

Sprint en Prothese

De optimale stijfheid van de sprintlepel



**Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool
Den Haag, juni 2009**

**Martine Huygens
Kim Verbert**

Sprint en Prothese

De optimale stijfheid van de sprintlepel

Opleiding Bewegingstechnologie, Haagse Hogeschool
Den Haag, juni 2009

Martine Huygens (20050476)
Kim Verbert (20050312)

Interne begeleiders: Herre Faber en Aad Lagerberg
Extern begeleider: Ton de Lange (Fontys paramedische hogeschool)



Voorwoord

Dit verslag is geschreven in het kader van het afstuderen van Kim Verbert en Martine Huygens, voor de studie Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool.

Gedurende 16 weken is er gewerkt aan een onderdeel van een grootschalig project omtrent het onderwerp sport en prothese. De opdrachtgever van het project was Ton de Lange, biomechanicus aan de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. Het doel van het afstudeerproject was het opstellen van een protocol voor het aanmeten van een sprintprothese voor iemand met een enkelzijdige onderbeenamputatie. In dit protocol staat beschreven hoe de optimale stijfheid van een onderbeenprothese bepaald kan worden in relatie tot de eigenschappen van de sprinter (gewicht, beenlengte en looppatroon).

Dit rapport is bestemd voor de begeleiders Herre Faber, Aad Lagerberg en Ton de Lange ter verduidelijking van het afstudeerproject en als input en naslagwerk voor het sport en prothese project. Daarnaast is dit verslag ook bedoeld voor andere geïnteresseerden van de studie Bewegingstechnologie.

Ter afsluiting willen we graag iedereen bedanken die ons heeft geholpen met het afronden van onze afstudeeropdracht. In het bijzonder willen we Ton de Lange bedanken, die ons de opdracht heeft voorgelegd en voor zijn enthousiasme over het project, Herre Faber voor alle uurtjes matlab hulp en Aad Lagerberg voor zijn kritische kijk op het verslag. Daarnaast willen we graag de mensen bedanken die ons hebben geholpen met de praktijktesten. Ten eerste Appie Rietveld, een fanatieke prothese sprinter, voor zijn deelname aan de testen. Frank Dik, de oud bondcoach, voor zijn enthousiasme en eigen visie over het sporten na een amputatie. En tenslotte Daniëlle Schenk, Paul Willems en Hans Savelberg van de Universiteit Maastricht, voor hun hulp tijdens de praktijktest. Dank jullie wel!

Den Haag, Juni 2009

Inhoudsopgave

Samenvatting	5
Verklarende woordenlijst.....	7
Symbolenlijst	8
1. Inleiding	9
2. Vooronderzoek voor het model	10
2.1. Analyse van het lopen met een eenzijdige onderbeenprothese	10
2.1.1. <i>Loopcyclus</i>	10
2.1.2. <i>Fasen tijdens een loopafstand</i>	12
2.2. De stijfheid van de gezonde onderste extremiteit tijdens het gaan.....	14
2.3. Het effect van de stijfheid op uitvoering van de beweging	15
2.4. Factoren die bepalend zijn voor de optimale stijfheid van een sprintprothese.....	18
2.4.1. <i>Massa</i>	18
2.4.2. <i>Snelheid</i>	18
2.4.3. <i>Voorwaartse verplaatsing in de standfase in combinatie met beenlengte</i>	18
2.4.4. <i>Stapfrequentie</i>	19
2.4.5. <i>Interactie tussen de verschillende factoren</i>	19
3. Model.....	22
3.1. Vrijheidsgradenanalyse	22
3.1.1. <i>Zweeffase</i>	22
3.1.2. <i>Standfase</i>	22
3.2. Criteria voor het model	25
3.3. Bepaling van de optimale stijfheid	26
3.4. Fysiologische beperkingen	28
4. Protocol	29
4.1. Invoergegevens	29
4.1.1. <i>Lichaamsmassa</i>	29
4.1.2. <i>Rustlengte van het prothesebeen</i>	29
4.2 Verwerking.....	29
4.3. Uitkomsten	30
4.4. Praktijkvoorbeeld.....	30
4.4.1. <i>Uitleg programma</i>	30
4.4.2. <i>Interpretatie/toepassing van de resultaten</i>	32
5. Testen in de praktijk.....	33
5.1. Inleiding.....	33
5.2. Methode.....	34
5.2.1. <i>Proefpersonen</i>	34
5.2.2. <i>Uitvoering</i>	34
5.2.3. <i>Dataverwerking</i>	35
5.3. Resultaten	36
6. Discussie	41
7. Conclusie	45
Literatuur	46
Bijlagen	48

Samenvatting

Jaarlijks verliezen zo'n 3000 mensen een been door een amputatie. Dit betekent, zeker in de periode direct na de amputatie, een groot verlies aan mobiliteit. Een prothese kan ze een deel van hun mobiliteit teruggeven. Moderne sportprothesen maken het zelfs mogelijk om op hoog niveau te sporten. In de loopsport worden er met behulp van sprintprothesen aansprekende resultaten geboekt, met name door sprinters met een onderbeenprothese. De hoofdcomponent van deze sprintprothese is een verend element. De veerwerking maakt het mogelijk om energie in de prothese op te slaan en in een later stadium weer vrij te geven. De prothese kan zelf geen energie genereren, maar door het hoge rendement van de energieoverdracht van het verende element kan het verlies van spierkracht deels worden gecompenseerd. De stijfheid van het verende element van de prothese is een belangrijke prestatiebepalende factor. De optimale stijfheid is persoonsafhankelijk. Echter hoe de stijfheid exact aan de persoonlijke eigenschappen is gerelateerd, is onbekend. In dit project is een model gemaakt voor de bepaling van de optimale stijfheid van de prothese. De doelgroep van het model zijn lopers met een enkelzijdige onderbeenamputatie.

