een overdruk op de voorkant van de prothesevoet te zien en de hiel wordt amper gebruikt. Dit komt ook weer zeer sterk terug in de butterfly, die erg asymmetrisch is. Met deze instelling kan er niet gelopen worden op deze helling.
- Multiflex anke
 - o Bergop in 0°, neutrale stand. Hier is te zien dat er te weinig druk op de hiel komt en dat er te weinig tenenafzet is bij de prothesekant in vergelijking met de gezonde voet. Dit weerspiegelt zich in de butterfly. De linker 'vleugel' ligt veel meer naar dorsaal, maar is ook kleiner/ de afwikkellijn is links korter (174 mm) dan rechts (221 mm), waardoor een asymmetrie in de butterfly ontstaat. Het is wel mogelijk om met deze instelling op de helling te lopen, maar het is lang niet ideaal.
 - o Bergop in 5° dorsiflexie. De volledige prothesevoet wordt beter gebruikt bij deze instelling. De afwikkellijn wordt links dan ook groter (201 mm i.p.v. 174 mm) dan bij de vorige instelling. Dit is weer terug te zien in de butterfly die al meer symmetrie vertoont dan wanneer de enkel in neutrale stand staat. Met deze instelling kan er beter op de helling gelopen worden dan wanneer de enkel in neutrale stand gezet wordt.
 - o Wanneer er op vlak terrein gelopen wordt is de enkel ook weer ingesteld in neutrale stand. Er is dan ook een goede drukverdeling te zien onder de voet zonder extreem hoge drukken op bepaalde plaatsen. De butterfly is redelijk symmetrisch. Met deze voet kan dus goed gelopen worden op vlak terrein.

- o Bergaf in 0°; neutrale stand. Voor deze helling staat de prothesevoet net teveel in dorsiflexie. Er is wat meer druk op de hiel links dan rechts en de linker voorvoet wordt minder gebruikt dan de rechter. Dit is duidelijk te zien in de butterfly. Links loopt de afwikkeling minder ver door naar de voorkant ten opzichte van rechts. Het is dus wel mogelijk om met de Multiflex ankle met deze instelling te lopen, maar het is niet ideaal.
 - o Bergaf in 10° plantairflexie. Bij deze instelling is te zien dat de drukken onder de schoen nagenoeg gelijk blijven, maar in de butterfly is meer symmetrie te zien. Er wordt op deze helling beter, symmetrischer, gelopen wanneer de Multiflex ankle in 10° plantairflexie gezet wordt, dan wanneer de prothese-enkel in neutrale stand staat.
- Brio ankle
 - o Bij het bergop gaan staat de voet wat teveel in plantairflexie voor deze bepaalde helling. Dit is te zien doordat er zich een grotere druk midden op de linker voorvoet bevindt. Beter zou het zijn als deze druk zich bij de grote teen zou bevinden. Ook is te zien dat de hiel weinig belast wordt. De linker 'vleugel' van de butterfly is dan ook lichtelijk korter dan de rechter. Het is dus wel mogelijk om met deze enkel de helling te nemen. Maar het is niet ideaal.
 - o Op vlak terrein is te zien dat er teveel druk is op het midden van de linker voorvoet. Daarnaast wordt vooral de laterale kant van de linker hiel belast. Dit kan wijzen op een fout in de uitlijning of een te stugge prothese-enkel inclusief –voet. Toch is geeft de butterfly een redelijk symmetrisch verloop weer van het zwaartepunt van het lichaam. Het is dus wel mogelijk om met deze prothese-enkel op vlak terrein te lopen.
 - o Bij het bergaf gaan is te zien dat de prothesevoet teveel in plantairflexie is gezet; 8° plantairflexie is dus al teveel. Dit is vooral te zien aan de grote overdruk in het midden van de voorvoet van de prothese. Toch geeft de butterfly een redelijk symmetrische verplaatsing van het zwaartepunt. Het is dus mogelijk om met deze instelling de helling te nemen, maar het is niet ideaal.
- Proprio foot
 - o Bij het bergop gaan is nog niet echt een tenenafzet te zien bij de prothesevoet, maar al wel veel meer dan bij alle voorgaande prothesevoeten en –enkels. Ook de butterfly geeft een goede symmetrie aan. De prothesevoet is dus goed geschikt om mee bergop te lopen.
 - o Bij vlak terrein is een grotere druk op de laterale kant van de linker hiel te zien. Wel is er een goede drukverdeling onder de linker voorvoet. De butterfly geeft wel een lichte asymmetrie aan. Er kan redelijk goed met deze prothesevoet op vlak terrein gelopen worden. Eventueel moet er nog wat aan de uitlijning veranderen om de hiel wat minder te belasten.

- o Bij het bergaf gaan is veel symmetrie te zien tussen de linker en rechter voet wat betreft de drukken onder de schoen en de butterfly. De Proprio foot is dus erg geschikt om mee bergaf te lopen.
- Impulse enkel heelbumper medium
 - o Bij het bergop gaan is een grotere druk bij de prothese 'teen' te zien, toch is de linker 'vleugel' van de butterfly meer naar dorsaal verschoven. Er is dus een lichte asymmetrie te zien maar ondanks dat kan er goed bergop gelopen worden met deze prothesevoet.
 - o Bij vlak terrein is het opvallend dat er een wat grotere druk te zien is aan de mediale kant van linker hiel. Nu is de linker kant van de butterfly dan ook meer naar deze wat hogere druk verschoven. Er is dus wel een lichte asymmetrie te zien in de butterfly, maar er kan goed gelopen worden met de prothesevoet op vlak terrein.
 - o Bergaf gaand is er nog meer druk op de hiel te zien dan in de andere twee condities. Dit weerspiegelt zich ook weer in de butterfly die naar dorsaal verschoven is, maar toch redelijk symmetrisch blijft. Het is goed te doen om met deze prothesevoet met deze heelbumper bergaf te lopen.
- Impulse enkel & voet met heelbumper soft
 - o Bij het bergop gaan is er links redelijk weinig druk op de hiel, dit komt aardig overeen met de rechter hiel. Ook hebben beide voeten een soort van tenenafzet. De butterfly is dan ook symmetrischer dan bij dezelfde voet met de medium heelbumper. De proefpersoon vond deze heelbumper ook aangenamer. Er kan dus goed bergop gelopen worden met de Impulse enkele & voet met de softe heelbumper.
 - o Vlak is er bij de butterfly ook veel symmetrie te zien. Aan de rechterkant van de linker hiel zijn wat grotere drukken te zien, ondanks dat is er goed te lopen met deze prothesevoet op vlak terrein.
 - o Wanneer er bergaf gegaan wordt is er links over het algemeen een groter druk op de hiel dan rechts. Daardoor is de linker kant van de butterfly ook meer verschoven naar dorsaal dan de rechterkant. Er is dus enige asymmetrie. Het is wel mogelijk om met deze prothesevoet bergaf te lopen, maar het is niet ideaal.

5.3. SNOWBOARDEN

Er was niet voldoende tijd om de prothesevoeten in de snowboardschoen te doen en deze uit te testen op de sneeuw. Daarom is er per prothesevoet gekeken wat het resultaat zou zijn als men met deze voet zou gaan snowboarden. Ten tijde van het skikamp van eind Januari zijn de Trias en Schokdemper 1 met daaronder de Axtion voet wel getest.

- Otto Bock → Trias 1C30

Deze voet kan niet aangepast worden en zal dus in 0° dorsiflexie staan als deze in de snowboardschoen zit. De vering zal enkel uit de voet zelf gehaald moeten worden.

De proefpersoon vindt deze voet redelijk soepel en gaat er daarom graag mee

snowboarden. Vorig jaar heeft hij deze voet ook mee gehad op skikamp. Hij verkiest deze voet boven de Axtion en de Re-Flex VSP. De Axtion is namelijk te stug en de Re-Flex VSP is te groot en zwaar.

- Otto Bock → Axtion

Deze voet is niet aanpasbaar. Ze zal dus ook in een stand van 0° dorsiflexie in de skischoen gaan. De vering naar dorsiflexie wordt alleen uit de voet gehaald.

De proefpersoon vindt dit een te stugge voet. Dit komt waarschijnlijk omdat deze voet erg laag is en er daardoor weinig demping uit het ontwerp gehaald kan worden.

- Otto Bock → C-Walk

Deze voet is niet aanpasbaar en zal daarom in 0° dorsiflexie staan tijdens het Snowboarden.

Dit is een redelijk stugge voet volgens de proefpersoon, maar door de soort van enkel, in de vorm van een C, die in deze voet verwerkt is zou het toch een voet kunnen zijn die geschikt is om mee te snowboarden.

- Össur → Re-Flex VSP

Deze voet wordt in 0° dorsiflexie ingesteld, aangezien ze niet aanpasbaar is. De proefpersoon vindt deze voet te groot en te zwaar om mee te snowboarden. Het is al een oudere voet en heeft wel wat demping maar is juist door deze demping extra zwaar.

- Össur → Sure Flex

Deze voet is ook niet aanpasbaar en wordt zodoende in 0° dorsiflexie, in de skischoen gestoken.

Dit is een redelijk soepele voet, maar ze is niet aanpasbaar naar dorsiflexie. Alle vering naar dorsiflexie zal dus uit het ontwerp van deze voet moeten komen. Dit zou ook een mogelijke vervanging kunnen zijn voor de Trias omdat de Sure Flex volgens de proefpersoon ongeveer hetzelfde aanvoelt tijdens het lopen als de Trias.

- Össur → Proprio foot

Deze voet met enkel wordt in 0° dorsiflexie en in 0° plantairflexie gezet.

Het zal onmogelijk zijn om met deze voet te gaan snowboarden behalve als de microprocessor uitgezet wordt. Sowieso is het niet de bedoeling om met deze voet te gaan sporten. Daarnaast is het voor deze voet niet mogelijk om een stap te registreren bij het snowboarden waardoor hij waarschijnlijk op tilt zal slaan.

- Bauerfeind → Mehrzweckgelenkadapter-adapter A49-Ti2

Deze enkel, in combinatie met de Axtion voet, kan of in 0° dorsiflexie staan of in 20° dorsiflexie. Voor het Snowboarden zal er een stand van 20° dorsiflexie aangehouden worden. Daarbij komt de eventuele vering van de Axtion voet die ervoor zullen moeten zorgen dat men kan snowboarden in een natuurlijke houding.

De enkel is redelijk zwaar, maar als er alleen gesnowboard wordt heeft de proefpersoon hier geen last van. Tijdens het lopen, bv. als een leerling

geholpen moet worden, zal de proefpersoon hiervan last ondervinden. Voordeel is dat deze enkel in 20° dorsiflexie gezet kan worden wat de maximale stand is die gebruikt wordt voor het snowboarden. Nadeel is dat deze enkel niet veert en ook niet in minder dan 20° dorsiflexie gezet kan worden indien dit comfortabeler is voor de proefpersoon. Deze enkel zal waarschijnlijk wel geschikt zijn om mee te snowboarden.

- Endolite → Multiflex ankle

Deze voet kan in 0° dorsiflexie staan, maar kan ook in 5° dorsiflexie gezet worden. Tijdens het Snowboarden zal een stand van 5° dorsiflexie aangehouden worden.

Deze enkel veert naast het instellen ook nog lichtelijk. Dit zal daardoor een geschikte enkel zijn om mee te snowboarden als deze ook nog eens in een hoek van 5° dorsiflexie staat.

- Endolite → Brio ankle

Deze enkel kan in 0° dorsiflexie, 8° plantairflexie .

Tijdens het snowboarden zal deze enkel in 0° dorsiflexie gezet worden. Het is verder geen verende enkel, waardoor de vering alleen uit de Axtion voet gehaald zal moeten worden. Aangezien de Axtion voet weinig veert zal deze enkel niet echt een goede oplossing zijn voor het snowboarden.

- OWW → Impulse enkel

Deze enkel kan niet ingesteld worden en wordt daarom met de piramideadapters in 0° dorsiflexie en 0° plantairflexie gezet.

Deze enkel zou ongeveer 8° moeten veren tijdens het snowboarden. Maar volgens de proefpersoon is deze vering niet te merken tijdens het lopen. Het voelt alsof er geen enkel tussen het onderbeen en de voet zit. De voet zelf is ook redelijk stug, vooral te merken bij het bergwandelen. Daardoor krijgt deze voet van de proefpersoon ook maar een 1 op 5 bij de vraag of de prothesevoet op de helling comfortabel stapt. Dit zou daarom niet echt een geschikte voet zijn om mee te snowboarden.

5.3.1. CONCLUSIES

Aan het eind van het sikamp is de proefpersoon ondervraagd naar de Axtion, Re-Flex VSP en Trias. Toen bleek dat hij de Trias de meest geschikte voet vond om mee te snowboarden aangezien deze het soepelste is. Er is helaas niet voldoende tijd geweest om de andere prothese-voeten, op uitzondering van Schokdemer 1 (7.3. Snowboarden), te testen tijdens het ski-kamp.

Een andere voet die geschikt zou kunnen zijn om mee te snowboarden (afgezien van het advies dat gegeven wordt vanuit de fabrikant namelijk dat deze voet niet bedoeld is om mee te sporten) is de Sure Flex. Dit is net als de Trias een soepele prothese voet en krijgt van de proefpersoon daarom ook redelijk hoge punten. Op vlak terrein een 4 op 5 en op helling een 3 op 5. De Multiflex zou eventueel ook een goede prothesevoet & -enkel zijn om mee te snowboarden omdat deze prothese-enkel ook redelijk flexibel is.

Om alle prothesevoeten te testen op de echte sneeuw is meer tijd nodig. Pas dan kunnen er uitgebreidere en betere conclusies getrokken worden wat betreft het snowboarden met prothesevoeten. Wanneer deze testen gedaan worden zal er per prothesevoet een punt worden gegeven door de proefpersoon wat betreft comfort. De meetprotocollen voor deze testen zijn opgesteld (Bijlage 12.7.2.). Als de resultaten van deze testen vergeleken worden zal er één prothesevoet eventueel in combinatie met een prothese-enkel uitkomen die het meest comfortabel is om mee te snowboarden.

6. PROTOTYPE

6.1. ONTWERP

Er is al tot nu toe nog geen enkele prothesevoet die de enkelfunctie, in combinatie met voetfunctie, natuurgetrouw weergeeft. Ideaal zou zijn als de prothesevoet en – enkel de exacte bewegingen van een natuurlijke voet zouden kunnen nabootsen. Maar in dit project gaat het er niet om een perfecte prothese-enkel te maken. Hiervoor is niet voldoende tijd. De bedoeling is een stap in de goede richting te doen. Daarom zijn er een aantal eisen aan de prothese-enkel opgesteld waarvan een aantal haalbaar moeten zijn:

- De prothese-enkel moet licht van gewicht zijn. Liefst niet zwaarder dan 500g.
- De prothese-enkel moet instelbaar- of voldoende verend zijn; maximaal 30° dorsiflexie, 50° plantairflexie, 20° eversie en 30° inversie. De prothese-enkel zal instelbaar moeten zijn naar plantairflexie om deze te kunnen gebruiken bij het zwemmen. De enkel zal 90° naar plantairflexie instelbaar moeten zijn.
- De prothese-enkel moet waterbestendig zijn.
- De prothese-enkel moet sterk genoeg zijn om te kunnen gebruiken in de bergen en met snowboarden.
- De prothese-enkel moet een los enkelgedeelte zijn met piramide aansluiting onder en buisaansluiting boven.
- Ideaal gezien zou bij een verandering van de enkelhoek de metatarsalen van de voet mee moeten veranderen.
- De prothese-enkel moet tijdens de gangfase assisteren bij de tenenafzet

Rietman H.J.S. (2007)

6.1.1. SIDEM NV

Een patiënt van het CTO kwam met een schokdemper die mogelijk gebruikt kon worden voor een prothese-enkel. Deze schokdemper was afkomstig van Sidem NV Sidem NV (2009). Sidem levert verschillende soorten auto-onderdelen. Om meerdere schokdempers te lenen en zodoende met elkaar te kunnen vergelijken is er een afspraak gemaakt. De geleende schokdempers zijn op verschillende manieren verwerkt in de prothese. De testopstellingen die hiermee zijn gemaakt zijn te zien in Figuur 5.



Figuur 5: Schokdempers afkomstig van Sidem N.V. Wilk, D. van der (2009)

Helaas waren de resultaten van deze opstellingen veel slechter dan die van onderstaande schokdempers. Bij veel schokdempers had het rubber te weinig stijfheid en zakte de proefpersoon dus steeds door zijn enkel. Zodoende was vaak niet mogelijk om met deze schokdempers te lopen. Het doen van de PCI en Zebris testen was zodoende ook onmogelijk. Hieronder wordt er verder ingegaan op de resultaten van Schokdemper 1 en Schokdemper 2.

6.2. SCHOKDEMPER 1



Figuur 6:
Testopstelling
Schokdemper 1
Wilk, D. van der (2009)

Deze schokdempers zijn aangedragen door een cliënt van het CTO. Het product wordt normaalgesproken gebruikt voor schokdemping van het motorblok. Het blok bestaat uit rubber en RVS (roest vast staal). Dit blok is ook afkomstig van de fabrikant Sidem N.V..

Deze prothese-enkel zou in theorie 21° dorsi-, plan tairflexie, inversie en eversie toe moeten laten. De prothese-enkel kan ingedeeld worden bij de multiaxiale enkels.

Het geheel, dus inclusief de bevestigde piramide adapters weegt 554g. Omdat het geheel zo lang is, is combinatie met de Axtion voet de enige mogelijkheid. Deze voet heeft een erg lage inbouwhoogte (Figuur 6). Beter zou het zijn geweest om de enkel op de Trias voet te monteren omdat dit de voet is waar de proefpersoon het meest op loopt. Deze prothesevoet is volgens de proefpersoon ook soepeler om mee te lopen en daardoor comfortabeler dan de Axtion.