Om een realistisch model op te stellen heeft er een uitgebreide analyse plaatsgevonden. Als eerste is er gekeken naar de loopcyclus. De loopcyclus kan opgesplitst worden in twee delen: een standfase en een zweeffase. Voor dit onderzoek is alleen de standfase van belang, in de zweeffase heeft de prothese namelijk geen invloed op de beweging (afgezien van de invloed die de massa van de prothese heeft op de optredende versnellingen). De beweging van het zwaartepunt van de loper tijdens de loopcyclus is, naast de gegeven persoonlijke eigenschappen (lichaamsmassa en beenlengte) afhankelijk van een aantal loopeigenschappen (stapfrequentie en loopsnelheid). Tijdens een sprintwedstrijd heb je te maken met twee fasen, een fase van versnelling (toevoer van energie) en een fase van constante snelheid (behoud van energie). Veren zijn passieve systemen, ze kunnen geen energie in het systeem stoppen, wel zijn ze in staat energie tijdelijk op te slaan en in een later stadium weer vrij te geven. De veerwerking van een sprintprothese is dus voornamelijk van invloed tijdens de fase van behoud van snelheid. De keuze van de optimale stijfheid is om deze reden in dit onderzoek gebaseerd op de eisen die er in deze fase aan de beweging gesteld worden. In deze fase van constante snelheid is er sprake van een cyclisch looppatroon. Om een stabiel, periodiek looppatroon te realiseren moet de standfase symmetrisch zijn ten opzichte van de fase waarin het been loodrecht op het grondoppervlak staat.

Vervolgens is er gekeken naar het effect van de stijfheid op het looppatroon. De stijfheid is (bij verder constante omstandigheden) bepalend voor de mate van inverting tijdens de standfase. Een stijve veer zal bij gelijke omstandigheden minder van lengte veranderen dan een slappe veer. Ten gevolge van de inverting is de prothese niet gedurende de gehele cyclus even lang. Een sprintprothese wordt doorgaans zo aangemeten dat de lengte ervan onder belasting gelijk is aan de lengte van het gezonde been. Bij geen of lichtere belasting, aan het begin van een sprintwedstrijd bijvoorbeeld, is er dus een beenlengteverschil. Dit beenlengteverschil is het kleinst bij een relatief stijve prothese. Om deze reden zorgt een stijve prothese voor een meer stabiel looppatroon. Een relatief stijve prothese heeft daarnaast als voordeel dat deze een sneller looppatroon oplevert. Om een voorwerp een bepaalde hoeveelheid beweging te geven moet het product van kracht en tijdsduur constant zijn. Een stijve prothese levert bij een geringe indrukking een relatief grote kracht, waardoor de tijdsduur van de indrukking slechts kort hoeft te zijn. Een te grote stijfheid levert echter ook problemen op. Hoe stijver de veer, hoe meer kracht er geleverd moet worden om de veer ingedrukt te houden. Tijdens de standfase van het lopen is het de component van de zwaartekracht evenwijdig aan de veer die voor deze tegenwerkende kracht moet zorgen. Deze kracht neemt na het passeren van de middenstand (de stand dat het been loodrecht op de ondergrond staat) steeds verder af. Wanneer deze kracht kleiner is dan de veerkracht, komt de energie uit de veer vrij. Wanneer dit te vroeg gebeurt, zal de veerenergie voornamelijk worden omgezet in een impuls in opwaartse richting, resulterend in een springbeweging. Om snel te sprinten is het noodzakelijk dat een groot deel van de vrijkomende veerenergie bijdraagt aan een voorwaartse beweging. De optimale stijfheid is dus een compromis tussen enerzijds snelheid en stabiliteit en anderzijds het goed richten van de uit de veer vrijkomende impuls. Waar deze optimale stijfheid precies ligt is afhankelijk van persoonlijke en sprinteigenschappen. Factoren die van invloed zijn, zijn de lichaamsmassa, de loopsnelheid, de beenlengte en de stapfrequentie. Hoe groter de massa, des te groter de neerwaartse kracht en des te groter de benodigde veerkracht om een bepaalde beweging te realiseren. Hoe groter de snelheid hoe groter de krachten zijn die de veer moet opvangen. Een bepaalde snelheid kan worden gerealiseerd door verschillende combinaties van staplengte en

stapfrequentie. Deze combinatie is, samen met de beenlengte, bepalend voor de hoek waarmee het been op de grond landt. Deze hoek is bepalend voor de krachten die op de veer werken. Een grotere lichaamsmassa, een hogere snelheid, een grotere stapfrequentie en een grotere beenlengte vragen op basis van deze analyse een hogere stijfheid.

Tenslotte is er gekeken naar de fysiologische beperkingen. Een bepaalde combinatie van stijfheid en stapfrequentie kan theoretisch wel optimaal zijn, maar het moet ook uitvoerbaar zijn. Aangezien de doelgroep in dit project personen met een enkelzijdige onderbeenamputatie zijn, moet er rekening worden gehouden met de mogelijkheden van het gezonde been.

Op basis van de analyse is een model opgezet. De sprintbeweging wordt hierin gemodelleerd als een massa-veersysteem, bestaande uit een massaloze veer (de prothese- + kniestijfheid) en een massa (lichaamsmassa van de persoon zonder prothese). Van dit systeem zijn de bewegingsvergelijkingen opgesteld, waarmee de beweging is gesimuleerd. Tijdens het simuleren werd al snel duidelijk dat de meeste combinaties van beenstijfheid en stapfrequentie geen cyclisch looppatroon opleveren. In het model wordt daarom bij de ingevoerde persoonsgegevens (lichaamsmassa, beenlengte, en gewenste snelheid) alle combinaties gezocht die een cyclisch looppatroon opleveren. Vervolgens wordt uit deze combinaties de meest optimale gezocht. De optimale combinatie is die combinatie die de hoogste gemiddelde voorwaartse snelheid oplevert. Om uit de bepaalde beenstijfheid de optimale prothesestijfheid te bepalen, is aangenomen dat de knie- en prothesestijfheid dezelfde grootte hebben. Uit de optelregels van twee in serie geschakelde veren volgt dat de optimale prothesestijfheid twee maal zo groot is als de optimale beenstijfheid.

De belangrijkste conclusie uit het model is dat een verhoging van de lichaamsmassa, de stapfrequentie of de snelheid en een verkleining van de beenlengte leidt tot een verhoging van de voorspelde beenstijfheid. Deze conclusie is met een praktijkmeting getoetst. Ondanks dat de gemeten waarden hoger zijn dan de voorspelde stijfheden, is de invloed van bovengenoemde factoren duidelijk waarneembaar.

Nader onderzoek naar de kniestijfheid tijdens het lopen met een onderbeenprothese is gewenst. Wanneer er voor deze variabele een meer realistische waarde in het model wordt verwerkt, kan het model een goede bijdrage leveren bij de aanmeting van sprintprothesen.

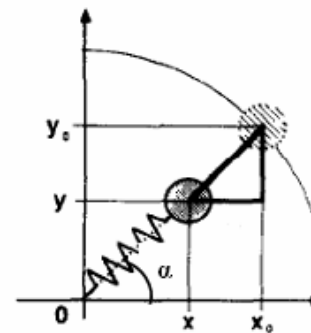
Verklarende woordenlijst

Gaan	In het dagelijkse leven ook wel lopen genoemd. Bij gaan zijn er, in tegenstelling tot lopen, bipedale fasen aanwezig. Dit zijn fasen waarbij beide benen contact maken met de grond.
Lopen	In het dagelijks leven ook wel rennen genoemd. Bij deze manier van voorbewegen zijn er geen bipedale fasen aanwezig.
Stapfrequentie	Eén gedeeld door de duur van één standfase plus één zweeffase in Hertz.
Toe-off	Het moment dat het standbeen loskomt van de grond (het begin van de zweeffase).
Initial contact	Het moment dat de voet contact maakt met de grond (het begin van de standfase).

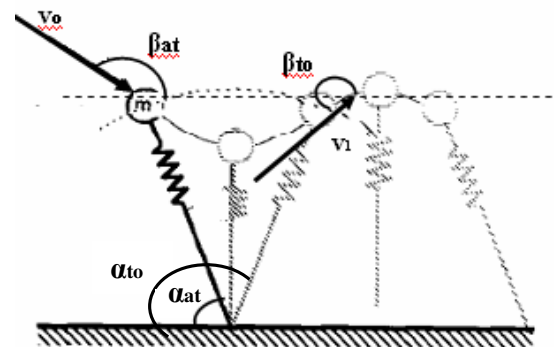
Symbolenlijst

F	Kracht (N)
F_z	Zwaartekracht (N)
m	Massa (kg)
g	Zwaartekrachtversnelling (m/s ²)
x	Positie in horizontale richting (m)
$\dot{x}$	Snelheid in horizontale richting (m/s)
$\ddot{x}$	Versnelling in horizontale richting (m/s ²)
y	Positie in verticale richting (m)
$\dot{y}$	Snelheid in verticale richting (m/s)
$\ddot{y}$	Versnelling in verticale richting (m/s ²)
L_0	Rustlengte van de veer (m)
L	Lengte van de veer (m)
$\dot{L}$	Verkortingsnelheid van de veer (m/s)
$\ddot{L}$	Verkortingsversnelling (m/s ²)
α	Beenhoek (rad)
$\dot{\alpha}$	Hoeksnelheid van het been (rad/s)
$\ddot{\alpha}$	Hoekversnelling van het been (rad/s ²)
$\ddot{s}$	Tangentiële versnelling van het been (rad/s ²)
$\ddot{x}_t$	Component in horizontale richting van de tangentiële versnelling (m/s ²)
$\ddot{x}_n$	Component in horizontale richting van de normale versnelling (m/s ²)
$\ddot{y}_t$	Component in verticale richting van de tangentiële versnelling (m/s ²)
$\ddot{y}_n$	Component in verticale richting van de normale versnelling (m/s ²)
α_{at}	Landingshoek (rad)
α_{to}	Loskomhoek (rad)
β_{at}	Hoek die de snelheidsvector maakt met de horizontaal bij de landing (rad)
β_{to}	Hoek die de snelheidsvector maakt met de horizontaal bij de afzet (rad)
J	Massatraagheidsmoment (kg·m ²)
k	Stijfheid (N/m)
$\dot{x}_0$	Snelheid in horizontale richting op het moment van landen (m/s)
$\dot{y}_0$	Snelheid in verticale richting op het moment van landen (m/s)
v_0	Snelheid op het moment van landen (m/s)
v_1	Snelheid op het moment van loskomen (m/s)
u	De verkorting/verlenging van de veer (m)

a



b



Figuur 1: (a) Verduidelijking van het gebruikte assenstelsel, (b) Overzichttekening van het massa-veersysteem, hoekdefinities staan hierin weergegeven. (Bron: Blickhan 1989)

1. Inleiding

Jaarlijks worden er in Nederland zo'n 3000 beenamputaties verricht (Geurts et al. 2004). Een amputatie is een zeer ingrijpende gebeurtenis met mobiliteitsproblemen tot gevolg. Gelukkig biedt de prothesetechnologie hulpmiddelen die de mobiliteit voor een groot deel kunnen teruggeven. Amputatiepatiënten met een voldoende leervermogen en voldoende belastbaarheid van de stomp zullen na enige tijd een prothese kunnen krijgen. Prothesen zijn er in verschillende soorten en maten. Voor de bepaling en aanmeting van beenprothesen zijn diverse protocollen beschikbaar (Hofstad et al. 2007). Na een korte gewenningstijd en oefentherapie met de prothese is het voor de meeste mensen weer mogelijk om dagelijkse activiteiten zelfstandig uit te voeren. Sporten daarentegen blijft lastig. De standaardprothese is niet geschikt voor sportieve activiteiten en goede sportprestaties zijn niet haalbaar. Op dit probleem is de prothesetechnologie adequaat ingesprongen door het realiseren van prothesen die specifiek geschikt zijn om te sporten. Met deze nieuwe sportprothesen liggen topprestaties binnen handbereik. De Zuid-Afrikaanse atleet Oscar Pistorius is hier het grote voorbeeld van. De kennis om naast dagelijkse prothesen, sportprothesen te ontwikkelen is aanwezig. Welke eigenschappen maken een prothese echter een goede sportprothese? Hoe hangen deze eigenschappen af van de persoonlijke eigenschappen? En hoe kan deze prothese optimaal worden bijgesteld? Vragen waarop nog geen eenduidige antwoorden zijn. De orthopedisch instrumentmaker is op dit moment wel in staat om tot een geschikte sportprothese te komen. Echter door het ontbreken van protocollen en constructieschema's, zoals die bij dagelijkse prothesen voor handen zijn, is dit een langdurig en ongestructureerd proces.