6.2.1. ZEBRIS & PCI TESTEN

De schokdemper is niet instelbaar maar verend. Hij wordt daarom net als een vaste enkel in 90° opgebouwd. Dit geheel staat in 90°, of tewel neutrale stand, inclusief de hakhoogte van 1 cm. Deze Schokdemper wordt net als de andere prothesevoeten en -enkels getest volgens de vooraf opgestelde meetprotocollen (Bijlagen 12.7.1. & 12.7.3. & 12.7.4.).

6.2.2. SNOWBOARDEN

Voor het Snowboarden met de schokdemper wordt de voet, zonder hakhoogte, in 90° opgebouwd (Bijlage 12.7.2.). De bedoeling is dat de schokdemper genoeg zal veren naar dorsiflexie. Ideaal zou zijn als de schokdemper naar maximaal 32° dorsiflexie veert, maar in de praktijk veert de voet maar 10°. Er zal moeten blijken of dit voldoende is.

6.3. SCHOKDEMPER 2



Figuur 7:
Testopstelling
Schokdemper 2
Wilk, D. van der (2009)

Ook deze schokdemper is aangedragen door een cliënt van het CTO. Het product wordt dus normaalgesproken ook gebruikt voor schokdemping van het motorblok. Dit blok is ook afkomstig van de fabrikant Sidem N.V.. En bestaat net als schokdemper 1 uit rubber en RVS.

In theorie zou deze schokdemper 33° dorsi-, planta irflexie, inversie en eversie toe moeten laten. Deze prothese-enkel kan net als Schokdemper 1 ingedeeld worden bij de multiaxiale enkels. Aan de schokdemper worden de piramideadapter onderaan en buis met piramideadapter bovenaan toegevoegd. Dit geheel weegt 737g en is dus erg zwaar voor een prothese-enkel. Ook deze enkel is in zijn geheel te groot om op de Trias te kunnen monteren en wordt daarom net als schokdemper 1 op de Axtion gezet (Figuur 7).

6.3.1. ZEBRIS & PCI TESTEN

Deze schokdemper is net als schokdemper 1 niet instelbaar, maar verend. Hij wordt daarom ook, met 1 cm hakhoogte, in 90° opgebouwd. Deze Schokdemper wordt net al de andere prothesevoeten en –enkels getest volgens de vooraf opgestelde meetprotocollen (Bijlagen 12.7.1. & 12.7.3. & 12.7.4.).

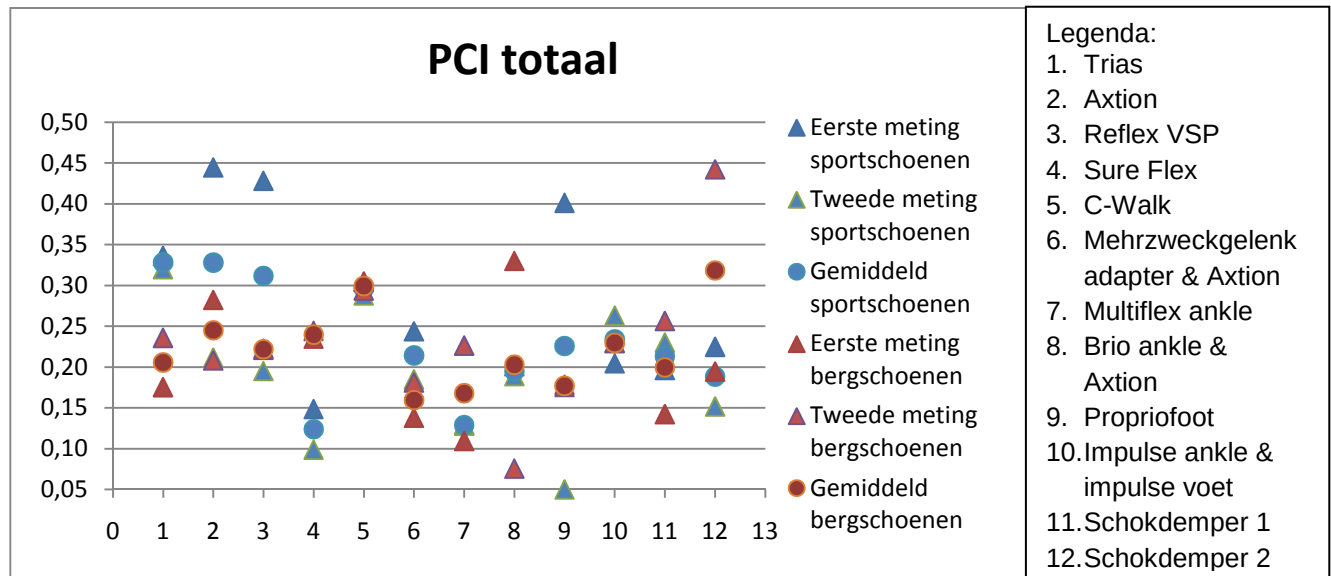
6.3.2. SNOWBOARDEN

Voor het snowboarden wordt de enkel, zonder hakhoogte, in 90°, ofwel neutrale stand, opgebouwd (Bijlage 12.7.2.). Uiteindelijk is alleen schokdemper 1 is daadwerkelijk getest met het snowboarden. Deze prothese-enkel (Schokdemper 2) is te zwaar om mee te lopen. Dat is namelijk ook nodig bij het snowboarden, bijvoorbeeld het lopen naar de lift, maar ook het meelopen met mensen die het snowboarden nog moeten leren.

7. TUSSENRESULTATEN EN CONCLUSIES PROTOTYPES

7.1. PCI

De twee schokdempers zijn net als de voorgaande prothesevoeten & –enkels en dus ook volgens dezelfde meetprotocollen getest op de Zebris loopband (Bijlage 12.7.1.).



Grafiek 5: PCI overzicht, inclusief Schokdempers 1 & 2 Wilk, D. van der (2009)

7.1.1. CONCLUSIES

- Schokdemper 1

De resultaten van het lopen met sportschoenen liggen erg dicht bij elkaar. De uitkomst van de gemiddelde PCI waarde met Schokdemper 1 in de sportschoenen ligt lager dan het lopen met de Trias en C-Walk in sportschoenen, maar hoger dan het lopen met de Sure Flex in sportschoenen. De resultaten van het lopen met bergschoenen liggen wat verder uit elkaar maar deze spreiding is niet extreem. Er kan gezegd worden dat het minder fysieke kracht kost om met Schokdemper 1 in bergschoenen te lopen dan met de C-Walk in bergschoenen. In veel andere gevallen is er overlap tussen de metingen waardoor niet met zekerheid te zeggen is wat er meer of minder fysieke kracht kost.

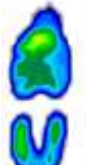
- Schokdemper 2

De metingen van het lopen met sportschoenen liggen ook bij deze schokdemper erg dicht bij elkaar. Net als bij schokdemper 1 liggen ook bij deze schokdemper 2 de metingen van het rondlopen in sportschoenen lager dan wanneer er met de Trias in deze schoenen gelopen wordt. De twee metingen van het lopen met bergschoenen liggen erg ver uit elkaar. Dit kan een meetfout zijn, maar het kan ook zijn dat deze schokdemper erg onregelmatig reageert in bergschoenen. Er is daardoor niet met zekerheid te zeggen dat het lopen met deze schokdemper in bergschoenen meer of minder fysieke kracht kost dan met een andere prothesevoet.

7.2. ZEBRIS LOOPBAND

De twee schokdempers zijn net als de voorgaande prothesevoeten en dus ook met dezelfde meetprotocollen getest op de Zebris loopband (Bijlagen 12.7.3. & 12.7.4.).

Tabel 2: Resultaten van Schokdemper 1 en Schokdemper 2 Wilk, D. van der (2009)

Fabrikant, Productnaam	Bergop			Vlak terrein			Bergaf		
	Links	Rechts	Butterfly	Links	Rechts	Butterfly	Links	Rechts	Butterfly
Schokdemper 1									
Schokdemper 2									

7.2.1. CONCLUSIES

Als er gekeken wordt naar tabel 2, dan blijkt dat de schokdempers over het algemeen een symmetrische butterfly tot gevolg hebben. Er zijn geen grote afwijkingen te zien. Hieronder wordt per schokdemper de specifieke kenmerken van het gangpatroon vermeld. Gelet wordt op de drukken onder de voet en de (a)symmetrie van de butterfly.

- Schokdemper 1
 - o Bij het bergop gaan is een grotere druk te zien aan de voorkant van de prothesevoet. Deze druk is helaas niet gelokaliseerd op de grote teen, maar dat is bij deze prothesevoet ook niet mogelijk aangezien het deel van de prothesevoet dat uit koolstof bestaat niet doorloopt tot in de grote teen. Toch geeft de butterfly een grotendeels symmetrisch gangpatroon. Schokdemper 1 is dus redelijk geschikt om te gebruiken voor het bergop lopen. Helaas roteert de prothese-enkel nog teveel tijdens het bergop gaan. De voet draait dan naar exorotatie of endorotatie.
 - o Op vlak terrein is de druk bij de linkervoet grotendeels verdeeld, maar er is wel een wat grotere druk te zien op de laterale kant van de voet. Vooral bij de laterale kant van de hiel is deze druk zichtbaar. Dit zou eventueel verholpen kunnen worden bij de uitlijning van de prothese. Ondanks deze wat grotere druk geeft de butterfly een goed symmetrisch patroon weer. Deze schokdemper is dus geschikt om mee op vlak terrein rond te lopen.
 - o Bij het bergaf gaan is er teveel druk op de linkervoorvoet ten opzichte van rechts. Ook is hier duidelijk te zien dat er vooral aan laterale kant van de prothesevoet hogere drukken zijn. De linker 'vleugel' van de

butterfly laat zien dat de afwikkellijn hier korter is dan rechts wat een niet zo symmetrisch verloop van het lichaamszwaartepunt tot gevolg heeft. De schokdemper is dus niet perfect wat betreft het bergaf lopen.

- Schokdemper 2
 - o Bij het bergop gaan is er net als bij Schokdemper 1 een verhoogde druk te zien onder de linkervoet. Maar helaas is deze druk ook niet ter hoogte van de grote teen gelokaliseerd. In de butterfly is te zien dat er een misstap is geweest. Dit is pas opgemerkt tijdens het verwerken van de testresultaten waardoor het niet meer mogelijk was om de meting opnieuw te doen. Wel blijkt uit de butterfly, gekeken naar de lopen die goed meegeteld zijn, dat het zwaartepunt minder symmetrisch verplaatst wordt dan bij Schokdemper 1. Schokdemper 2 is dus redelijk geschikt om bergop te lopen maar minder dan schokdemper 1.
 - o Op vlak terrein ligt de druk ook meer op de laterale kant van de prothesevoet. Eventueel zou dit door de prothese anders uit te lijnen verholpen kunnen worden. Toch is over het algemeen de druk goed verdeeld wat ook het geval is bij de rechtersvoet. De butterfly is dan ook erg symmetrisch. Schokdemper 2 is dus geschikt om op vlak terrein te lopen.
 - o Als er bergaf gelopen wordt is het duidelijk dat er teveel druk op de laterale kant van de prothesevoet komt. Ook staat er links teveel druk op de voorvoet ten opzichte van rechts. Deze beide facetten kunnen verholpen worden met de uitlijning van de prothese. De butterfly geeft dan ook een asymmetrisch verloop van het zwaartepunt van het lichaam. Wat betreft het bergaf lopen is Schokdemper 1 beter geschikt dan Schokdemper 2. Helaas roteert deze prothese-enkel tijdens het bergop gaan nog veel meer dan Schokdemper 1. Dit komt doordat Schokdemper 2 uit meer rubber bestaat dan Schokdemper 1.

Uit deze gegevens blijkt dat er een goed begin is gemaakt met een prothese-enkel die zich 'automatisch' aanpast aan verschillende hellingen, maar dat er nog meer onderzoek nodig is om de prothese-enkel te perfectioneren. Er moet in dit onderzoek vooral gelet worden op de uitlijning, het verhelpen van de torsie die optreedt bij vooral het bergop lopen. Ook het stappatroon bij het bergaf lopen moet nog verbeterd worden omdat dit voor beide prothese-enkels nog niet ideaal is.

7.3. SNOWBOARDEN

Tijdens het skikamp van eind Januari is alleen Schokdemper 1 getest omdat deze een stuk lichter was dan Schokdemper 2. De proefpersoon was erg tevreden over het snowboarden met schokdemper 1. Op de eerste dag had hij namelijk nog de prothesevoet waar hij altijd mee ging snowboarden omdat er toen nog niet voldoende tijd was geweest om de schokdemper in de prothese te verwerken. Maar nadat de

proefpersoon op de tweede dag met Schokdemper 1 had gesnowboard wilde hij zijn vorige prothesevoet niet meer terug.

De Schokdemper heeft het goed gehouden in de tijd dat er mee gesnowboard werd. Wel is er een ander onderdeel kapot gegaan; namelijk het koppelstuk dat vastzat aan de piramideadapter en in verbinding stond met de schokdemper. Voorafgaand aan het skikamp was er al een reserve onderdeel gemaakt. Het mankement was zodoende snel verholpen.

De schokdemper werd tijdens het skikamp niet alleen gebruikt voor het snowboarden maar ook voor het bergwandelen. Ook hier was de proefpersoon zeer tevreden over.

7.3.1. CONCLUSIES

Het snowboarden met Schokdemper 1 was een succes. Mogelijk zou Schokdemper 2 beter zijn. Deze schokdemper laat namelijk meer flexie toe dan Schokdemper 1 waardoor het snowboarden waarschijnlijk nog gemakkelijker zal gaan. Het gewicht is echter te hoog. Ondanks de beperkte flexie blijkt Schokdemper 1 erg geschikt voor het snowboarden. De proefpersoon liet namelijk weten dat hij na het gebruiken van deze prothese-enkel zijn vorige prothesevoet zonder enkel niet meer terug wilde.

7.4. ALGEMENE CONCLUSIES

De proefpersoon is erg tevreden met de beide Schokdempers als vervanging voor een enkel. Voor het eerst heeft hij het gevoel dat er daadwerkelijk een oplossing is voor het probleem met bergwandelen in de zin van een mechanische enkel.

De proefpersoon vond Schokdemper 1 geschikter omdat deze een stuk minder zwaar is. Voordeel is wel dat Schokdemper 2, 20° plantair- en dorsiflexie toelaat. Dit is een vooruitgang in vergelijking met schokdemper 1. Erg steile hellingen kunnen dus beter met deze tweede enkel genomen worden dan met de eerste.

Nadelen van Schokdemper 1 zijn:

- De schokdemper laat niet voldoende dorsi- en plantairflexie toe. Het maximale aantal graden dat de schokdemper toelaat in de praktijk is 10° dorsi- en plantairflexie. Dit verschilt van de theoretisch berekende waarde omdat het rubber een bepaalde hardheid en dichtheid heeft die niet meegerekend was. Voor een erg steile helling is 10° dorsi- en plantairflexie niet voldoende.
- De schokdemper roteert teveel. Dit verergert exponentieel bij hardlopen. Bij het lopen met een gemakkelijk tempo draait de voet door de flexibiliteit van het rubber naar endorotatie. Bij een nieuw ontwerp moet dit verbeterd worden.
- De inbouwhoogte is te groot, de enkel zelf neemt nog teveel plaats in.
- De lengte van het totale enkelgedeelte, dus met stang, is niet instelbaar.

De nadelen van Schokdemper 2 zijn:

- De schokdemper roteert nog veel meer dan schokdemper 1. Het is daardoor niet mogelijk om met deze enkel te gaan hardlopen. Bij het lopen met een gemakkelijk tempo draait de voet door de flexibiliteit van het rubber naar endorotatie. Dit is goed te zien bij de afdruk van de drukken onder de voet bij

het bergoplopen. De afdruk is dan naar endorotatie gedraaid (Bijlage 12.10.). Bij een nieuw ontwerp moet dit verbeterd worden.

- De prothese-enkel is te zwaar (737g).
- De inbouwhoogte is net als bij Schokdemper 1 te groot, de enkel zelf neemt nog teveel plaats in.
- De lengte, dus inclusief aluminium buis ter vervanging voor het onderbeen, is net als bij Schokdemper 1 niet instelbaar.

Wat betreft de vering naar plantair- en dorsiflexie is Schokdemper 2 beter dan Schokdemper 1 maar omdat Schokdemper 2 meer rubber heeft, roteert deze veel erger en is ze veel zwaarder dan Schokdemper 1.

Desondanks is de proefpersoon erg gelukkig met Schokdemper 1. Hij gebruikt hem nog steeds in het dagelijks leven. Ook met snowboarden zweert de proefpersoon bij deze prothese-enkel, hij wil niet eens meer snowboarden met zijn vorige prothesevoet.

Alles bij elkaar genomen; er is wel een goed begin gemaakt met een verende mechanische prothese enkel, maar ideaal is het nog niet. Om dit product te perfectioneren is meer onderzoek nodig.

8. EINDRESULTATEN

8.1. PCI

Toen de PCI uitgezet werd tegen verschillende factoren konden sommige van die factoren uitgesloten worden als het ging om oorzaak en gevolg. Er bleek namelijk geen direct verband te zijn tussen de beginhartslag en de PCI. Ook de stapssnelheid leek geen directe invloed te hebben op de PCI. Wel was er enige overeenkomst te zien tussen het gewicht van de prothesevoet inclusief prothese-enkel en prothese-onderbeen en de PCI. De Propriofoot was een uitzondering. Deze prothesevoet is redelijk zwaar, toch was de PCI toch niet zodanig hoog. Dit zou kunnen liggen aan het feit dat de Propriofoot assisteerd tijdens het gaan omdat het een bionische prothesevoet is.

Bij het analyseren van de PCI resultaten moet rekening gehouden worden met het gewicht van de prothese. In de meeste gevallen heeft dit gewicht invloed op de fysieke kracht die geleverd moet worden bij het lopen. De PCI uitkomsten zijn dus niet alleen afhankelijk van het ontwerp van de prothesevoet.