Een belangrijk aspect bij sprintprothesen is de energieoverdracht gedurende een loopcyclus. Om tot optimale sportprestaties te komen is het, naast het produceren van veel energie, zaak om te zorgen dat er zo min mogelijk energie uit het systeem verloren gaat. Een goede sprintprothese moet dus in staat zijn om de energie die vrijkomt in een bepaalde fase van de loopcyclus op te slaan en vervolgens te kunnen gebruiken voor een andere energievragende fase van de cyclus. Dit principe van de energieopslag en teruggaaf vindt men ook in het menselijk lichaam, pezen zijn uitstekend in staat om energie tijdelijk op te slaan (Lagerberg 2008). De ontwikkeling van de 'carbon fibre' prothese in het begin van de jaren 80 was de eerste stap in de richting van de sportprothese (Nolan 2008). Deze prothese veert in bij de landing en de vrijgekomen energie wordt opgeslagen. Bij de 'toe-off' kan een groot deel van deze energie weer voor de beweging gebruikt worden. Om een zo optimaal mogelijke energieoverdracht te realiseren, moet de geschiktste stijfheid van de prothese worden bepaald. Deze stijfheid is afhankelijk van de persoonlijke eigenschappen en van het looppatroon. Hoe deze optimale stijfheid exact uit deze eigenschappen wordt bepaald is op dit moment nog niet goed vastgelegd en onderbouwd.

Het doel van dit project is het opstellen van een protocol voor het aanmeten van sprintprothesen. Het onderzoek richt zich op hardlopers met een eenzijdige onderbeenamputatie. In het protocol is beschreven hoe de optimale stijfheid van een onderbeenprothese kan worden bepaald in relatie tot de eigenschappen van de loper (gewicht, beenlengte en looppatroon). Het is de bedoeling dat het protocol een richtlijn is voor het bepalen van de stijfheid van een sprintprothese. Op dit moment wordt de stijfheid uitsluitend gebaseerd op de lichaamsmassa van de sprinter. Met de invloed van andere (sprint)eigenschappen wordt geen rekening gehouden. Een theoretisch onderbouwde methode met betrekking tot de bepaling van de stijfheid zou de huidige 'trial and error' methode kunnen vervangen. Dit zal leiden tot een snellere en nauwkeurigere aanmeting van een sprintprothesen.

De optimale stijfheid is bepaald door middel van een modelstudie. Om tot een realistisch model te komen is er eerst een literatuuronderzoek gedaan. Vervolgens is er uitgezocht welke eigenschappen van lopers een rol spelen bij het bepalen van de stijfheid van een prothese. Naar aanleiding van het vooronderzoek is het prothesebeen gemodelleerd als een massa-veersysteem. In dit model is het effect van de massa en de beenlengte van de gebruiker en het effect van de landingshoek van het been geanalyseerd. Met behulp van deze inputvariabelen zal het model een advies geven voor de 'optimale' stijfheid.

De uitkomsten van het model zijn getoetst in de praktijk. Er is gemeten bij een knie-exarticulatie sprinter en bij een groep gezonde studenten. Op basis van de resultaten hiervan, is het model geëvalueerd.

2. Vooronderzoek voor het model

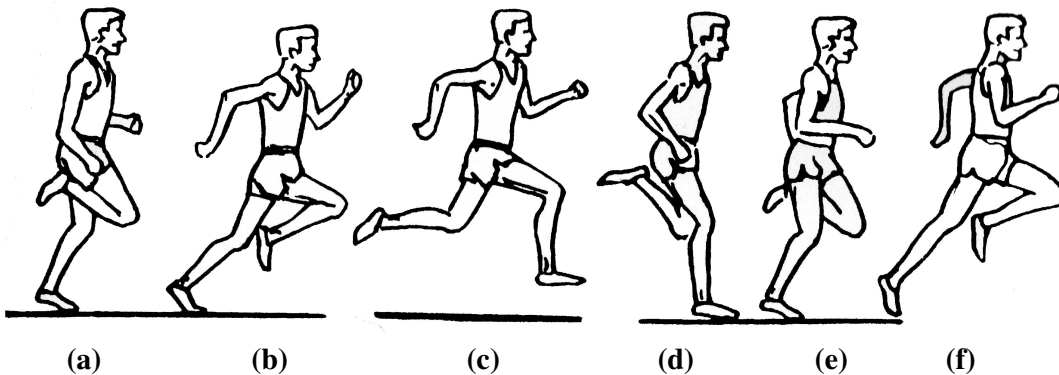
In dit hoofdstuk worden de belangrijkste aspecten besproken die van invloed zijn tijdens het lopen met een prothese. Aan de hand van deze analyse worden de belangrijkste parameters bepaald die de loopbeweging karakteriseren, ook komen mogelijke beperkingen aan de orde. De resultaten van dit hoofdstuk vormen de basis voor het op te zetten model.

2.1. Analyse van het lopen met een eenzijdige onderbeenprothese

In deze paragraaf wordt er gekeken naar de loopbeweging. De loopbeweging is een periodieke beweging. In het eerste gedeelte worden de verschillende fasen van de cyclus geanalyseerd en wordt er nagegaan aan welke voorwaarden er voldaan moet worden om een cyclische beweging te creëren. Aan het einde van deze paragraaf worden de verschillende stadia van een sprintwedstrijd geanalyseerd. Per stadium wordt er bekeken welke eisen er aan de beweging worden gesteld.

2.1.1. Loopcyclus

De loopbeweging is een cyclische beweging. De cyclus van deze beweging kan, net als bij gaan, worden opgedeeld in een stand- en een zweeffase. Lopen onderscheidt zich van het gaan, doordat het een zogenaamde zweeffase heeft, een fase waarbij geen van beide voeten de grond raakt. Tevens heeft het een standfase waarbij, tijdens deze hele fase, slechts één voet contact maakt met de grond. De zweeffase begint bij de toe-off, het moment dat één voet de grond verlaat, en eindigt met het initial contact, het moment dat de andere voet contact maakt met de grond (afbeelding b t/m d van figuur 2). Tijdens deze fase beweegt het lichaam vrij door de lucht en heeft uitsluitend de zwaartekracht invloed op de beweging, uitgaande van verwaarloosbare wrijvingskrachten. De standfase is de periode tussen het initial contact en de toe-off (afbeelding d t/m f van figuur 2). Het eerste deel van de standfase wordt de remfase genoemd, waarbij het lichaam wordt afgeremd en de kinetische en potentiële energie die het lichaam voor de landing had, wordt geabsorbeerd. Het laatste deel van de standfase wordt de drive-off genoemd, waarbij veerenergie wordt omgezet in kinetische en potentiële energie, zodat de volgende stap gemaakt kan worden. De standfase neemt minder dan de helft van de loopcyclus in beslag. Bij een verhoging van de loopsnelheid neemt de duur van de cyclus af. Hierbij neemt de duur van de standfase in verhouding meer af dan de duur van de totale cyclus.



Figuur 2: Verschillende fase van de sprintbeweging. Verdere verduidelijking is te vinden in de tekst. (Bron: Durward et al. 2001)

Bij het lopen is de aansturing van het bewegingsapparaat van groot belang voor het creëren van een cyclisch looppatroon. In het lichaam wordt dit geregeld door aanwezige feedback en feedforward mechanismen. Bij een prothese zijn deze zelfregulerende mechanismen niet aanwezig, de beweging wordt uitsluitend bepaald door de persoonlijke eigenschappen en de werking van de veer- en zwaartekracht. Bij het modelleren en aanmeten van een prothesebeen moet hier rekening mee worden gehouden. Om een cyclische beweging te creëren moet er aan een aantal voorwaarden worden voldaan. Zo moet er een

gegeven relatie bestaan tussen een aantal grootheden op het moment van landen en diezelfde grootheden op het moment van loskomen. Het gaat hier om de volgende grootheden:

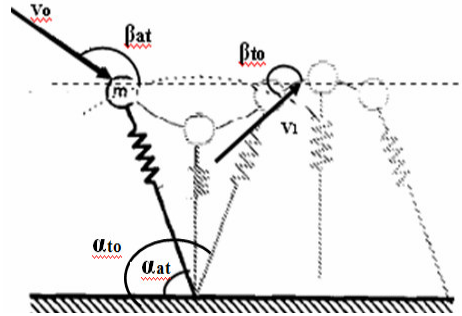
- Snelheid (grootte en richting).
De grootte van de snelheid van het lichaamszwaartepunt op het moment van de landing en afzet dient gelijk te zijn. Voor de richting van de snelheid geldt; de hoek die de snelheid op het moment van loskomen maakt met de horizontaal moet gelijk zijn aan 360 graden min de hoek die de snelheid maakt op het moment van landen (voor verder verduidelijking zie figuur 3 en figuur 1 in de symbolenlijst). In formulevorm:

$$v_0 = v_1 \quad (1)$$

$$\beta_{to} = 360^\circ - \beta_{at} \quad (2)$$

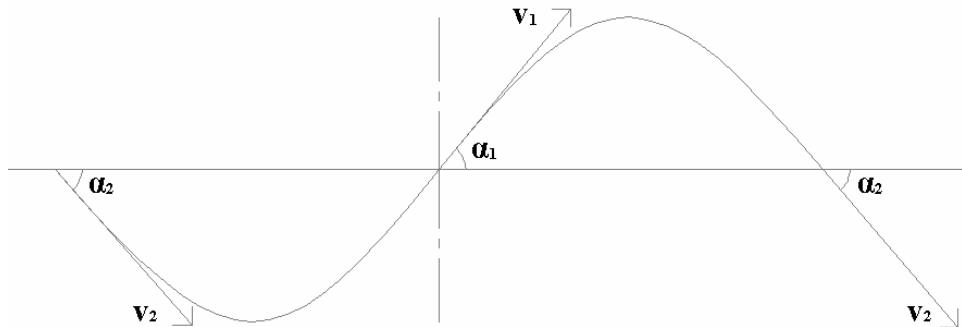
- Hoek van de prothese met het contactoppervlak.
De hoek van de prothese met het contactoppervlak op het moment van loskomen moet gelijk zijn aan 180 graden min de hoek op het moment van landen. In formulevorm:

$$\alpha_{to} = 180^\circ - \alpha_{at} \quad (3)$$



Figuur 3: Verduidelijking van de hoekdefinities.
(Bron: Blickhan 1989)

Deze relaties kunnen als volgt verklaard worden. Alleen symmetrische standfasen ten opzichte van de verticaal resulteren in een cyclische modellering van het looppatroon (Schwind 1998). Dit resulteert in vergelijking 3. Dit betekent dat de hoogte van het zwaartepunt tijdens het initial contact gelijk is aan de hoogte tijdens de toe-off. Tijdens de zweeffase werkt uitsluitend de zwaartekrachtsversnelling op het lichaam, waardoor het lichaamszwaartepunt tijdens deze fase een paraboelvormige curve beschrijft (zie figuur 4). Uit deze paraboelvorm kunnen vergelijking 1 en 2 worden afgeleid.



Figuur 4: Uitleg voorwaarden symmetrische loopcyclus. In het figuur is α_1 de hoek van de snelheid bij de start van de zweeffase en α_2 de hoek van de snelheid bij de start van de standfase. Tijdens de zweeffase werkt op het zwaartepunt uitsluitend de zwaartekracht. Het zwaartepunt zal daarom gedurende deze fase een paraboelvormige baan beschrijven. Aannemende dat de hoek van het been met de ondergrond op het moment van loskomen gelijk is aan π radialen min de hoek op het moment van de landing (formule 3). Uit deze aanname volgt dat de hoogte op het moment van landen gelijk is aan de hoogte op het moment van loskomen. Hieruit volgt dat de grootte van de snelheid op het moment van landen gelijk is aan de grootte van de snelheid op het moment van loskomen en dat hoek α_1 gelijk is aan hoek α_2 .

2.1.2. Fasen tijdens een loopafstand

De opbouw van een sprintwedstrijd kan globaal onderverdeeld worden in twee hoofddelen: de fase van versnelling en de fase van behoud van snelheid.

Fase van maximale versnelling

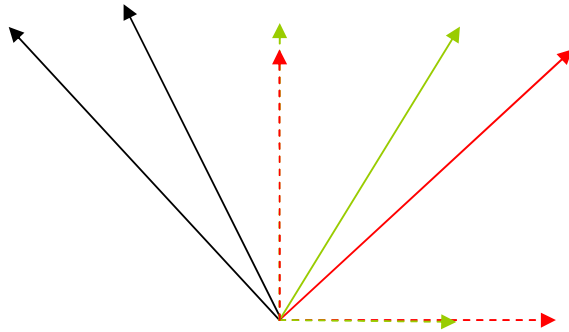
Door de korte duur van een sprint, speelt de start een grote rol. De beginfase, de fase waarin versneld dient te worden, heeft een grote invloed op de eindtijd van de wedstrijd.