Andere omgevingsfactoren die invloed zouden kunnen hebben op de PCI zijn temperatuur, luchtvochtigheid, gemoedstoestand, prothese uitlijning, stomplengte Barth D.G., Schumacher L., Thomas S.S. (1992), klimaat, uithoudingsvermogen en fysieke toestand Hsu Miao-Ju et. al. (2000). Deze omgevingsfactoren zijn niet gemeten. Het is daardoor niet mogelijk om te zeggen of deze omgevingsfactoren invloed hebben gehad op de gemeten PCI resultaten.

In tabel 3 zijn alle PCI waarden opgenomen. De waarden van de prothesevoeten die nu op de markt zijn worden naast de waarden van Schokdemper 1 en 2 gezet.

Tabel 3: Overzicht PCI waarden inclusief Schokdemper 1 en 2 Wilk, D. van der (2009)

Fabrikant, Productnaam	PCI gemiddeld [hartslagen/meter]		
	Bergschoenen [hartslagen/ meter]	Sportschoenen [hartslagen/ meter]	Gemiddeld [hartslagen/ meter]
Otto Bock, Trias 1C30	0,21	0,33	0,27
Otto Bock, Axtion	0,25	0,33	0,29
Össur, Re-Flex VSP	0,22	0,31	0,27
Össur, Sure Flex	0,24	0,12	0,18
Otto Bock, C-Walk	0,30	0,30	0,30
Bauerfeind, Mehrzweckgelenkadapter	0,16	0,21	0,19
Endolite, Multiflex ankle	0,17	0,13	0,15
Endolite, Brio ankle	0,20	0,19	0,20
Össur, Proprio foot	0,18	0,23	0,21
OWW, Impulse enkel en -voet Heelbumper soft	0,23	0,23	0,23
Sidem N.V., Schokdemper 1	0,20	0,21	0,21
Sidem N.V., Schokdemper 2	0,32	0,19	0,26

De hoogste PCI waarde is die van 0,32 van Schokdemper 2. Dit zou kunnen liggen aan het gewicht van de prothese-enkel. Deze Schokdemper is namelijk zwaarder de

één na hoogste PCI waarde van de C-Walk. In de andere kolommen is er niets verandert. Hieruit blijkt dat wanneer er met sportschoenen gelopen wordt de beide metingen van de schokdempers tussen de uiterste PCI waarden van de op de markt te verkrijgen prothesevoeten & -enkels liggen, ze scoren dus gemiddeld (Tabel 3).

8.1.1. CONCLUSIES

Wanneer alle PCI testen bij elkaar werden genomen blijkt dat het gemiddeld het minst fysieke kracht kost om met de Sure Flex in sportschoenen rond te lopen. Het meest fysieke kracht kost het lopen met de Trias en Axtion. De prothesevoet die het in de bergschoenen het beste deed was de Mehrzweckgelenkadapter gemonteerd op de Axtionvoet. Het slechtste scoorde Schokdemper 2 in bergschoenen.

8.2. ZEBRIS LOOPBAND

Indicaties voor een pathologisch gangpatroon zijn (Bijlage 12.9.):

- Verminderde gangsnelheid.
- Een verhoogde cadans.
- Een verkorte, asymmetrische afwikkellijn bij de Zebris ganganalyse.
- Asymmetrische parameters bij de Zebris ganganalyse.

8.2.1. VERMINDERDE GANGSNELHEID & VERHOOGDE CADANS

Een verminderde gangsnelheid wordt in dit project niet getest omdat de proefpersoon steeds met 3 km/uur gelopen heeft. De verhoogde cadans; het aantal schreden per minuut is, wel gemeten. Één schrede is van hielcontact van het eerste been, tot opnieuw hielcontact van het zelfde been ^{Peeraer L. (2007)}. Voor de prothesevoeten zijn deze gegevens in tabel 4 weergegeven. Bij een verhoogde cadans is er sprake van een meer pathologische gang (Bijlage 12.9.).

Tabel 4: Cadans per prothesevoet in lopen per minuut Wilk, D. van der (2009)

Prothesevoet	Cadans [stappen/ minuut]			
	Vlak terrein	Bergaf gaand	Bergop gaand	Gemiddeld
Axtion	67,5	85,5	64,5	72,5
C-Walk	70,5	79,5	67,5	72,5
Reflex VSP	72	87	69	76
Sure Flex	67,5	87	63	72,5
Trias	72	93	66	77
Brio Ankle	73,5	76,5	66	72
Mehrzweckgelenkadapter in neutrale stand	72	75	64,5	70,5
Mehrzweckgelenkadapter in 20° pf in 20° df	n.v.t.	81	66	n.v.t.
Multiflex ankle in neutrale stand	72	81	66	73
Multiflex ankle in 10° pf in 5° df	n.v.t.	90	63	n.v.t.
Impulse voet en enkel, medium heelbumper	70,5	81	66	72,5
Impulse voet en enkel, soft	70,5	79,5	66	72

heelbumper				
Propriofoot	69	78	67,5	71,5
Schokdemper 1	72	79,5	64,5	72
Schokdemper 2	72	79,5	66	72,5

Op horizontaal terrein wordt door de proefpersoon het beste gelopen met de Axtion en de Sure Flex aangezien deze prothesevoeten de laagste cadans hebben. Het slechtste wordt gelopen met de Brio Ankle. Bergaf gaand wordt het beste gelopen met de Mehrzweckgelenkadapter in neutrale stand. Het slechtst wordt dan gelopen met de Trias. Bergop wordt het beste gelopen met de Sure Flex en de Multiflex in 5° dorsiflexie, het slechtst wordt gelopen met de Reflex VSP. Over het algemeen stapt de proefpersoon het beste met de Mehrzweckgelenkadapter in neutrale stand en het slechtste met de Trias (Tabel 4). Dat is opmerkelijk aangezien juist de Trias de favoriete voet is van de proefpersoon. Wel is het zo dat de proefpersoon juist op hellingen niet goed overweg kon met de Trias, daarom ging hij ook op zoek naar een andere protheseoplossing voor het bergwandelen.

Wat betreft de cadans van de Sure Flex. Uit onderzoek ^{Houdijk H. et. al. (2009)} blijkt dat met de Sure Flex met een gemakkelijke loopsnelheid van 81 meter/minuut een cadans gehaald wordt van 105,6 stappen per minuut. Dit is aanzienlijk meer dan de cadans die uit dit onderzoek komt van 67,5 stappen per minuut (Tabel 4). Dit verschil zou kunnen ontstaan doordat de proefpersonen uit het voorgaande onderzoek ^{Houdijk H. et. al. (2009)} nog niet zo vertrouwd waren met het lopen met een prothese. Er mochten namelijk ook proefpersonen meedoen aan het onderzoek die hun prothese pas één jaar hadden.

De proefpersoon die aan dit onderzoek meegewerkt heeft, had zijn prothese al veel langer. Wanneer deze proefpersoon loopt valt het dan ook niet op dat hij een prothese heeft.

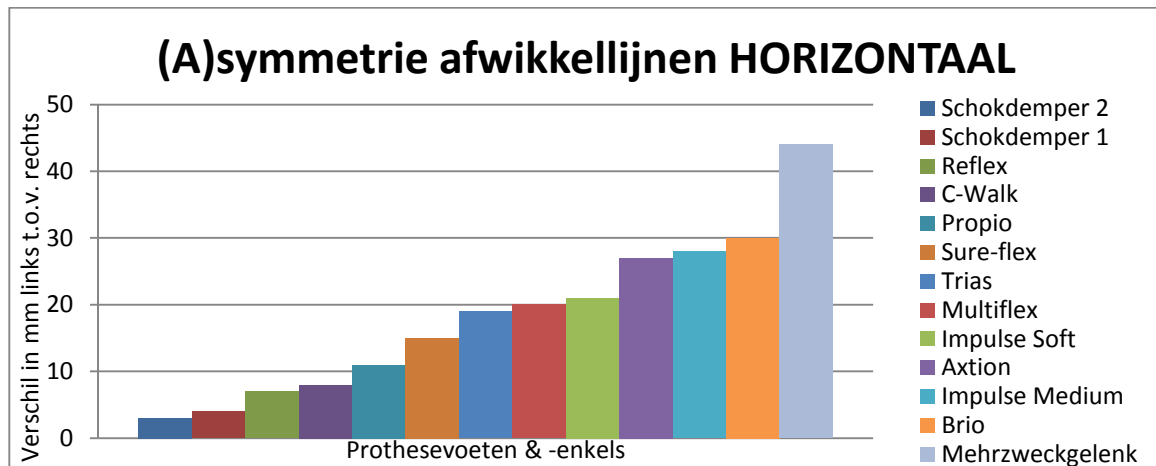
8.2.2. SYMMETRIE AFWIKKELLIJNEN

Een verkorte afwikkellijn van de linkervoet ten opzichte van de rechtervoet is gemeten met behulp van de Zebris loopbandsoftware (Bijlage 12.10.).

Bij een slechte prothese of slechte uitlijning wordt de afwikkellijn korter. Dit heeft tot gevolg dat de gang van de prothesegebruiker asymmetrischer ^{Zmitrewicz R.J. et. al. (2006)} en dus pathologischer wordt. In de resultaten van alle prothesevoeten is het verschil tussen de afwikkellijn links en rechts uitgerekend. Dit verschil is per prothesevoet in de grafieken 6 t/m 9 weergegeven. Hoe kleiner het getal hoe kleiner het verschil tussen de afwikkellijn links en rechts, oftewel hoe symmetrischer het gangpatroon.

8.2.2.1. Horizontaal

In grafiek 6 zijn de symmetrie gegevens van de afwikkellijnen bij het op horizontaal terrein lopen weergegeven.



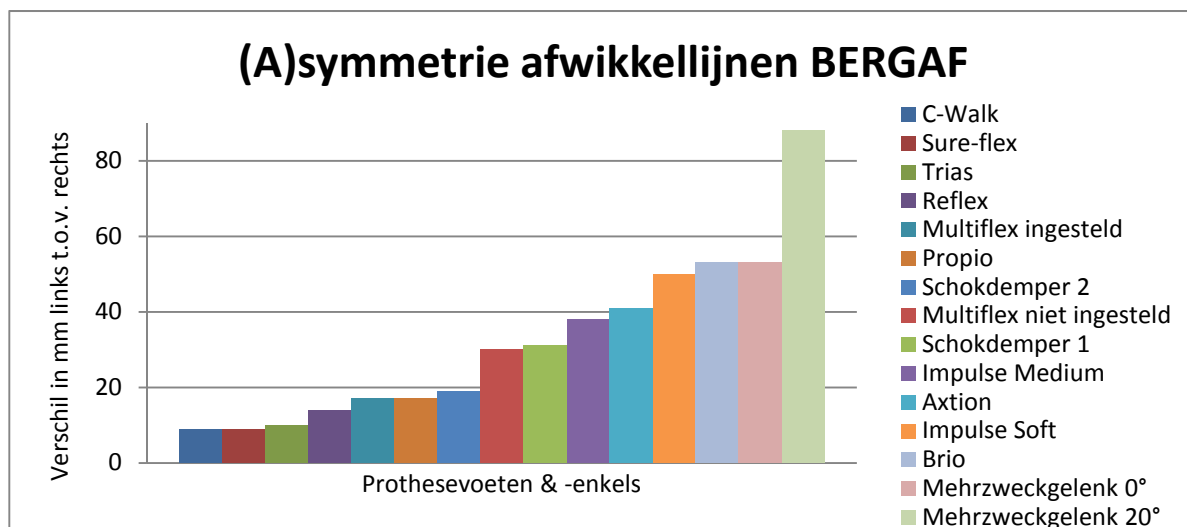
Grafiek 6: (A)symmetrie afwikkellijnen (horizontaal) Wilk, D. van der (2009)

Bij een horizontale ondergrond wordt met Schokdemper 2 het meest symmetrisch gelopen en met de Mehrzweckgelenkadapter het minst symmetrisch (Grafiek 6).

Juist de verende prothese-enkels (Schokdemper 1 & 2) scoren goed ten opzichte van de instelbare prothese-enkels (Brio ankle & Mehrzweckgelenk). Dit kan komen doordat de schokdempers flexibel zijn en zich dus aan de ondergrond aanpassen terwijl de instelbare prothese-enkels star en statisch zijn (Grafiek 6).

8.2.2.2. Bergaf

In grafiek 7 zijn de symmetrie gegevens van de afwikkellijnen bij het bergaf gaan overzichtelijk weergegeven.



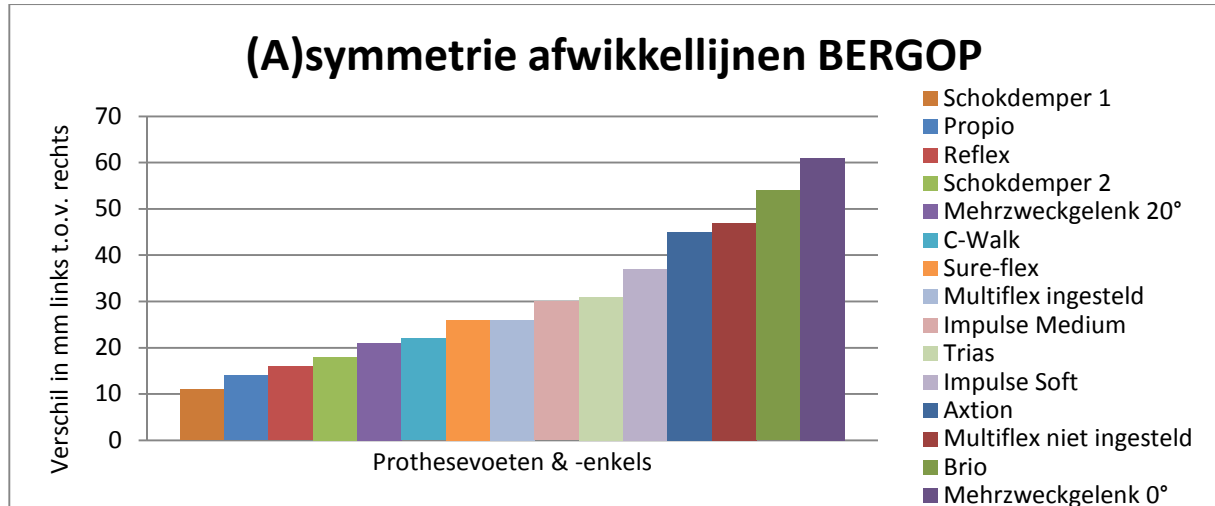
Grafiek 7: (A)symmetrie afwikkellijnen (bergaf) Wilk, D. van der (2009)

Met de C-Walk wordt bij het bergaf gaan de meest symmetrische gang verkregen. Met de Mehrzweckgelenkadapter in 20° wordt het minst symmetrisch gelopen.

(Grafiek 7). Dit kan het gevolg zijn van het mechanisch ontwerp van de C-Walk. Door zijn C-vorm kan deze voet zich beter aanpassen aan een helling.

8.2.2.3. Bergop gaand

In grafiek 8 zijn de symmetrie gegevens van de afwikkellijnen bij het bergop gaan overzichtelijk weergegeven.

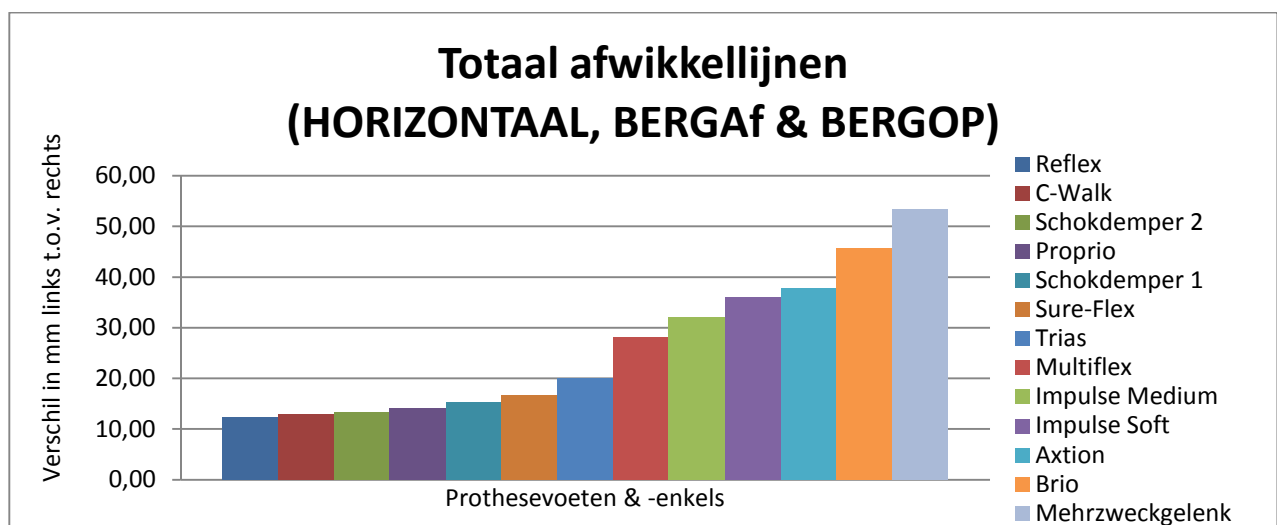


Grafiek 8: (A)symmetrie afwikkellijnen (bergop) Wilk, D. van der (2009)

Wat betreft de afwikkellijn wordt bij het bergop gaan met Schokdemper 1 het meest symmetrisch gelopen en met de Mehrzweckgelenkadapter in 0° enkelflexie het minst symmetrisch (Grafiek 8).

8.2.2.4. Overzicht

In grafiek 9 is het gemiddelde genomen van de asymmetrie tussen de afwikkellijnen links ten opzichte van rechts bij het bergop, bergaf en op horizontale ondergrond lopen.