Bij de start is de massa in rust, tengevolge van de massa traagheid zal de snelheid nul blijven zolang er geen resulterende kracht op het lichaam werkt (eerste wet van Newton). Om in beweging te komen moet er dus een externe kracht op het lichaam worden uitgeoefend. Bij een bepaalde versnelling hangt de grootte van de benodigde kracht af van de massa van het lichaam dat versneld dient te worden. Deze kracht kan worden gegenereerd door een kracht uit te oefenen op de omgeving (zich afzetten), volgens de derde wet van Newton zal de omgeving dan net zo hard, maar in tegengestelde richting terugduwen. Om een (deels) voorwaartse snelheid te creëren, moet er in achterwaartse richting worden afgezet. Zonder hulpmiddelen is dit mogelijk dankzij de wrijvingskracht tussen de ondergrond en de prothese, een andere mogelijkheid is het gebruik van een startblok.

Bovengenoemde eisen voor het starten en versnellen zijn met een onderbeenprothese lastig(er) te realiseren, dit komt met name door het passieve enkelgewricht. Het enkelgewricht is bij valide lopers de grootste energieleverancier (Czerniecki et al. 1992). Amputatiepatiënten moeten de krachtlevering ergens anders vandaan halen. Meestal wordt dit gerealiseerd door een groter heupmoment (Czerniecki et al. 1992), daarnaast is een sprintprothese lichter dan een gezond been. Ondanks de lichtere massa die versneld moet worden en het grotere heupmoment is de amputatiepatiënt bij het starten in het nadeel. Een ander nadeel waar lopers met een sprintprothese mee te maken hebben is een 'beenlengteverschil', een sprintprothese is altijd langer dan een gezond been of een dagelijkse prothese (Duin et al. 2008). Tijdens het lopen zelf zullen de heupen weer op één lijn komen door de inwerkende werking van de sprintprothesen. De mate van inwerking is afhankelijk van de kracht die op de veren werkt. Hoe harder iemand loopt hoe groter de krachten en des te groter de inwerking. Tijdens de startfase van de sprint is de snelheid laag, waardoor de inwerking relatief klein is. Hierdoor is het prothesebeen langer dan het gezonde been. Het gevolg van dit beenlengteverschil is een bekkenscheefstand en een asymmetrie in het looppatroon (Duin et al. 2008).

Fase van behoud van energie

Na een korte tijd van versnelling zal de maximaal haalbare snelheid worden bereikt. Wanneer deze snelheid is bereikt, is handhaving van deze snelheid het belangrijkste doel. Het handhaven van de snelheid is mogelijk wanneer er evenveel energie het systeem ingaat als uitgaat. De meest efficiënte manier is het voorkomen van energieverlies. Bij de landing van een voet moet er kinetische en potentiële energie worden omgezet, immers de snelheid en de hoogte van het zwaartepunt gaan naar een minimale waarde toe. Wanneer deze energie in warmte wordt omgezet kan hij vervolgens niet meer worden gebruikt voor het opwekken van kinetische of potentiële energie. De huidige sprintprothesen zijn om deze reden zo ontworpen dat ze de mogelijkheid hebben om energie op te slaan. Deze energie wordt tijdens de landing in een veersysteem opgeslagen om aan het eind van de standfase (toe-off) weer vrij te komen en bij te dragen aan de versnelling van het lichaam. Het is hierbij van belang dat de veereigenschappen van de prothese optimaal zijn afgestemd op de gebruiker. Een goede afstelling zorgt ervoor dat er zoveel mogelijk energie op het juiste moment vrijkomt. Wanneer de energie (te) vroeg vrijkomt (zie groene pijl in figuur 5), zal de energie voor slechts een klein deel bijdragen aan de effectief voorwaartse snelheid. De vrijkomende kinetische energie zal dan bijdragen aan een (voornamelijk) opwaartse snelheid (springbeweging), in plaats van de gewenste voorwaartse snelheid. In de optimale situatie komt er, wanneer het been in de gewenste toe-off stand staat, zoveel mogelijk energie vrij. De rode pijl in figuur 5 geeft een mogelijke situatie weer, waarbij een groter deel van de vrijkomende veerenergie kan bijdragen aan een impuls (een hoeveelheid beweging) in voorwaartse richting. De uiteindelijke effectiviteit hangt af van het product van effectief voorwaartse snelheid en frequentie. Hoe groter dit product, des te sneller de spintbeweging. Een minder gunstige richting van de impuls (zoals de groene pijl in figuur 5) kan dus gecompenseerd worden door middel van een hogere frequentie.



Figuur 5: Schematische weergave van de richting waarin de impuls vrijkomt bij mogelijke afzethoeken van het been. De vectoren zijn opgesplitst in een x- en y-component.

Conclusie met betrekking tot model

De loopbeweging bestaat uit twee fasen; een stand- en een zweeffase. Tijdens deze twee fasen werken er verschillende krachten op het lichaamszwaartepunt en gelden er verschillende bewegingsvergelijkingen. Voor het model in dit onderzoek is het modelleren van uitsluitend de standfase voldoende, omdat de stijfheid geen invloed heeft op het bewegingsverloop tijdens de zweeffase.

Om een cyclische loopbeweging te modelleren, moet er rekening worden gehouden met een aantal randvoorwaarden met betrekking tot de snelheid en de hoek van het prothesebeen ten opzichte van de ondergrond op het moment van landen en loskomen.

De opbouw van een sprintwedstrijd kan globaal worden verdeeld in een versnellingsfase en een fase van behoud van snelheid. De effectiviteit van de versnellingsfase hangt voor het grootste gedeelte af van de getraindheid van de (nog intacte) musculatuur. Omdat de veerbewegingen in deze fasen relatief weinig bepalend zijn voor de prestatie, wordt deze fase in de verdere modellering buiten beschouwing gelaten. Hier dient in de praktijk wel rekening mee gehouden te worden en is eventueel onderwerp voor een volgende studie. In de fase van behoud van snelheid speelt de veerwerking een grote rol. De gegenereerde energie kan hier effectief worden opgeslagen en teruggegeven. Een belangrijk aspect hierbij is dat de veereigenschappen van de prothese een optimale richting van de vrijkomende veerenergie mogelijk maakt.