Grafiek 9: Totaal (a)symmetrie afwikkellijnen (horizontaal, bergaf & bergop) Wilk, D. van der (2009)

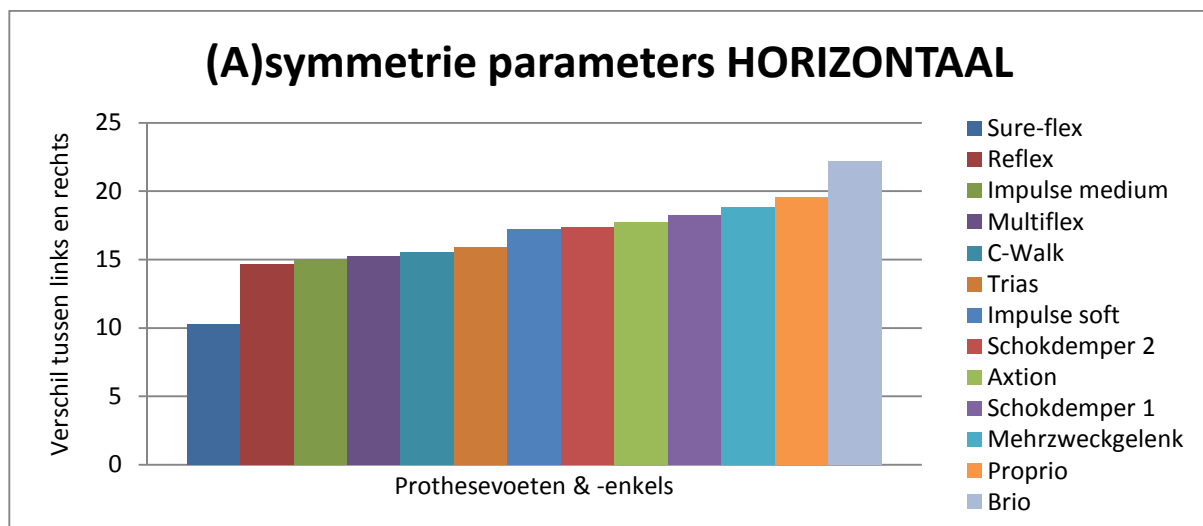
Alles bij elkaar genomen wordt het meest symmetrische gelopen met de Reflex VSP en het minst symmetrisch met de Mehrzweckgelenkadapter.

8.2.3. SYMMETRIE PARAMETERS

De parameters die de Zebris loopband meet zijn de volgende: staplengte in mm, staptijd in sec, % zwaai fase en % standfase van één volledige schrede. De standfase wordt onderverdeeld in de 3 rockers: load response, single support en pre-swing. Wanneer er niet gerend wordt beslaat de standfase per been ongeveer 60% en de zwaai fase 40% van een volledige stap ^{Peeraer L. (2007)}. Wanneer er een verschil is tussen de parameters van de linkervoet ten opzichte van de rechtervoet is er sprake van asymmetrie ^{Zmitrewicz R.J. et. al. (2006)}, minder balans ^{Gailey R. (2005)} en dus een bepaalde pathologie. Deze parameters zijn gemeten voor de linker en rechter voet (Bijlage 12.10.) en zijn weergegeven in de grafieken 10 t/m 13. Hoe kleiner het verschil tussen links en rechts, hoe meer symmetrie.

8.2.3.1. Horizontaal

In grafiek 10 zijn de symmetrie gegevens van de parameters van het lopen op horizontaal terrein weergegeven.



Grafiek 10: (A)symmetrie parameters (horizontaal) ^{Wilk, D. van der (2009)}

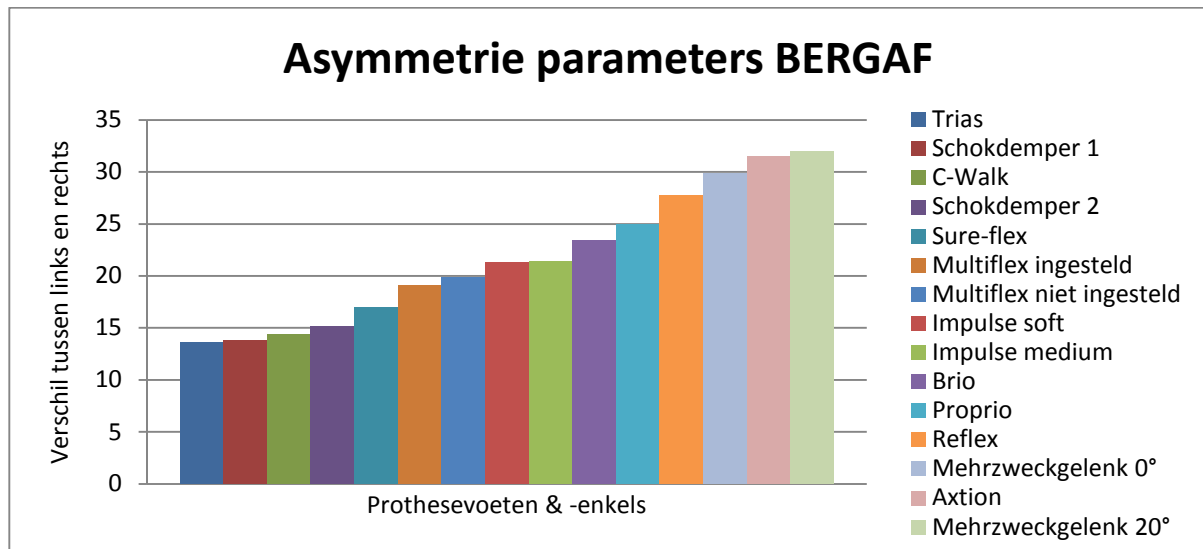
Bij een horizontale ondergrond wordt met de Sure Flex het meest symmetrisch gelopen wordt en met de Brio ankele het minst symmetrisch (Grafiek 10).

Uit onderzoek bleek dat multi-axiale prothesen zoals de Multiflex weinig vervorming van het gangpatroon vertoonden ten opzichte van andere prothesevoeten ^{Mizuno N., Aoyama T., Nakajima A., Kasahara T., Takami K. (1992) & Zmitrewicz R.J. et. al. (2006)}. Dit komt grotendeels overeen met de waarden die in dit onderzoek gemeten zijn. De Multiflex voet scoort namelijk redelijk goed op horizontaal terrein (Grafiek 10).

Mizuno N. et. al. (1992) vermelden ook dat wanneer er sprake is van een zwakkere patiënt dat dan een zachte hielbumper voor deze patiënt gebruikt moet worden. Dit komt overeen met de in dit onderzoek gemeten waarden. Wat betreft parameters (zoals staplengte) verkrijgt de actieve proefpersoon namelijk een veel symmetrischere gang met de Impulse voet met heelbumper medium dan met de softe heelbumper.

8.2.3.2. Bergaf

In grafiek 11 zijn de symmetrie gegevens van de parameters van het bergaf lopen weergegeven.

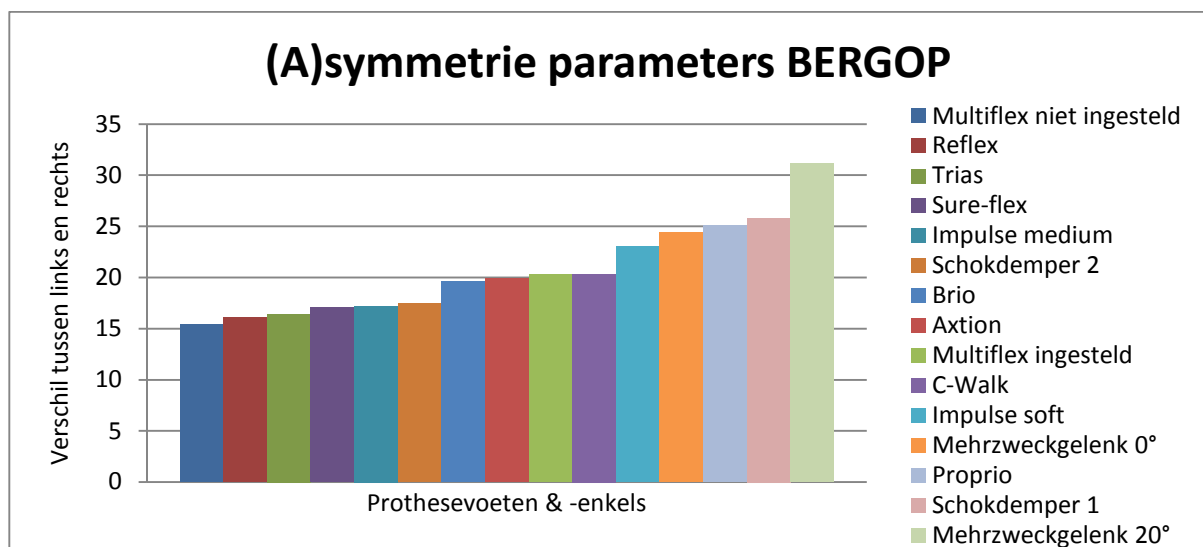


Grafiek 11: (A)symmetrie parameters (bergaf) Wilk, D. van der (2009)

Bij het bergaf gaan wordt met de Trias het meest symmetrisch gelopen en met de Mehrzweckgelenkadapter in 20° plantairflexie het minst symmetrisch (Grafiek 11).

8.2.3.3. Bergop

In grafiek 12 zijn de symmetrie gegevens van de van het bergop lopen overzichtelijk weergegeven.

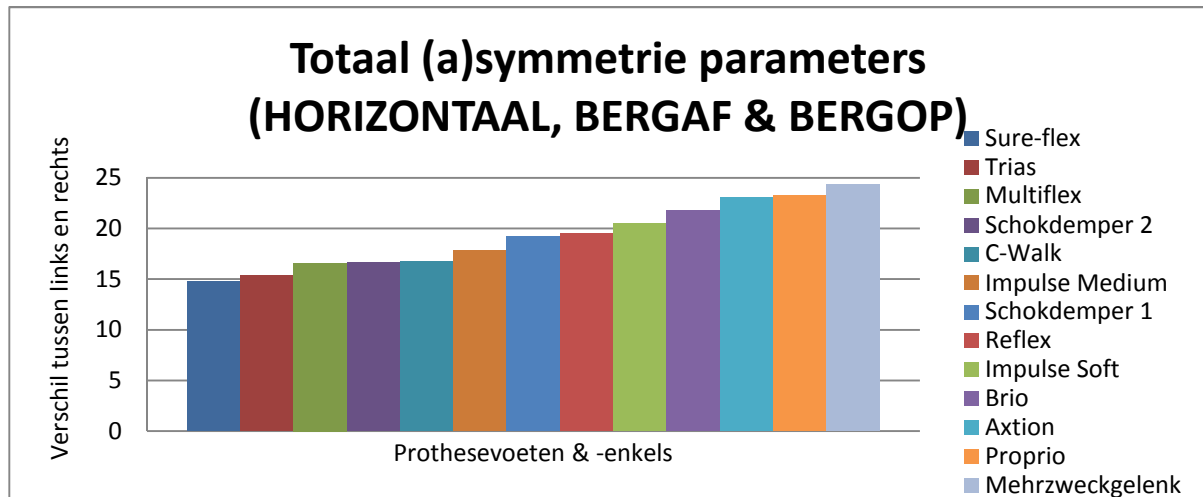


Grafiek 12: (A)symmetrie parameters (bergop) Wilk, D. van der (2009)

Bij het bergop gaan wordt met de Multiflex in 0° en kelflexie het meest symmetrisch gelopen en met de Mehrzweckgelenkadapter in 20° dorsiflexie het minst symmetrisch (Grafiek 12). Hieruit blijkt dat het instellen van het aantal graden dorsiflexie van de prothese-enkel een grote invloed heeft op de symmetrie van het gangpatroon.

8.2.3.4. Overzicht

In grafiek 13 zijn de symmetrie gegevens van de parameters van het bergop lopen, bergaf lopen en op vlak terrein lopen, samen genomen. De beste resultaten van de Mehrzweckgelenkadapter en de Multiflex worden genomen.



Grafiek 13: Totaal (a)symmetrie parameters (horizontaal, bergaf & bergop) Wilk, D. van der (2009)

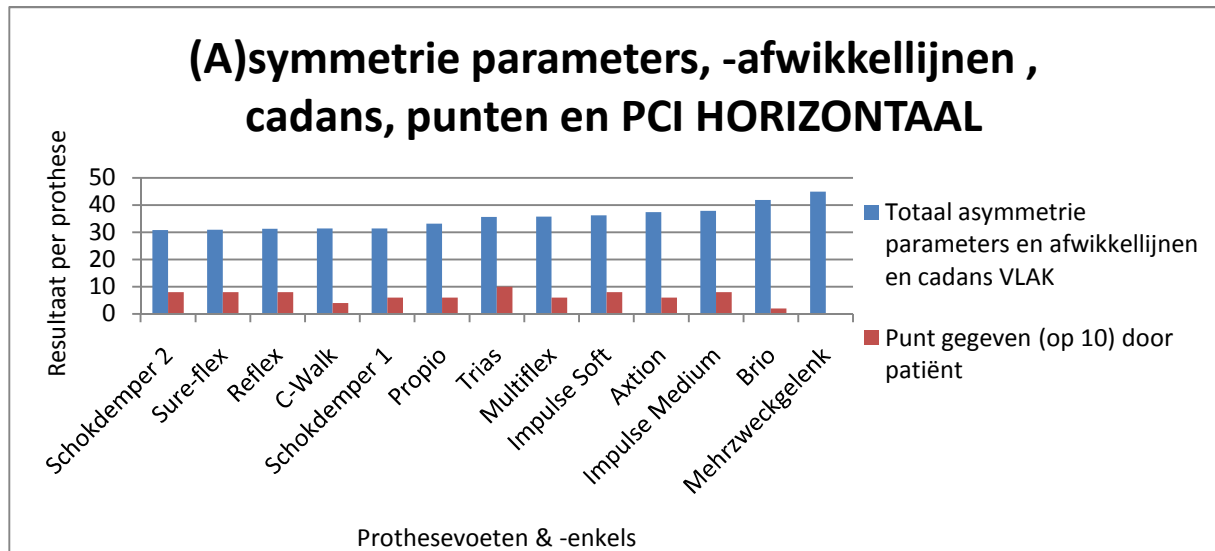
Het meest symmetrisch wordt gelopen met de Sure Flex en het minst symmetrisch met de Mehrzweckgelenkadapter (Grafiek 13.)

8.2.4. CADANS, GEGEVEN PUNTEN, SYMMETRIE PARAMETERS EN AFWIKKELLIJNEN

Het gemiddelde van de asymmetrie van de parameters met de asymmetrie van de afwikkellijnen, de cadans en de punten die gegeven worden door de proefpersoon voor elke prothesevoet worden samengenomen. In de grafieken 14 t/m 17 worden de verkregen waarden weergegeven. De prothesevoet met de laagste waarden geeft het meest symmetrische gangpatroon. Wanneer een prothesevoet of -enkel in meerdere standen gezet kon worden, bijvoorbeeld de Mehrzweckgelenkadapter en de Multiflex ankle, is de stand aangehouden waarmee de meest symmetrische, minst pathologische gang werd verkregen. Dit is bij alle onderdelen (cadans, afwikkellijnen en parameters) steeds de laagste waarde.

8.2.4.1. Horizontaal

In deze grafiek 14 zijn de (a)symmetrische parameters, -afwikkellijnen, cadans en de punten die de patiënt heeft gegeven voor de prothesevoet voor het op horizontaal terrein lopen weergegeven.

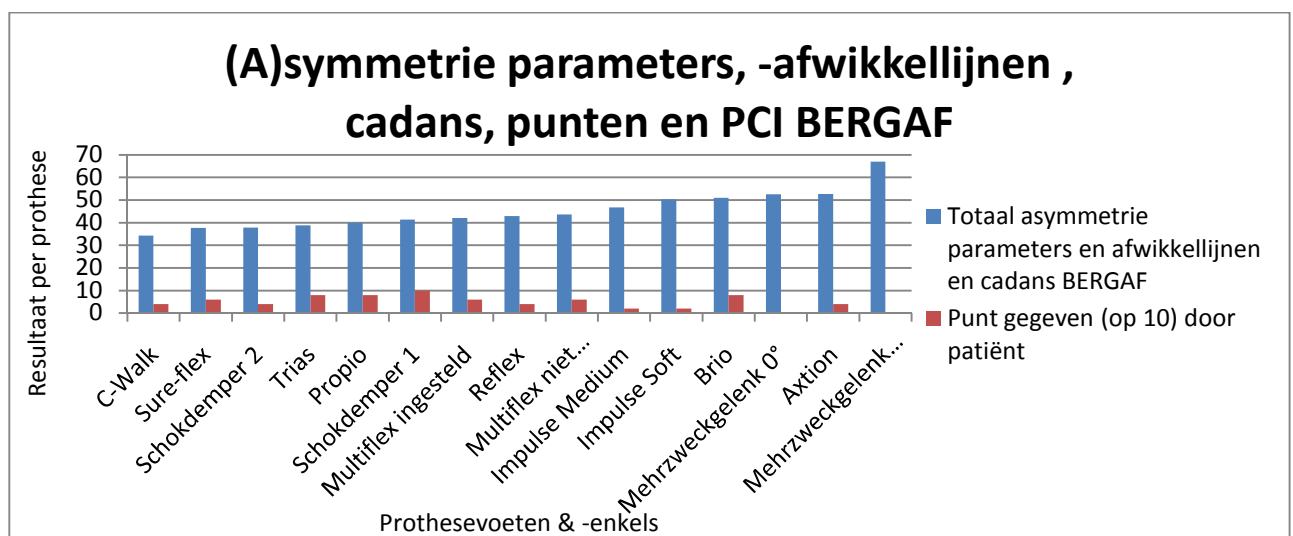


Grafiek 14: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal) ^{Wijk, D. van der (2009)}

Er wordt op horizontaal terrein het meest symmetrisch gelopen met Schokdemper 2 en het minst symmetrisch met de Merhzwieckgelenkadapter. De instelbare prothese-enkels (Brio ankle & Mehrzweckgelenkadapter) scoren slecht (Grafiek 14).

8.2.4.2. Bergaf

In deze grafiek 15 zijn de (a)symmetrische parameters, -afwikkellijnen, cadans en de punten die de patiënt heeft gegeven voor de prothesevoet voor het bergaf lopen weergegeven.

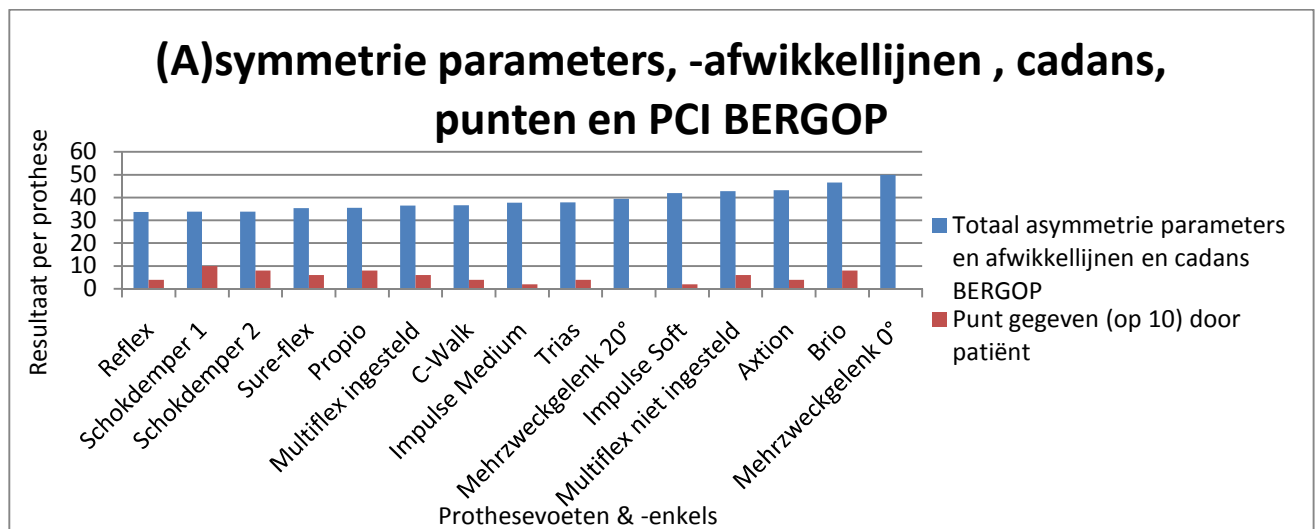


Grafiek 15: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (bergaf) ^{Wijk, D. van der (2009)}

Bergaf wordt het meest symmetrisch gelopen met de C-Walk en het minst symmetrisch met de Mehrzweckgelenkadapter wanneer deze in 20° plantairflexie staat. Voor het bergaf gaan blijkt dat de Mehrzweckgelenkadapter beter presteert wanneer deze in 0° enkelflexie staat. De Multiflex anke geeft een beter gangpatroon wanneer deze in 10° plantairflexie staat dan wanneer deze in 0° enkelflexie staat (Grafiek 15).

8.2.4.3. Bergop

In deze grafiek 16 zijn de (a)symmetrische parameters, -afwikkellijnen, cadans en de punten die de patiënt heeft gegeven voor de prothesevoet voor het bergop lopen overzichtelijk weergegeven.

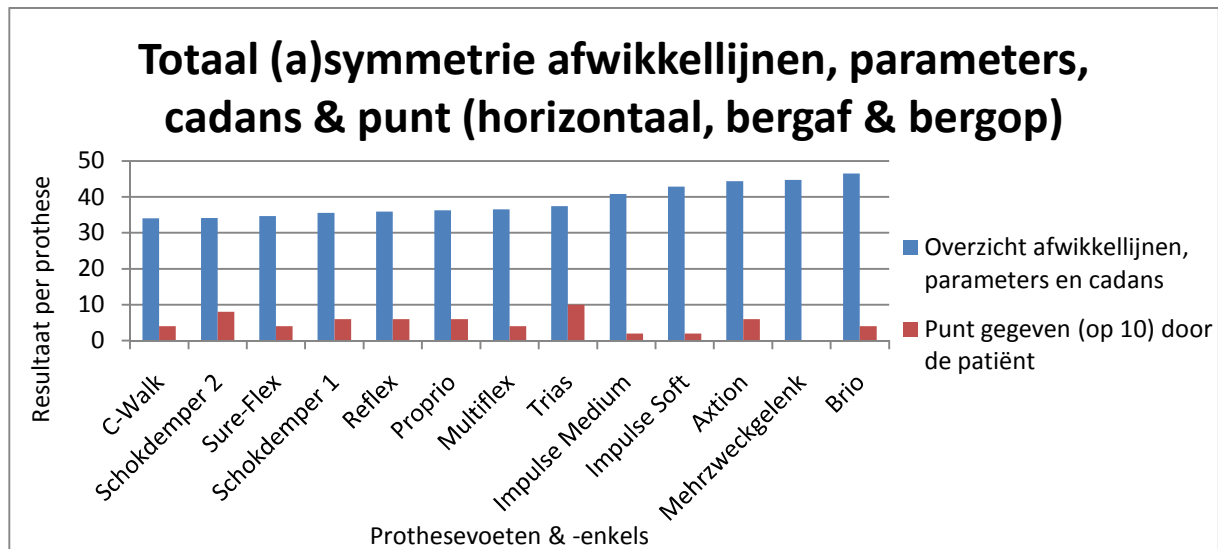


Grafiek 16: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (bergop) Wilk, D. van der (2009)

Bergop wordt het meest symmetrisch gelopen met de Reflex VSP en het minst symmetrisch met de Mehrzweckgelenkadapteradapter in 0°. Nu is het zo dat de Mehrzweckgelenkadapter een betere gang tot gevolg heeft wanneer deze prothese-enkel in 20° dorsiflexie staat dan in 0° enkelflexie. Ook de Multiflex geeft symmetrischere resultaten tussen links en rechts wanneer deze ingesteld staat in 5° dorsiflexie in plaats van 0° enkelflexie (Grafiek 16).

8.2.4.4. Overzicht

Wanneer alles bij elkaar wordt genomen wordt onderstaande grafiek 17 verkregen. De onderdelen die hierin verwerkt zijn, zijn de gemiddelden van: de symmetrie van de afwikkellijnen (horizontaal, bergaf en bergop), samen met de asymmetrie van de parameters (horizontaal, bergaf en bergop), inclusief de cadans en het punt dat de proefpersoon voor de prothesevoeten heeft gegeven.



Grafiek 17: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal, bergaf & bergop) Wilk, D. van der (2009)

Door de proefpersoon wordt het meest symmetrisch gelopen met de C-Walk en het minst symmetrisch met de Brio ankele. Het laagste punt wordt dan ook gegeven voor de prothese-enkele die het minst symmetrische looppatroon geeft en meer naar de symmetrische kant van de grafiek worden er hogere punten gegeven. Een uitzondering is de Trias waarmee de proefpersoon dagelijks loopt.

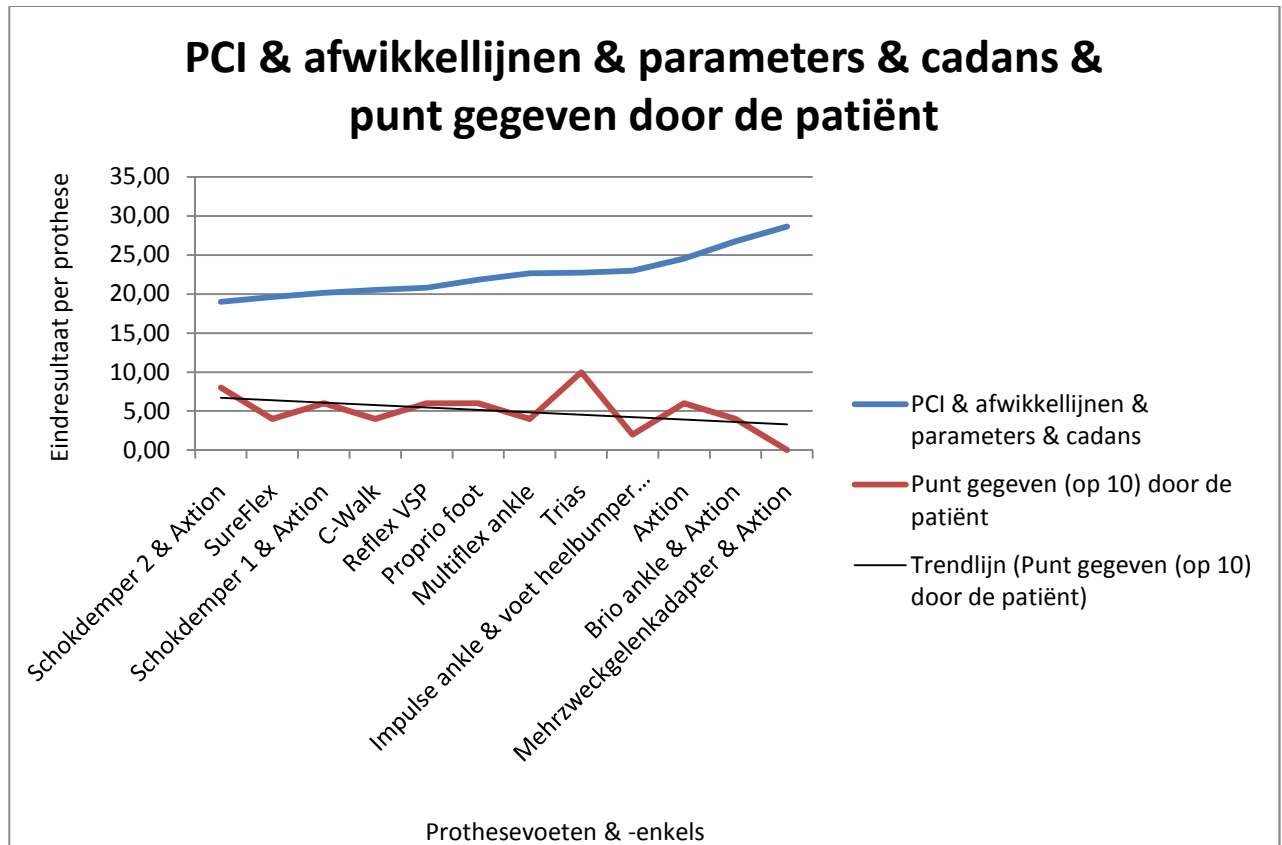
De punten zijn in werkelijkheid gegeven op schaal van 5 (0 is heel slecht, 5 is heel goed). In dit overzicht zijn de punten vermenigvuldigd met 2 zodat ze beter te zien zijn in de grafiek omdat de verticale as redelijk groot is in verhouding tot de punten die gegeven konden worden (Grafiek 17).

De instelbare enkels: Brio Ankele & Mehrzweckgelenkadapter scoren slecht. De Multiflex ankele daarentegen is ook instelbaar maar veert ook, waardoor deze prothese-enkele zich beter aan de ondergrond aanpast en zodoende een symmetrischere gang tot gevolg heeft. De andere twee verende prothese-enkels (Schokdemper 1 en 2) scoren ook goed (Grafiek 17). Over het algemeen vallen de uitkomsten samen met de mechanische eigenschappen van de prothesevoeten zoals gewicht, hardheid van de hielbumpers en het assisteren bij een actieve tenenafzet Mizuno N. et. al. (1992). Het is opvallend dat de Propriofoet een gemiddelde uitkomst heeft terwijl dit juist een prothesevoet is die een actieve tenenafzet heeft en dus assisteert bij het gaan (Grafiek 17). Uit onderzoek is wel gebleken dat de Propriofoet een positief effect heeft op de knie tijdens het lopen op een helling. Er is niet onderzocht of de Propriofoet ook daadwerkelijk bijdraagt aan een symmetrischer gangpatroon Alimusaj M., Braatz F., Gawron O., Wolf S. (2008).

8.2.4.5. Overzicht inclusief PCI

In onderstaande grafiek 18 zijn de PCI uitkomsten, asymmetrie van de afwikkellijnen en –parameters en de cadans samengenomen. Aangezien de PCI uitkomsten op vlak terrein gemeten zijn, is het niet mogelijk deze resultaten te koppelen aan het bergaf en bergop lopen met de loopband.

De Impulse voet en -enkel met heelbumper medium zijn niet meegenomen in de resultaten omdat er met deze prothesevoet geen PCI test is gedaan.



Grafiek 18: PCI, parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal) Wilk, D. van der (2009)

Ondanks dat Schokdemper 2 redelijk zwaar is en een hogere PCI waarde heeft met bergschoenen, geeft deze prothese-enkel op horizontaal terrein het meest symmetrische gangpatroon en de laagste cadans. Deze prothese-enkel krijgt dan ook een redelijk goed punt van de proefpersoon.

Naar de rechterkant van de grafiek worden de punten lager. Dit is te zien aan de trendlijn. De Trias springt hier duidelijk uit (Grafiek 18). Dat komt waarschijnlijk omdat de proefpersoon in het dagelijks leven altijd met de Trias loopt.

De Mehrzweckgelenkadapter scoort het slechtst van alle prothesevoeten en –enkels, de proefpersoon geeft dan ook een 0 op schaal van 5 voor deze prothesevoet (Grafiek 18).

9. CONCLUSIES

De PCI resultaten blijken niet alleen het gevolg te zijn van het ontwerp van de prothesevoet en prothese-enkel. Ze hebben ook te maken met het gewicht van de prothesevoet en eventueel andere, niet gemeten, omgevingsfactoren. Het maakt bij de meeste prothesevoeten & –enkels verschil met welk schoeisel er gelopen wordt (uitzondering is de C-Walk). Gemiddeld kost het iets meer fysieke kracht om met sportschoenen te lopen dan met bergschoenen.

Van de prothesevoeten die getest zijn tijdens het snowboarden; namelijk Axtion, Re-Flex VSP, Trias en Schokdemper 1. De proefpersoon vond Schokdemper 1 het beste omdat deze het beste veerde tijdens het snowboarden. Nadat de proefpersoon met Schokdemper 1 had gesnowboard wilde hij zijn vorige prothesevoet zelfs niet meer terug. Om ook de andere prothesevoeten op de echte sneeuw te testen is er niet genoeg tijd geweest. Pas wanneer al de prothesevoeten getest zijn op de sneeuw kunnen er uitgebreidere en betere conclusies getrokken worden wat betreft het snowboarden met prothesevoeten. Tijdens het skikamp is Schokdemper 1 ook getest voor het bergbeklimmen, daar was de schokdemper ook enthousiast over.

Als er gekeken wordt naar de Zebris Butterfly van de verschillende prothesevoeten valt op dat bij ongeveer alle prothesevoeten de butterfly symmetrisch is wanneer er op een horizontale ondergrond gelopen wordt, maar wanneer er bergop of bergaf gelopen wordt zijn veel van de butterfly's asymmetrischer. Vooral bij instelbare prothese-enkels zoals de Mehrzweckgelenkadapter en de Brio ankle zijn deze butterfly's erg asymmetrisch. De Propriofoot en de Multiflex ankle daarentegen blijven redelijk symmetrisch wat betreft de butterfly. De butterfly van het bergaf en bergop lopen is voor Schokdemper 1 en 2 ook nog niet helemaal symmetrisch.

Wanneer alle Zebris testresultaten bij elkaar genomen worden (gekeken wordt dan naar de parameters, afwikkellijnen en cadans) wordt duidelijk dat door de proefpersoon het meest symmetrisch stapt met Schokdemper 2 en het minst symmetrisch met de Mehrzweckgelenkadapter. Het laagste punt dat de proefpersoon geeft gaat dan ook naar Mehrzweckgelenkadapter. Bij voeten die symmetrischer lopen worden door de proefpersoon hogere punten gegeven. Ook bij het analyseren van deze testresultaten blijkt dat de instelbare enkels: de Brio Ankle & de Mehrzweckgelenkadapter slecht scoren. De Multiflex ankle is instelbaar maar ook verend. Waarschijnlijk scoort deze enkel daardoor beter. De andere verende prothese-enkels, Schokdemper 2 en Schokdemper 1 scoren namelijk ook redelijk goed. Van de prothesevoeten scoort de C-Walk het beste.

De Zebris testresultaten worden nu naast de PCI resultaten gehouden. Hieruit blijkt dat Schokdemper 2 het best scoort. Ondanks dat de prothese-enkel redelijk zwaar is en ook een wat hogere PCI waarde heeft, geeft deze prothese-enkel op vlak terrein

het meest symmetrische gangpatroon en de laagste cadans. De Trias, de voet waar de proefpersoon dagelijks mee loopt, geeft niet het meest symmetrische gangpatroon maar krijgt wel een hoog punt van de proefpersoon. Dit is te verklaren doordat de proefpersoon deze prothesevoet zelf uitgekozen heeft en dus ook het meest gewend is aan de Trias. Ook hier scoort de Mehrzweckgelenkadapter duidelijk het slechtst van alle prothesevoeten en –enkels, de proefpersoon geeft dan ook een 0 op schaal van 5 voor deze prothesevoet.

Het blijkt dus dat wanneer een prothese-voet of –enkel een symmetrisch stappatroon geeft dat het dan niet ook daadwerkelijk minder fysieke kracht kost om deze prothese te lopen. Dit komt overeen met eerder uitgevoerd onderzoek van Torburn L., Perry J., Ayyappa E., Shanfield S. (1990). Bij Schokdemper 2 is dit verschil het duidelijkst. Deze prothese-enkel heeft over het algemeen de meest symmetrische gang maar geeft daarentegen wanneer deze in bergschoenen zit de hoogste PCI waarde.