2.2. De stijfheid van de gezonde onderste extremiteit tijdens het gaan

De hoofdcomponent van een sprintprothese is een verend element. Bij het lopen met prothese speelt de veerwerking een belangrijke rol in de loopcyclus. In dit opzicht is het lopen met een prothese niet erg afwijkend van het valide lopen. Het menselijke been beschikt namelijk ook over de mogelijkheid tot energieoverdracht (een veerwerking).

Pezen in het menselijk lichaam bezitten de mogelijkheid om tijdens het bewegen energie op te slaan en in een latere fase van de beweging de energie weer vrij te geven. Deze opslag is mogelijk door de elasticiteit van de pezen. Er is onderzoek verricht naar het effect van de stijfheid van pezen op de energieoverdracht (Lagerberg 2008, Farley et al. 1995, Ferris et al. 1997). Pezen kunnen passief bijdragen aan de energieoverdracht. Wanneer het spierpeescomplex tijdens een beweging moet verlengen, is een verlenging van de pees in combinatie met een isometrische contractie energetisch gunstiger dan een excentrische contractie van de spier. De energie die tijdens een excentrische contractie wordt geabsorbeerd wordt omgezet in warmte en kan niet meer bijdragen aan de beweging. De energie uit de pees komt weer vrij wanneer deze naar de oorspronkelijke lengte terugkeert, en kan bijdragen aan de beweging. De stijfheid van de pees is bepalend voor de contractiesnelheid van de spieren. Hoe lager de contractiesnelheid, des te meer kracht een spier kan leveren. Daarnaast kunnen spieren de meeste kracht genereren wanneer ze in hun rustlengte werken (Lagerberg 2008). Voor een optimale energieoverdracht dient de stijfheid van de pezen dusdanig te zijn dat het bereiken van de rustlengte samenvalt met het bereiken van de laagste contractiesnelheid. Alleen door training kunnen de eigenschappen van pezen veranderen. Het is dus niet mogelijk om de stijfheid van de pezen op elk moment aan te passen aan de situatie. Wel is het mogelijk om de stijfheid van het been als geheel aan te passen. Deze aanpassing wordt gerealiseerd door het variëren van de mate van contractie van de spieren in het been. De aanpassingsmogelijkheid van de stijfheid van het been komt naar voren bij het lopen op verschillende typen ondergrond. Uit eerder onderzoek (Farley et al. 1998) blijkt dat naarmate de stijfheid van de ondergrond afneemt, de stijfheid van het been toeneemt. Ook tijdens het lopen met verschillende stapfrequenties bij gelijkblijvende snelheid past de stijfheid van het been zich aan. Een hogere frequentie gaat samen met een hogere stijfheid van het been (Farley et al. 1995).

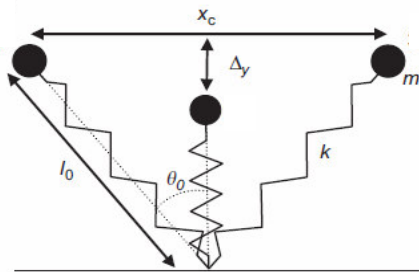
Conclusies met betrekking tot het model

Bij de modellering van het prothesebeen, spelen de aanpassingsmogelijkheden van het spier-peescomplex geen rol. De prothese heeft namelijk één constante stijfheid. Wel moet rekening worden gehouden met de eigenschappen van het gezonde been. Om een symmetrisch gangbeeld te creëren, moeten beide benen een even snelle beweging maken. De eigenschappen van het prothesebeen mogen de mogelijkheden van het gezonde been dus niet overschrijden.

Bij de bepaling van de optimale stijfheid van de prothese moet rekening worden gehouden met de ondergrond waarop die gebruikt wordt en de stapfrequentie van de loper. Bij de prothese moet er gekozen worden voor één gemiddelde optimale stijfheid, aangezien een prothese, in tegenstelling tot een gezond been, niet over een zelfregulerend mechanisme beschikt.

2.3. Het effect van de stijfheid op uitvoering van de beweging

In het menselijk lichaam wordt de stijfheid van spierpeescomplexen op ieder moment aangepast aan de heersende condities. Een sprintprothese beschikt niet over zo'n zelfregulerend vermogen. Bij de vervaardiging van een sprintprothese is het dus zaak de sprintprothese zo goed mogelijk af te stemmen op de persoon en omstandigheden waarvoor de prothese wordt gebruikt. Er dient dus gezocht te worden naar een gemiddeld beste stijfheid. Om de juiste afstellingen te kunnen bepalen, wordt er hieronder gekeken naar het effect van de grootte van de stijfheid op de beweging.



Figuur 6: Modelmatig overzicht van de standfase. Uit de mate van de indrukking van de veer en de positie en snelheid van het zwaartepunt kan de energie-inhoud worden bepaald. (Bron: Bullimore et al. 2007)

Het effect van de stijfheid komt tijdens het lopen tot uiting in de standfase. In figuur 6 zijn modelmatig de verschillende fasen in de standfase weergegeven. In het begin van de landing is de 'veer' nog in onbelaste toestand, er zit nog geen energie in opgeslagen. Vanaf dit punt wordt er kinetische energie en potentiële energie omgezet in veerenergie.

De totale kinetische energie in het begin van de landing is gelijk aan:

$$E_k = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 \quad (4)$$

Met:

- Ek: de kinetische energie in Joule
- m: massa van de persoon in kg
- v: de snelheid op het tijdstip van de landing

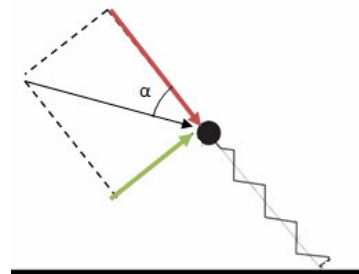
De potentiële energie is dan gelijk aan

$$E_p = m \cdot g \cdot h \quad (5)$$

Met:

- Ep: de potentiële energie in Joule
- m: de massa van de persoon in kg
- g: de zwaartekrachtsversnelling (9,81 m/s²)
- h: de hoogte op het tijdstip van de landing

Een deel van deze energie kan worden opgeslagen in de veer. Het deel dat in de veer kan worden opgeslagen is afhankelijk van de richting van de snelheidsvector en de oriëntatie van de veer. Om te bepalen welk deel van de kinetische energie in veerenergie kan worden omgezet, moet de snelheidsvector worden opgedeeld in een deel evenwijdig aan de veer en een deel loodrecht op de veer. In figuur 7 is deze opsplitsing weergegeven. In dit figuur geeft de zwarte pijl de grootte en richting van de totale snelheid weer, de