Uit dit onderzoek blijkt dat er een goed begin is gemaakt met een prothese-enkel die zich 'automatisch' aanpast aan verschillende hellingen, maar dat er meer onderzoek nodig is om de prothese-enkel te perfectioneren. Om een goede prothesevoet of –enkel te ontwikkelen is het belangrijk dat er behalve het ontwerp en het gangpatroon ook naar alle andere aspecten van het gaan gekeken wordt. Zo wordt de PCI beïnvloed wordt door bijvoorbeeld het gewicht van de prothesevoet & –enkel. Er moet in het vervolg onderzoek vooral gelet worden op de uitlijning en het verhelpen van de torsie die optreedt bij het bergop lopen. Het stappatroon bij het bergaf lopen moet nog verbeterd worden omdat dit voor beide prothese-enkels nog niet ideaal is, het gewicht van de prothese-enkels moet gereduceerd worden en indien mogelijk moet de inbouwhoogte verkleind worden.

Tot slot is het zo dat de testen op de Zebris loopband resultaten geven van het lopen op een effen ondergrond. Prothesevoeten en -enkels kunnen weer heel anders reageren op een oneffen ondergrond. Deze omstandigheden zijn niet te meten met de Zebris loopband. De PCI testen kunnen hierop wel aangepast worden.

10. AANBEVELINGEN

In een vervolg onderzoek kan PCI ook voor het bergop en bergaf lopen gemeten worden wanneer deze testen op de loopband gedaan worden. De prothesevoeten en –enkels kunnen dan nog beter met elkaar vergeleken worden. Noodzaak is dan wel dat voorafgaand aan deze testen gekeken wordt naar wat de gemakkelijkste loopsnelheid is per prothesevoet voor de proefpersoon.

Ondanks dat Schokdemper 2 goed scoort, wat betreft de symmetrie van het gangpatroon, is er meer onderzoek nodig om de prothese-enkel te perfectioneren. Bij dit onderzoek moet er behalve naar het ontwerp van de prothese-enkel en het gangpatroon van de proefpersoon ook naar alle andere aspecten van het gaan gekeken wordt zoals de physical cost index die beïnvloed wordt door bijvoorbeeld het gewicht van de prothesevoet en –enkel. Er moet in dit vervolg onderzoek vooral gelet worden op de uitlijning, het verhelpen van de torsie die optreedt bij het bergop lopen. Het verloop van het lichaamszwaartepunt bij bergop en bergaf lopen moet nog verbeterd worden. Indien mogelijk moet de inbouwhoogte verkleind worden en het gewicht van de prothese-enkels moet gereduceerd worden door gebruik te maken van bijvoorbeeld Titanium of Aluminium.

Een prothesevoet die zich goed aan oneffenheden in het terrein aanpast is bijvoorbeeld de ReFlex VSP door zijn 'split toe'. Voor het bergwandelen zal een combinatie van een prothese –enkel en prothesevoet met 'split toe' de beste oplossing zijn.

11. LITERATUURLIJST

Alimusaj M., Braatz F., Gawron O., Wolf S. (2008). *Effects of an active prosthetic ankle during ambulation on stairs and ramps*. Bologna, Italië: Journal of foot and ankle research.

Ambroise (2009). *De Radix® Comfort Adapter*. Enschede, Nederland: Ambroise. Gevonden op het internet op <http://www.ambroise.nl>.

Anvasport (2009). *Wie & wat is Anvasport?* Melle, België: Anvasport. Gevonden op het internet op <http://www.anvasport.com>

Au S., Berniker M., Herr H. (2008). *Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits*. Cambridge, USA: Neural Networks.

Barth D.G., Schumacher L., Thomas S.S. (1992). *Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Bauerfeind Benelux BV (2008). *Over Bauerfeind*. Haarlem, Nederland: Bauerfeind Benelux BV. Gevonden op het internet op <http://www.bauerfeind.nl>

Bauerfeind Benelux BV (2009). *Produkte, Modular-Adapter*. Zeulenroda-Triebes, Duitsland: Bauerfeind Benelux BV. Gevonden op het internet op <http://www.bauerfeind-prothetik.de>

Casillas J-M., Dulieu V., Cohen M., Marcer I., Didier J-P. (1995). *Bioenergetic comparison of a new energy-storing foot and SACH foot in traumatic below-knee vascular amputations*. New York USA.: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

CBS Interactive Inc. (2007). *New prosthetic ankle mimics natural function*. Cold Spring, USA.: Disabled American Veterans (DAV) Magazine. Gevonden op het internet op <http://findarticles.com>

Centrum Technische Orthopedie (2008a). *Welkom*. Wetteren, België: Centrum Technische Orthopedie. Gevonden op het internet op <http://www.cto-orthopedie.be>

Centrum Technische Orthopedie (2008b). *Algemene informatie-brochure: Nomenclatuur prothesen onderste ledematen*. Wetteren, België: Centrum Technische Orthopedie.

College Park Industries (2008a). *About CPI*. Fraser, USA.: College Park Industries. Gevonden op het internet op <http://www.college-park.com>

College Park Industries (2008b). *Accent*. Fraser, USA.: College Park Industries. Gevonden op het internet op <http://www.college-park.com>

Cortes A., Viosca E., Hoyos J.V., Prat J., Sanchez-Lacuesta J. (1997). *Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees*. Valencia, Spanje: Institute of biomechanics of Valencia.

Czerniecki J.M. (2005). *Research and clinical selection of foot-ankle systems*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Damme, A. van (2009). *Belgisch Staatsblad N. 281 6-8-2004*. Aarschot, België: Bestuur van het Belgisch Staatsblad. Gevonden op het internet op <http://www.ejustice.just.fgov.be>

Endolite (2008a). *Company overview*. Ohio, USA.: Endolite. Gevonden op het internet op <http://www.endolite.com>

Endolite (2008b). *Products, Feet, Multiflex Ankles*. Ohio, USA.: Endolite. Gevonden op het internet op <http://www.endolite.com>

Endolite (2008c). *Products, Ankles, Brio*. Ohio, USA.: Endolite. Gevonden op het internet op <http://www.endolite.com>

Freedom Innovations (2008a). *About us*. Irvine, Engeland: Freedom Innovations. Gevonden op het internet op <http://www.freedom-innovations.com>

Freedom Innovations (2008b). *Feet, Freestyle swim*. Irvine, Engeland.: Freedom Innovations. Gevonden op het internet op <http://www.freedom-innovations.com>

Freedom Innovations (2008c). *Feet, Runway*. Irvine, Engeland: Freedom Innovations. Gevonden op het internet op <http://www.freedom-innovations.com>

Freedom Innovations (2008d). *Feet, Slalom ski*. Irvine, Engeland: Freedom Innovations. Gevonden op het internet op <http://www.freedom-innovations.com>

Fysio rhvh (2009). *Articulatiesextremiteiten*. Nederland: Fysio rhvh. Gevonden op het internet op <http://www.fysio.rhvh.nl>

Gailey R. (2005). *Functional value of prosthetic foot/ankle systems to the amputee*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Hafner B.J. (2005). *Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms: a review of the literature*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Hayden S., Evans R., McPoil T., Cornwall M., Pipinich L. (2000). *The effect of four prosthetic feet on reducing plantar pressures in diabetic amputees*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Houdijk H., Pollmann E., Groenewold M., Wiggerts H., Polomski W. (2009). *The energy cost for the step-to-step transition in amputee walking*. Amsterdam, Nederland: Gait and Posture.

Hsu Miao-Ju, Nielsen D.H., Lin-Chan Suh-Jen, Shurr D. (2006). *The effect of prosthetic foot design on physiologic measurements, self-selected walking velocity, and physical activity in people with transtibial amputation*. New York, USA.: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

Hsu Miao-Ju, Nielsen D.H., Yack J., Shurr D.G., Lin-Chan Suh-Jen. (2000). *Physiological comparisons of physically active persons with transtibial amputation using static and dynamic prostheses versus persons with nonpathological gait during multiple-speed walking*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Institute for Algorithmic Medicine (2007). *The Physiological Cost Index of Walking (PCI)*. Houston, USA.: Institute for Algorithmic Medicine. Gevonden op het internet op <http://www.medal.org>

Janssens, K. (2006). *Cursus Anatomie bewegingsapparaat*. Geel, België. :Katholieke Hogeschool Kempen.

Lissens, M. (2007). *Onuitgegeven nota's bij de Cursus Revalidatie*. Geel, België. :Katholieke Hogeschool Kempen.

Macfarlane P.A., Nielsen D.H., Shurr D.G., Meier K. (1991). *Perception of walking difficulty by below-knee amputees using a conventional foot versus the flex-foot*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

McIntosh A.S., Beatty K.T., Dwan L.N., Vickers D.R. (2006). *Gait dynamics on an inclined walkway*. Sydney, Australië: Journal of biomechanics.

Medi (2009a). *Over medi*. Beringen, België: Medi bvba. Gevonden op het internet op <http://www.medibelgium.be>

Medi (2009b). *Medipro flex E*. Beringen, België.: Medi bvba. Gevonden op het internet op <http://www.medibelgium.be>

MediStart BV (2008). *De enkel*. Nederland: MediStart BV. Gevonden op het internet op <http://www.enkel.nl>

MIT Media Lab (2008). *Press announcement: Powered Ankle-foot prosthesis*. Cambridge, USA.: MIT Media Lab. Gevonden op het internet op <http://www.media.mit.edu>

Mizuno N., Aoyama T., Nakajima A., Kasahara T., Takami K. (1992). *Functional evaluation by gait analysis of various ankle-foot assemblies used by below-knee amputees*. Okayama, Japan: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Mourik J.B., Patka P. (1990). *Letfels van de enkel en de voet* ISBN 90-800231-2-4. Haren, Nederland: Symposiumcommissie Chirurgie Nederland.

Nielsen D.H., Shurr D.G., Golden J.C., Meier K.C.P. (1989). *Comparison of energy cost and gait efficiency during ambulation in below knee amputees using different prosthetic feet*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Ohio Willow Wood (2009a). *Corporate*. Ohio, USA.: Ohio Willow Wood. Gevonden op het internet op <http://www.owwco.com>

Ohio Willow Wood (2009b). *Catalog, Joint solutions, Earthwalk Ankle*. Ohio, USA.: Ohio Willow Wood. Gevonden op het internet op <http://www.owwco.com>

Ohio Willow Wood (2009c). *Catalog, Joint solutions, Impulse Ankle*. Ohio, USA.: Ohio Willow Wood. Gevonden op het internet op <http://www.owwco.com>

Össur (2009a). *About Ossur*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009b). *Elation*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009c) *Proprio foot*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009d). *Reflex VSP*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009e). *Sprint feet, Cheetah*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009f). *Sure Flex*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009g). *Locks and sleeves, Icelock® 600 Series*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Össur (2009h) *Ceterus*. Aliso Viejo, USA.: Össur. Gevonden op het internet op <http://www.ossur.com>

Otto Bock (2009a). *Bedrijf*. Son en Breugel, Nederland: Otto Bock. Gevonden op het internet op <http://www.ottobock.nl>

Otto Bock (2009b). *Orthopedie, Beenprothesen*. Son en Breugel, Nederland: Otto Bock. Gevonden op het internet op <http://www.ottobock.nl>

Otto Bock (2009c). *Information Center, Resources, Prosthetics Catalogs*. Minneapolis, USA.: Otto Bock. Gevonden op het internet op <http://www.ottobock.ca>

Peeraer L. (2007). *Cursus Biomechanica 2eBa OR*. Geel, België :Katholieke Hogeschool Kempen.

Pitetti K.H., Snell P.G., Stray-Gundersen J., Gottschalk F. (1987). *Aerobic training exercises for individuals who had amputation of the lower limb*. Stanford, USA. :The Journal of Bone & Joint Surgery.

Proteor (2008a). *Proteor group*. St Apollinaire, Frankrijk: Proteor. Gevonden op het internet op <http://www.proteor.com>

Proteor (2008b). *Prosthetics, Ankles, Tubular Bases*. St Apollinaire, Frankrijk: Proteor. Gevonden op het internet op <http://www.proteor.com>

Rampro (2009a). *Home*. Oceanside, USA.: Rampro. Gevonden op het internet op <http://www.rampro.net>

Rampro (2009b). *Activankle*. Oceanside, USA.: Rampro. Gevonden op het internet op <http://www.rampro.net>

Rampro (2009c). *Swimankle*. Oceanside, USA.: Rampro. Gevonden op het internet op <http://www.rampro.net>

Rietman H.J.S. (2007). *Vallen en opstaan*. Twente, Nederland: Oratieboekje Rietman.

RIZIV (2009) *Onthaalpagina*. Brussel, België: RIZIV. Gevonden op het internet op <http://www.riziv.fgov.be>

Shurr D. (2005). *Clinical perspectives on the prescription of prosthetic foot-ankle mechanisms*. Washington D.C., USA.: Journal of Prosthetics and Orthotics international.

Sidem NV (2009). *Striving for driving excellence*. Roesselare, België: Sidem NV. Gevonden op het internet op <http://www.sidem.be>

Torburn L., Perry J., Ayyappa E., Shanfield S. (1990). *Below-knee amputees gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study*. Long Beach, USA :Journal of rehabilitation research and development.

UAF Engineering (2007). *The HEELfoot*. Hengelo, Nederland: UAF Engineering. Gevonden op het internet op <http://www.uaf-e.nl>

Visser C., Polomski W.P., van Lummel R.C., Conradi M., Uiterwaal M. (1999). *Een functioneel vergelijk van FLEX-voet met behulp van ambulante registratie van het gangbeeld*. Breda, Nederland: Orthobode.

Vrieling A.H., Keeken H.G. van, Schoppen T., Otten E., Halbertsma J.P.K., Hof A.L., Postema K. (2006a). *Gait initiation in lower limb amputees*. Amsterdam, Nederland.: Gait and Posture.

Vrieling A.H., Keeken H.G. van, Schoppen T., Otten E., Halbertsma J.P.K., Hof A.L., Postema K. (2006b). *Gait termination in lower limb amputees*. Amsterdam, Nederland.: Gait and Posture.

Wagner Polymertechnik GmbH (2009a). *Startseite*. Silkerode, Duitsland.: Wagner Polymertechnik GmbH. Gevonden op het internet op <http://www.wpt-gmbh.de>.

Wagner Polymertechnik GmbH (2009b). *Downloads, WPT Broschüre Modularpaßteile 2008*. Silkerode, Duitsland.: Wagner Polymertechnik GmbH. Gevonden op het internet op <http://www.wpt-gmbh.de>.

Wilk, D. van der (2009). *Eigen afbeeldingen of tabellen gemaakt met fototoestel, getekend op de computer of samengesteld uit de verschillende testresultaten*. Knegsel, Nederland: Wilk, D. van der.

Woolman G., Wilson B.D., Milburn P. (2003). Normal ankle joint motion occurring during snowboarding, Ankle joint motion inside snowboard boots. Dunedin, New Zealand. Gevonden op het internet op <http://www.clickerado.com>.

Zebris Medical GmbH (2009). *Medical*. Isny, Duitsland.: Zebris Medical GmbH. Gevonden op het internet op <http://www.zebris.de>.

Zmitrewicz R.J., Neptune R.R., Walden J.G., Rogers W.E., Bosker G.W. (2006). *The effect of foot and ankle prosthetics components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait*. New York, USA.: Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.

12. BIJLAGEN

12.1. VERKLARENDE WOORDENLIJST

Abductie	Zijwaartse, afvoerende beweging van een lidmaat van de middellijn af.
Adductie	Aanvoerende beweging van een lidmaat naar de middellijn toe.
Anvasport	Anders Validen sport.
CTO	Centrum Technische Orthopedie.
Dorsaal	De rugzijde.
Dorsiflexie	Beweging van de enkel; voetrugwaarts, naar de voetrug.
Eversie	Naar buiten draaien. Beweging van de enkel; bestaande uit dorsiflexie, abductie en pronatie.
Frontaal	De voorzijde.
Inversie	Naar binnen draaien. Beweging van de enkel; bestaande uit plantairflexie, adductie en suppinatie.
Lateraal	Zijdelings, wat terzijde ligt.
Lumbostaten	Van stof gemaakte, zachte korsetten evt. met metalen- of baleinen ondersteuning.
Mediaal	Middellijn, naar het midden toe.
Neutrale stand	Wanneer de voet in 90° staat t.o.v. het onderbeen.
Pathologie	Ziekteleer.
PCI	Physical Cost Index [hartslagen/ meter].
Plantairflexie	Beweging van de enkel; zoolwaarts, naar de zoolkant m.b.t. de voetzool.
Pronatie	Het naar binnen draaien van handpalm of voetzool.
Reflex VSP	Reflex Vertical Shock Pylon; prothesevoet van Össur.
RIZIV	Rijksinstituut voor ziekte- en invaliditeitsverzekering.
Rockers	Perioden in de standfase tijdens het gangpatroon.
SACH voet	Solid Ankle Cushioned Heel; prothesevoet van Otto Bock.

Supinatie	Het naar boven draaijen van de handpalm of voetzool.
Tibia	Scheenbeen.
Total surface bearing	Het lichaamsgewicht wordt over de totale oppervlakte van de prothesekoker verdeeld.
Transtibiaal	Doorheen de tibia.
Unilateraal	Aan één zijde.
Zebris loopband	Loopband met daarin een krachtenplatform verwerkt.

12.2. GRAFIEKENLIJST

Grafiek 1: PCI vs omgevingsfactoren	Wilk, D. van der (2009)	25
Grafiek 2: PCI Spreiding; sportschoenen vs bergschoenen	Wilk, D. van der (2009)	26
Grafiek 3: PCI bergschoenen vs sportschoenen	Wilk, D. van der (2009)	27
Grafiek 4: PCI gemiddeld	Wilk, D. van der (2009)	30
Grafiek 5: PCI overzicht, inclusief Schokdempers 1 & 2	Wilk, D. van der (2009)	44
Grafiek 6: (A)symmetrie afwikkellijnen (horizontaal)	Wilk, D. van der (2009)	52
Grafiek 7: (A)symmetrie afwikkellijnen (bergaf)	Wilk, D. van der (2009)	52
Grafiek 8: (A)symmetrie afwikkellijnen (bergop)	Wilk, D. van der (2009)	53
Grafiek 9: Totaal (a)symmetrie afwikkellijnen (horizontaal, bergaf & bergop)	Wilk, D. van der (2009)	53
Grafiek 10: (A)symmetrie parameters (horizontaal)	Wilk, D. van der (2009)	54
Grafiek 11: (A)symmetrie parameters (bergaf)	Wilk, D. van der (2009)	55
Grafiek 12: (A)symmetrie parameters (bergop)	Wilk, D. van der (2009)	55
Grafiek 13: Totaal (a)symmetrie parameters (horizontaal, bergaf & bergop)	Wilk, D. van der (2009)	56
Grafiek 14: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal)	Wilk, D. van der (2009)	57
Grafiek 15: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (bergaf)	Wilk, D. van der (2009)	57
Grafiek 16: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (bergop)	Wilk, D. van der (2009)	58
Grafiek 17: Totaal (a)symmetrie parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal, bergaf & bergop)	Wilk, D. van der (2009)	59
Grafiek 18: PCI, parameters, afwikkellijnen, cadans & gegeven punten (horizontaal)	Wilk, D. van der (2009)	60

12.3. FIGURENLIJST

Figuur 1: Dorsi- & plantairflexie van de voet	Janssens, K. (2006)	15
Figuur 2: Neutrale enkelstand	Wilk, D. van der (2009)	15
Figuur 3: 90° plantairflexie	Wilk, D. van der (2009)	15
Figuur 4: Eversie & inversie van de enkel	Janssens, K. (2006)	16
Figuur 5: Schokdempers afkomstig van Sidem N.V.	Wilk, D. van der (2009)	42
Figuur 6: Testopstelling Schokdemper 1	Wilk, D. van der (2009)	42
Figuur 7: Testopstelling Schokdemper 2	Wilk, D. van der (2009)	43

12.4. TABELLENLIJST

Tabel 1: Instellingen bij het bergwandelen per prothesevoet	Wilk, D. van der (2009)	22
Tabel 2: Resultaten van Schokdemper 1 en Schokdemper 2	Wilk, D. van der (2009)	45
Tabel 3: Overzicht PCI waarden inclusief Schokdemper 1 en 2	Wilk, D. van der (2009)	49
Tabel 4: Cadans per prothesevoet in lopen per minuut	Wilk, D. van der (2009)	50
Tabel 5: Overzicht instelbare prothesevoeten en enkels	Wilk, D. van der (2009)	74
Tabel 6: (Bekendere) Verende prothesevoeten en enkels	Wilk, D. van der (2009)	74
Tabel 7: Zebris loopband testresultaten	Wilk, D. van der (2009)	87

12.5. OVERZICHT INSTELBARE PROTHESEVOETEN EN -ENKELS

Fabricant	Naam product	Gewicht	Maximaal Lichaamsgewicht	Aantal graden instelbaar	Prijs	Waterbestendig (Chloor- en zout-water)	Mobiliteitsgraad
Bauerfeind Bauerfeind Benelux BV (2008)	Mehrzweckgelenka dapter-Adapter A49-T11 Bauerfeind Benelux BV (2009)	300g	100kg	Dorsaalflexiestops op: 0°, 10°, 30° en 50° (90° ook mogelijk) Plantairflexiestops op: 0°, 10°, 30° en 50° (90° ook mogelijk)	€335,-	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	1 t/m 4
Bauerfeind	Mehrzweckgelenka dapter-Adapter A49-T12 Bauerfeind Benelux BV (2009)	310g	100kg	Dorsaalflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45° Plantairflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45°	€335,-	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	1 t/m 4
College Park Industries (CPI) College Park Industries (2008a)	Accent™ College Park Industries (2008b)	440g tot 560 g	100kg	Tot 5,1 cm hiel hoogte	€2367,68	Niet waterbestendig	1 t/m 3
Endolite (2008a)	Multiflex ankle Demountable Ankle Endolite (2008b)	173g tot 187g	119,7kg tot 124,7kg	Vanaf 0,6 cm tot 3,8 cm hiel hoogte	€171,50	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	2 & 3
Endolite	Multiflex ankle Pylon Ankle Endolite (2008b)	196g	124,7kg	Vanaf 0,6 cm tot 3,8 cm hiel hoogte	€171,50	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	2 & 3
Endolite	Multiflex ankle Pyramid Ankle Endolite (2008b)	173g	124,7kg	Vanaf 0,6 cm tot 3,8 cm hiel hoogte	€150,50	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	2 & 3
Endolite	Brio ankle Endolite (2008c)	390g	125kg	Tot 3,2 cm hiel hoogte	€878,50	Zout-, chloor- en waterbestendig (zonder garantie)	2 t/m 4
Freedom Innovations Freedom Innovations (2008a)	Runway® Freedom Innovations (2008c)	367g of 449g	116kg	Tot 5,1 cm hiel hoogte	*Onbekend*	*Onbekend*	3
Freedom Innovations	Freestyle swim Freedom Innovations (2008b)	485g	116kg	Dorsaalflexiestop op: 0° Plantairflexiestop op: 70°	*Onbekend*	*Onbekend*	*Onbekend*
Medi Medi (2009a)	Medipro® flex E Medi (2009b)	462g of 578g	116kg	Tot 5 cm hiel hoogte	€2000,-	Niet waterbestendig	2 & 3
Össur (2009a)	Proprio foot Össur (2009c)	995g	116kg	(Automatisch) Tot 5 cm hiel hoogte	€8880,46	Niet waterbestendig	1 & 2
Össur	Elation Össur (2009b)	625g	100kg	Tot 5 cm hiel hoogte Dorsaalflexie max.: 10° Plantairflexie max.: 20°	€651,-	Koolstof wel, componenten niet	1 & 2
Otto Bock Otto Bock (2009a)	Adapter 4R72 32/45/60/75 Otto Bock (2009c)	85g tot 125g	150kg	Dorsaalflexie max.: 10° Plantairflexie max.: 10°	€105,20	Niet waterbestendig	2 & 3
Otto Bock	Adapter 4R72 D Otto Bock (2009c)	85g tot 125g	150kg	Dorsaalflexie max.: 10° Plantairflexie max.: 10°	€58,90	Niet waterbestendig	2 & 3
Otto Bock	Adapter 4R56 Hoek: 10° Otto Bock (2009c)	85g	100kg	Dorsaalflexie max.: 0° Plantairflexie max.: 20° <i>Omgekeerd</i> Dorsaalflexie max.: 20° Plantairflexie max.: 0°	€170,90	Niet waterbestendig	2 & 3
Otto Bock	Adapter 4R56=1 Hoek: 20° Otto Bock (2009c)	85g	100kg	Dorsaalflexie max.: 10° Plantairflexie max.: 30° <i>Omgekeerd</i> Dorsaalflexie max.: 30° Plantairflexie max.: 10°	€164,60	Niet waterbestendig	2 & 3
Otto Bock	Adapter 4R56=2 Hoek: 30° Otto Bock (2009c)	100g	100kg	Dorsaalflexie max.: 20° Plantairflexie max.: 40° <i>Omgekeerd</i> Dorsaalflexie max.: 40° Plantairflexie max.: 20°	€164,60	Niet waterbestendig	2 & 3
Otto Bock	Tube adapter 2R49 Otto Bock (2009c)	240g	100kg	Dorsaalflexie max.: 5° Plantairflexie max.: 5°	€60,70	Niet waterbestendig	2 & 3
Proteor (2008a)	1D07 Proteor (2008b)	190g	100kg	Dorsaalflexie max.: 9° Plantairflexie max.: 9°	€56,68	Niet waterbestendig	2 & 3
Proteor	1D27 Proteor (2008b)	190g	80kg	Dorsaalflexie max.: 9° Plantairflexie max.: 9°	€55,05	Niet waterbestendig	2 & 3
Proteor	1D37 Proteor (2008b)	250g	100kg	Dorsaalflexie max.: 9° Plantairflexie max.: 9°	€84,95	Niet waterbestendig	2 & 3
Proteor	1D57 Proteor (2008b)	200g	80kg	Dorsaalflexie max.: 9° Plantairflexie max.: 9°	€90,50	Niet waterbestendig	2 & 3
Rampro (2009a)	Activankle Rampro (2009b)	*Onbekend*	*Onbekend*	Dorsaalflexie max.: ...° Plantairflexie max.: 70°	*Onbekend*	Zout-, chloor- en waterbestendig	*Onbekend*
Rampro	Swimankle Rampro (2009c)	*Onbekend*	*Onbekend*	Dorsaalflexiestop op: 0° Plantairflexiestop op: 70°	*Onbekend*	Zout-, chloor- en waterbestendig	*Onbekend*
Wagner Polymertechnik GmbH (2009a)	Multi-purpose joint 2W080-1-01 Wagner Polymertechnik GmbH (2009b)	300g	125kg	Dorsaalflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45° Plantairflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45°	€253,58	Zout-, chloor- en waterbestendig	3

Wagner	Multi-purpose joint 2W080-1-02 ^{Wagner} Polymertechnik GmbH (2009b)	310g	125kg	Dorsaalflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45° Plantairflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45°	€253,58	Zout-, chloor- en waterbestendig	3
Wagner	Multi-purpose joint 2W080-1-03 ^{Wagner} Polymertechnik GmbH (2009b)	290g	125kg	Dorsaalflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45° Plantairflexiestops op: 0°, 15°, 30° en 45°	€253,58	Zout-, chloor- en waterbestendig	3

Tabel 5: Overzicht instelbare prothesevoeten en enkels ^{Wijk, D. van der (2009)}

12.6. VERENDE PROTHESEVOETEN EN -ENKELS

Fabricant	Naam product	Gewicht	Maximaal Lichaamsgewicht	Aantal graden vering	Prijs	Waterbestendig (Chloor- en zout-water)	Mobiliteits-graad
Freedom Innovations	Slalom ski ^{Freedom} Innovations (2008d)	1,056g	114kg	*Onbekend*	*Onbekend*	*Onbekend*	*Onbekend*
Ohio Willow Wood B.V. (OWW) Willow Wood (2009a)	Earthwalk™ 2 enkel Ohio Willow Wood (2009b)	185g	115kg	Dorsaal-flexie max.: 8° Plantair-flexie max.: 8°	€209,-	Zout-, chloor- en waterbestendig	1 t/m 3
Ohio Willow Wood B.V.	Impulse™ enkel ^{Ohio} Willow Wood (2009c)	185g	160kg	Dorsaal-flexie max.: 3° Plantair-flexie max.: 8°	€209,-	Zout-, chloor- en waterbestendig	3 & 4
Össur	Flex foot® Cheetah™ Össur (2009e)	505g	147kg	Afhankelijk van uitlijning en gewicht van de patiënt	€1454,-	Koolstof wel, metalen componenten niet	4
Össur	Re-Flex Vertical Shock Pylon (VSP)® Össur (2009d)	871g	166kg	Afhankelijk van uitlijning en gewicht van de patiënt	€3300,-	Koolstof wel, metalen componenten niet	3 & 4
Össur	Sure Flex ^{Össur} (2009f)	468g	136kg	Afhankelijk van uitlijning en gewicht van de patiënt	€0,-	Koolstof wel, metalen componenten niet	1 & 2
Otto Bock	Sprinter ^{Otto Bock} (2009c)	620g	Onbeperkt	Afhankelijk van uitlijning en gewicht van de patiënt	€1607,50	Carbon wel, metalen componenten niet	4
Otto Bock	Axtion™ 1E56 ^{Otto} Bock (2009c)	385g	100kg	*Niet vrijgegeven*	€0,-	Carbon wel, metalen componenten niet	3 & 4
Otto Bock	Springlite® II ^{Otto Bock} (2009c)	340g	Onbeperkt	*Niet vrijgegeven*	€537,53	Carbon wel, metalen componenten niet	3 & 4
Otto Bock	C-Walk® ^{Otto Bock} (2009c)	405g tot 630g	75kg of 100kg	Dorsaal-flexie max.: *Niet vrijgegeven* Plantair-flexie max.: 12°	€574,16	Carbon wel, metalen componenten niet	3 & 4
Otto Bock	Enkelassige voet met tenen ^{Otto Bock} (2009c)	255g tot 435g	100kg	*Niet vrijgegeven*	€0,-	Niet waterbestendig	1
Otto Bock	Solid Ankle Cushioned Heel (SACH) voet met tenen ^{Otto Bock} (2009c)	300g tot 635g	100kg of 125kg	*Niet vrijgegeven*	€0,-	Niet waterbestendig	1
Otto Bock	Trias 1C30 ^{Otto Bock} (2009c)	210g tot 385g	125kg	*Niet vrijgegeven*	€0,-	Carbon wel, metalen componenten niet	2 & 3

Tabel 6: (Bekendere) Verende prothesevoeten en enkels ^{Wijk, D. van der (2009)}

Onbekend → sommige fabrikanten hebben niet gereageerd op de toegestuurde mails. Zelfs na bellen werden de gegevens niet duidelijk.

12.7. MEETPROTOCOLLEN

12.7.1. MEETPROTOCOL PCI

Voorbereiding en achtergronden:

Er is een achtvorm parcours uitgelegd waarvan de totale omtrek 40 meter is. Op deze achtvorm staat om de halve meter een afstands aanduiding zodat het aantal afgelegde meters gemakkelijker afgelezen kan worden.

De prothesevoeten in sportschoenen worden afgesteld met 1 cm hakhoogte. Bij bergschoenen is dat 1,5 cm hakhoogte. Deze hakhoogte is bij de schoenen opgemeten. Het geheel staat in 90°. De uitlijning wordt statisch gecontroleerd met behulp van een lood lijn. Bij de Propriofoot is het noodzakelijk de bergschoen niet volledig dicht te doen omdat de prothese-enkel anders niet meer kan flecteren.

De te testen prothese-enkels worden op de prothese-voet gemonteerd waar de proefpersoon het vaakst op loopt. In dit geval is dat de Axtion voet van Otto Bock.

De te testen prothesevoeten worden in 3° graden exo rotatie en op 45 cm hoogte.

Er wordt met een gemakkelijke snelheid gelopen. De gangsnelheid mag de proefpersoon zelf bepalen. Uiteindelijk wordt de gelopene afstand gedeeld door het verschil in hartslag tussen begin hartslag en eindhartslag.

De testen worden gedaan met sportschoenen en bergschoenen. Er worden steeds dezelfde sportschoenen en bergschoenen gebruikt voor de testen.

Elke test wordt een keer herhaald voor een betrouwbaarder meetresultaat.

De PCI wordt uitgerekend in hartslagen per meter. Dit wordt verkregen door volgende formule:

$PCI = \Delta \heartsuit (\text{verschil in hartslagen per minuut}) / \text{Gemiddelde loopsnelheid (meter per minuut)}.$

De testen:

Stap 1: proefpersoon zit 5 minuten op een stoel. Dit wordt bijgehouden met een wekker.

Stap 2: aan het einde van de 5 minuten wordt de rusthartslag gemeten met een hartslagmeter die met een band om de borst van de proefpersoon zit en communiceert met het horloge aan de pols van de proefpersoon.

Stap 3: proefpersoon loopt 4 minuten in een eigen gekozen, gemakkelijk tempo de 8-vorm. Dit wordt ook bijgehouden met een wekker.

Stap 4: aan het einde van de 4 minuten wordt de hartslag en de afgelegde afstand gemeten. Dit wordt gedaan door het tellen van het aantal rondes (1 ronde is 40 meter) plus het aantal meter dat op de achtvorm geschreven is.

12.7.2. MEETPROTOCOL SNOWBOARDEN

De voorbereiding en achtergronden:

De te testen prothesevoeten worden in 3° exorotatie en op 45 cm hoogte gezet.

De te testen prothese-enkels worden op de prothesevoet gemonteerd waar de proefpersoon het vaakst op loopt. In dit geval is dat de Axtion voet van Otto Bock.

De instelbare prothese-enkels worden, indien mogelijk, ingesteld op maximaal 30° dorsiflexie. Is dit niet mogelijk dan worden ze zo ver mogelijk ingesteld naar dorsiflexie of zo dicht bij de 30° mogelijk. Heeft de prothese-enkel geen instelmogelijkheid, of is er geen sprake van een prothese-enkel dan wordt het geheel in 90° gezet. Er wordt geen hakhoogte meegenomen in de afstelling omdat de snowboardschoen geen hak heeft. Dit is bij de snowboardschoen opgemeten. De uitlijning wordt statisch gecontroleerd met behulp van een lood lijn.

Per prothesevoet wordt een vragenlijst opgesteld. Er wordt per vraag een punt gegeven. Het maximale aantal punten is 5 (heel goed). Het minimale aantal punten is 0 (heel slecht).

In deze vragenlijst staan de volgende vragen:

- Kunt u de prothesevoet gemakkelijk in en uit de snowboardschoen krijgen?

Helemaal niet comfortabel 0 1 2 3 4 5 Heel comfortabel

- Hoe comfortabel vindt u de prothesevoet tijdens het snowboarden?

Helemaal niet comfortabel 0 1 2 3 4 5 Heel comfortabel

- Heeft u verder nog opmerkingen?

.....

De testen:

Elke prothesevoet wordt een halve dag getest op de sneeuw. Tussen de middag wordt er gewisseld van prothesevoet. Dan wordt ook de vragenlijst ingevuld.

12.7.3. *MEETPROTOCOL ZEBRIS, HORIZONTALE LOOPBAND*

De voorbereiding algemeen:

Er worden steeds dezelfde sportschoenen gebruikt voor alle testen.

Aan het begin van elke meting wordt de Zebris loopband gekalibreerd met behulp van de WinFDM-T Video Stance software. Dit programma wordt gebruikt om de metingen van de Zebris loopband te vertalen naar de laptop.

De Zebris loopband wordt ingesteld op 3 km/uur. De gemiddelde stap snelheid ligt namelijk tussen de 3 en 4 km/uur. Aangezien er ook bergop en bergaf gelopen moet worden is gekozen voor 3 km/ uur, ook bij het horizontaal lopen.

De prothesevoeten in sportschoenen worden afgesteld met 1 cm hakhoogte. Met bergschoenen is dat 1,5 cm hakhoogte. Dit is bij de schoenen opgemeten. Het geheel staat in 90°. De uitlijning wordt statisch gecontroleerd met behulp van een lood lijn.

De te testen voeten worden in 3° graden exorotatie en op 45 cm hoogte gezet.

De te testen enkels worden op de voet gemonteerd waar de proefpersoon het vaakst op loopt. In dit geval is dat de Axtion voet van Otto Bock.

De testen worden alleen met sportschoenen gedaan omdat de sportschoen een flexibelere zool heeft dan de bergschoen, waardoor het verschil in druk bij verschillende plaatsen onder de zool beter te zien is.

De testen met de loopband horizontaal:

Stap 1: de proefpersoon loopt gedurende 1 minuut op de loopband als deze horizontaal staat om aan de prothesevoet te kunnen wennen. Daarna wordt de teller van de Zebris loopband gestart. Deze teller loopt altijd 30 seconden.

12.7.4. MEETPROTOCOL ZEBRIS, GEÏNCLINEERDE LOOPBAND

De voorbereiding en achtergronden met de loopband in 15°

Aan het begin van elke meting wordt de Zebris loopband gekalibreerd met behulp van de WinFDM-T Video Stance software. Dit programma wordt gebruikt om de metingen van de Zebris loopband te vertalen naar de laptop.

De Zebris loopband wordt ingesteld op 3 km/uur. De gemiddelde stapssnelheid ligt namelijk tussen de 3 en 4 km/uur. Aangezien er ook bergop en bergaf gelopen moet worden is gekozen voor 3 km/ uur.

De te testen prothesevoeten worden in 3° graden exo rotatie en op 45 cm hoogte gezet. De prothesevoeten in sportschoenen worden afgesteld met 1 cm hakhoogte.

De te testen prothese-enkels worden op de voet gemonteerd waar de proefpersoon het vaakst op loopt. In dit geval is dat de Axtion voet van Otto Bock. De instelbare enkels worden bij het bergoplopen, indien mogelijk, ingesteld op 15° dorsiflexie. Is dit niet mogelijk dan worden ze zo ver mogelijk ingesteld naar dorsiflexie of zo dicht bij de 15° mogelijk. Heeft de enkel geen instelmogelijkheid, of is er geen sprake van een enkel dan wordt het geheel in 90° gezet. Bij het bergaflopen worden de enkels afgesteld in 10° plantairflexie. Is dit niet mogelijk dan worden ze zo ver mogelijk ingesteld naar plantairflexie of zo dicht bij de 10° mogelijk. Heeft de enkel geen instelmogelijkheid, of is er geen sprake van een enkel dan wordt het geheel in 90° gezet.

De testen worden alleen met sportschoenen gedaan omdat de sportschoen een flexibelere zool heeft dan de bergschoen, waardoor het verschil in druk bij de verschillende plaatsen onder de zool beter te zien is. Er worden steeds dezelfde sportschoenen gebruikt.

Er wordt een afdruk gemaakt van de drukken onder de schoenzolen als de proefpersoon op de Zebris loopband bergop loopt. De loopband staat dan in een hoek van 15 graden met de grond. Ook wordt er een afdruk gemaakt van de drukken onder de schoenzolen als de proefpersoon bergaf loopt. De loopband staat dan in een hoek van 10° ten opzichte van de grond.

De piramideadapters worden dus niet gebruikt om de prothesevoet meer naar dorsiflexie en plantairflexie te zetten omdat dit een veel te omslachtige methode is.

De testen met de loopband in 15°

Stap 1 bergop: de proefpersoon loopt gedurende 1 minuut bergop op de loopband om aan de prothesevoet te kunnen wennen. Daarna wordt de teller van de Zebris loopband gestart. Deze teller loopt altijd 30 seconden.

Stap 1 bergaf: de proefpersoon loopt gedurende 1 minuut bergaf op de loopband om aan de prothesevoet te kunnen wennen. Daarna wordt de teller van de Zebris loopband gestart. Dus wordt er 30 seconden bergaf gelopen.

12.8. VRAGENLIJST PER PROTHESE

Prothesevoet en -enkel

.....

Physical Cost Index (PCI)

- o  Voor = Slagen/ minuut
- o  na = Slagen/ minuut
- o Afgelegde afstand Meter

- o  Voor = Slagen/ minuut
- o  na = Slagen/ minuut
- o Afgelegde afstand Meter

- o  Voor = Slagen/ minuut
- o  na = Slagen/ minuut
- o Afgelegde afstand Meter

- o  Voor = Slagen/ minuut
- o  na = Slagen/ minuut
- o Afgelegde afstand Meter

Vragenlijst

(Omcirkelen wat van toepassing is)

- Stapt de prothesevoet/ enkel *op vlak terrein* comfortabel?

Helemaal niet comfortabel 0 1 2 3 4 5 Heel comfortabel

- Stapt de prothesevoet/ enkel *op de helling* comfortabel?

Helemaal niet comfortabel 0 1 2 3 4 5 Heel comfortabel

- Welke sporten denkt u met deze prothesevoet/ enkel te kunnen doen?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

- Welke sporten denkt u niet met deze prothesevoet/ enkel te kunnen doen?

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

.....

- Is de prothesevoet/ enkel gemakkelijk in te stellen?

Niet gemakkelijk 0 1 2 3 4 5 Heel gemakkelijk

- Punt van de prothesevoet/ enkel

Heel slecht 0 1 2 3 4 5 Heel goed

12.9. GUIDE FOR GAIT ANALYSIS SHEINWORKS



Guide for gait analysis

with the



with integrated pressure measuring platform



Support: Fa. Rothballe
Tel.: ++49 (0) 9615187194
www.rothballe.de

Indications for a physiological gait

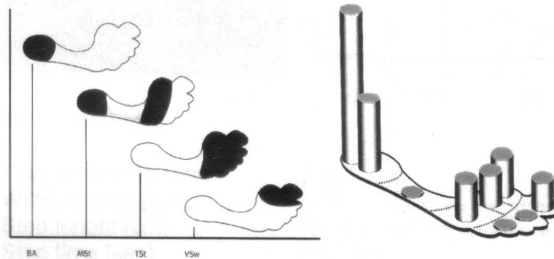
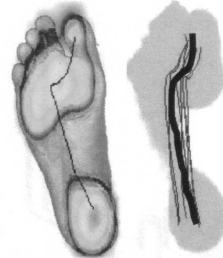
Normal walking speed of individual choice: 3,5 - 4,5 km/h

Symmetry:

in almost parameters

Gait line (shows how the foot makes the dynamic stand phase, "way of the CoP"):

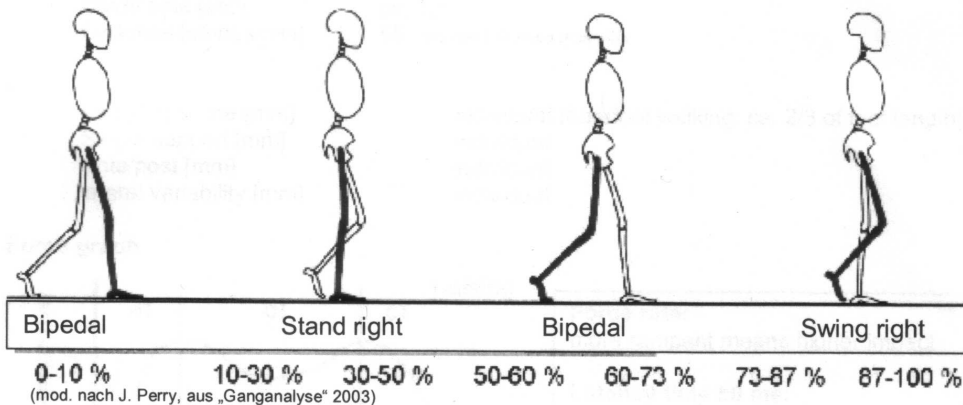
- Process from heel lateral to mid-foot on MFK III/IV, over MFK II; closing over big toe
- If every step is synchronic → constant package of the gait lines



(mod. nach J. Perry, aus „Ganganalyse“ 2003)

Stand-/Swing phase:

- ca. 60 : 40 % (at normal walking speed: ca. 4 km/h!)
- the slower, the bigger the part of the stand phase!
- The faster, the bigger the part of the swing phase!
→ Change-over walking/running at 50 % : 50 %! (→ no more bipedal stand phases)



Indications for pathological gait

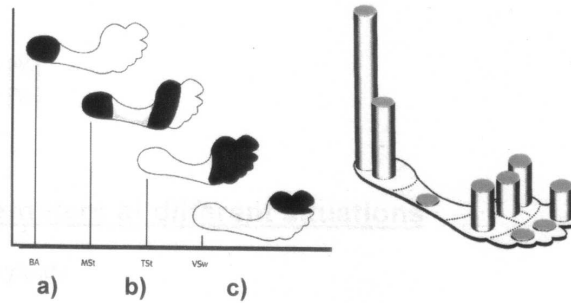
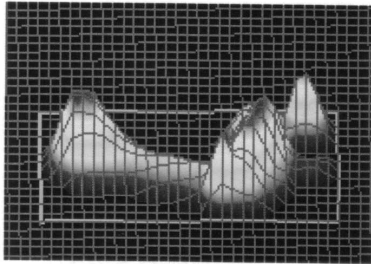
- reduced walking speed
- raised cadence
- shortened, asymmetric gait line
- asymmetric parameters

Parameters treadmill

"normal" datas (with 3,5 – 4,5 km/h!)

gait analysis

Maximum pressure picture



kinematic parameters

right/left

Foot rotation [degree]	7-15°	
Width of step [cm]	3-15	men more than women
Step length [cm]	55 - 70	men 5 % more than women
Step time [sec]	0,5 - 0,6	
Stand phase [%]	60 - 65 [%]	→ Division stand phase:
Swing phase [%]	35 - 40 [%]	a) Load response [%] 13
		b) Single support [%] 35
		c) Pre swing [%] 13

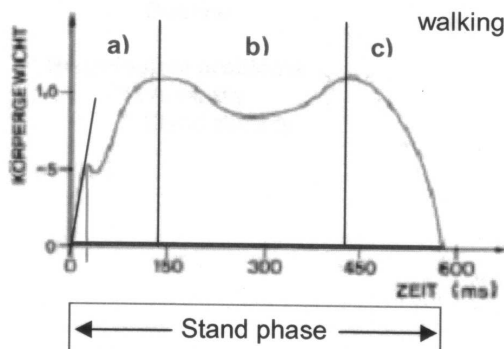
Double step

Double support [%]	ca. 20
Stride length [cm]	110 - 140
Stride time [sec]	ca. 1,1
Cadence [strides/min]	55 women 5 % more than men

COP

Length gait line [mm]	individual (barefoot walking: ca. 2/3 of foot length)
Single support [mm]	individual
Ante/post [mm]	individual
lateral variability [mm]	individual

Force graph



Force rate:

more rampant means higher impact

Latency time 50 ms:

The time, where the force is absorbed only by the structure → (reaction time of the muscles)



Stand analysis

Confidence Ellipse

Datas have to be as small as possible

Allocation of the average force

Left/right [%] 50 : 50 [%]
Back-/Forefoot [%] 66 : 33 [%]

Important parameters at different situations

- **Sport-treatment/Injury-prophylaxis**

- Gait line
- Pressure pictures
- **kinetic/kinematic** asymmetries

Kinetic:

Describes the forces, which interact with the body
They generate the movements

Kinematic:

Describes the movements of the body

- **Treatment with medical supports**

- Comparison of different situations!

- **Foot deformation**

- Pressure pictures
- Pressure datas
- Gait line

- **Gait insecurity (kinematic parameters)**

- Speed
- Cadence
- Step length
- Gait line

- **Neurological problems**

- Variability
- Stand security



Guide for measurements

Anamnesis

- What kind of problems (First time on a treadmill?)
- Which parameters are important?
- Explanation (what happens in the next minutes)

Treadmill:

- Choose a **Project**
- Create a **Patient**
- **Measure**

Choose Stand-/ or Gait analysis, zero-measurement

Define speed!! (important → many parameters are depending on speed!!)

- "**normal**" 3,5 – 4,5 km/h
- otherwise choose individual speed
- habituate the patient to the speed to get a harmonic gait cycles (1-3 minutes)

- ➡ make neutral-measurement (barefoot or without treatment)
- make comparison-measurement (f. e. with medical support)

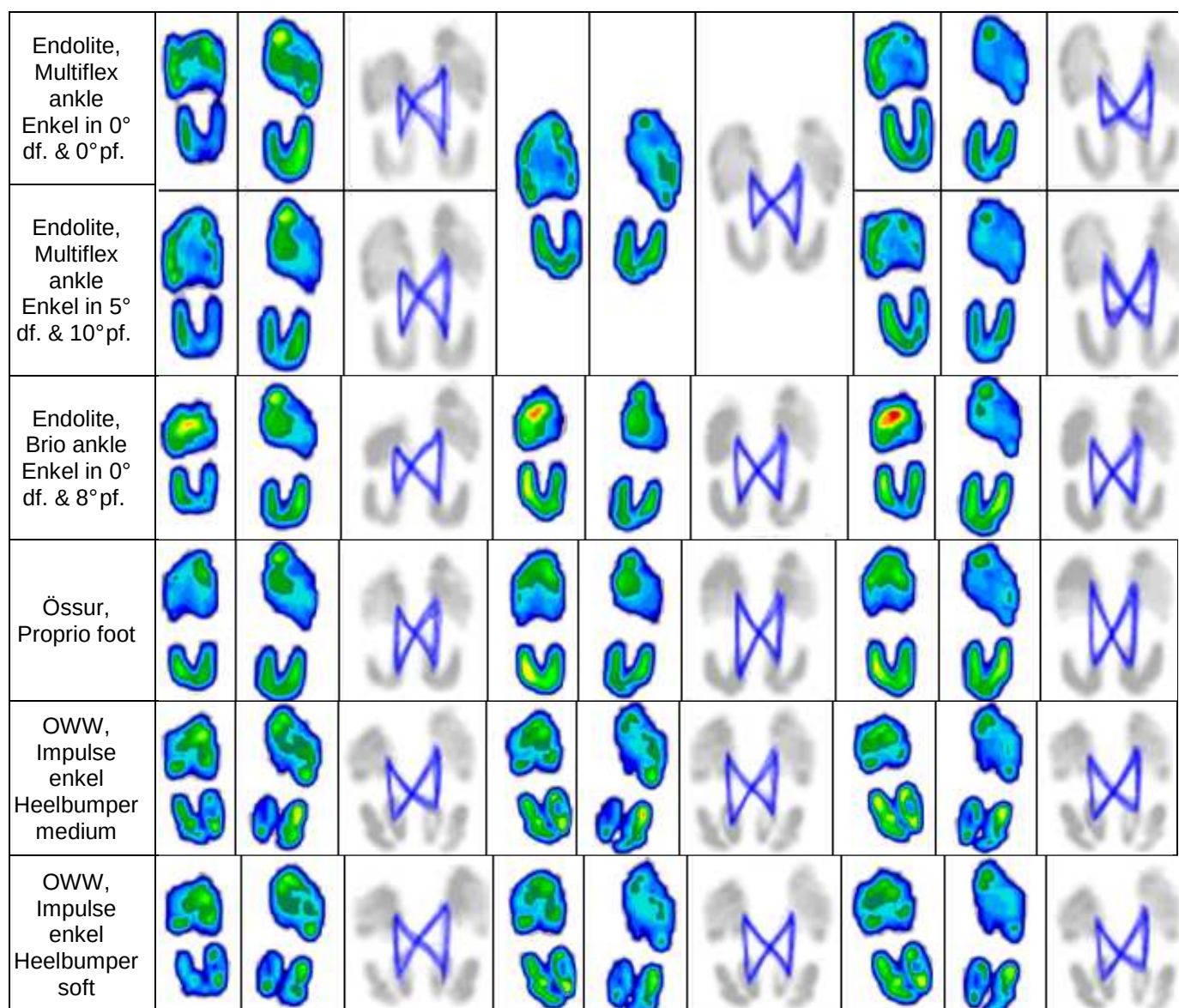
!! Attention! Treadmill reduces speed slowly → danger of falling !! ⚡

- Save measurement with a notice about the walk situation (km/h; barefoot, with medical support,...)
- **View** of the gait cycles, first noticeable explanations
 - o Different perspectives (2D, 3D)
 - o Video
 - o Slow-motion
 - o Zoom
 - o etc.
- Analyse the **Report**
- Save the datas for documentation und archiving

Support: Fa. Rothballer
Tel.: ++49 (0) 9615187194
www.rothballer.de

12.10. ZEBRIS TESTRESULTATEN

Fabrikant, Product- naam	Bergop			Vlak terrein			Bergaf		
	Links	Rechts	Butterfly	Links	Rechts	Butterfly	Links	Rechts	Butterfly
Otto Bock, Trias 1C30									
Otto Bock, Action									
Össur, Re- Flex VSP									
Össur, Sure Flex									
Otto Bock, C-Walk									
Bauerfeind, Mehrzweck gelenk- adapter A49- Ti2 Enkel in 0° df. (dorsiflexie) & 0° pf. (plantairflexi e)									
Bauerfeind, Mehrzweck gelenk- adapter A49-Ti2 Enkel in 20° df. & 20° pf.									

Tabel 7: Zebris loopband testresultaten Wijk, D. van der (2009)