Figuur 7: Opsplitsing van de snelheidsvector in een deel evenwijdig aan de veer (rood) en een deel loodrecht op de veer (groen).

rode pijl de grootte en richting van de component van de snelheid evenwijdig aan de veer en de groene pijl de component loodrecht op de veer. De arbeid verricht door de component evenwijdig aan de veer kan worden opgeslagen in de veer. De grootte van deze component is gelijk aan:

$$V_e = v \cdot \cos(\alpha) \quad (6)$$

Hierin is:

V_e : de snelheid evenwijdig aan de veer in m/s

v : de totale snelheid in m/s

α : de hoek tussen de snelheidsvector en het deel van de snelheidsvector evenwijdig aan de veer in radialen

De krachtrichting van de zwaartekracht is altijd naar de aarde gericht. Ook deze kracht kan worden opgesplitst in een deel evenwijdig en een deel loodrecht op de veer. In het begin van de standfase zal de evenwijdige vector relatief klein zijn, maar naarmate het standbeen naar de middenfase nadert wordt deze component steeds groter en is uiteindelijk gelijk aan de totale zwaartekrachtvector.

De totale energie die in de veer kan worden opgeslagen is dus gelijk aan de kinetische energie veroorzaakt door de component van de snelheidsvector evenwijdig aan de veer en de potentiële energie van de component van zwaartekrachtsvector evenwijdig aan de veer. De opslag van arbeid uit zich als een verkorting van de veer. Hierbij geldt:

$$\begin{aligned} W &= \int F \cdot du \\ W &= \int k \cdot u \cdot du \\ W &= \frac{1}{2} \cdot k \cdot u^2 \end{aligned} \quad (7)$$

Waarin:

W : de totaal geleverde arbeid op de veer in Joule

F : de kracht op de veer in Newton

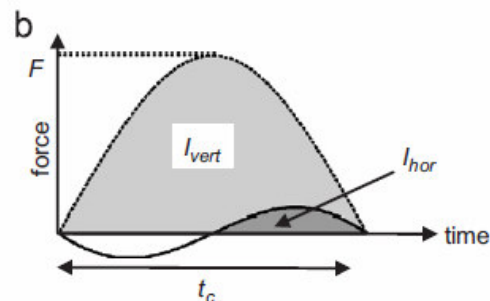
u : de verkorting/verlenging van de veer in meter

k : de veerconstante in N/m

De hoeveelheid energie die in de veer zit opgeslagen, is te bepalen uit de verkorting van de veer en de kracht die de veer moet leveren. Hoe de verdeling tussen de grootte van de kracht en de mate van verkorting is, hangt af van de stijfheid van de veer. Een veer met een lage stijfheid zal relatief veel verkorten, de kracht die een veer met een lage stijfheid levert is in vergelijking met een veer met een grote stijfheid dus klein.

In figuur 8 is het verloop van een reactiekrachtcurve te zien tijdens de standfase. Duidelijk is te zien dat de verticale reactiekracht in de eerste helft van deze fase in grootte toeneemt, de veer zal tot aan dit punt verder verkorten. Na dit punt neemt de kracht weer af, en zal afhankelijk van de veerstijfheid de veer vanaf een bepaald punt weer beginnen te verlengen. De horizontale reactiekracht krijgt pas vanaf de tweede helft een component in de gewenste richting.

Bij een sprintwedstrijd is het doel zo snel mogelijk over de finish komen. Welke stijfheid moet een prothese hebben om bij te dragen tot een optimale prestatie? Een hoge stijfheid zorgt, met name in het begin van de sprint, voor een betere symmetrie van het looppatroon doordat de inverting minder groot is. De verschillen tussen het gezonde en het aangedane been blijven hierdoor klein (Duin et al. 2008). Een



Figuur 8: Reactiekrachtcurve tijdens de standfase. Het lichtgrijze oppervlak stelt de stoot in verticale richting voor, het donkergrijze gebied is de stoot in horizontale richting. (Bron: Bullimore et al. 2007)

hoge stijfheid zorgt hierdoor, in vergelijking met een lage stijfheid, voor een handiger en meer gebalanceerd looppatroon (Duin et al 2008). Veren met een grote stijfheid zijn daarnaast sneller dan veren met een lage stijfheid. Dit kan met behulp van figuur 8 worden beredeneerd. Om een voorwerp een bepaalde hoeveelheid beweging, impuls te geven, moet er een stoot worden geleverd. De stoot is gelijk aan het oppervlakte onder de kracht-tijd-curve (zie figuur 8). In formulevorm:

$$S = \int F \cdot dt$$

$$\Delta p = m \cdot \Delta v$$

De stoot is gelijk aan de impulsverandering, er geldt dus:

$$S = \Delta p$$

$$\int F \cdot dt = m \cdot \Delta v \quad (8)$$

Waarin:

- S: de stoot in N·s
- F: de kracht in Newton
- t: de tijd in seconde
- Δp : de verandering van de impuls in kg·m/s
- m: de lichaamsmassa in kg
- Δv : de verandering van de snelheid in m/s

Een stijve veer levert, bij gelijke indrukking een grotere kracht in vergelijking met een minder stijve veer. Om de massa een bepaalde stoot mee te geven hoeft de tijdsduur waarop de kracht werkt bij een stijve veer minder groot te zijn. Een snelle krachtslevering maakt een hoge stapfrequentie en dus een grote snelheid mogelijk. De snelheid is van groot belang bij sprintafstanden. Hoe sneller men loopt, hoe korter de standfasen worden. Een nadeel van een prothese met een stijve veerwerking zijn de grote schokken die opgevangen moeten worden. Bij een korte sprintafstand zal deze schokdemping echter niet snel als problematisch ervaren worden. Toch zijn prothesen met stijvere veren niet per definitie beter. Een te stijve veer kan er toe leiden dat de arbeid op het verkeerde moment vrijkomt en deze arbeid dus niet kan bijdragen aan een effectieve beweging. Een grote stijfheid betekent immers dat er bij een bepaalde hoeveelheid landingsarbeid grote krachten op het lichaam werken. Wanneer de naar beneden werkende kracht, geleverd door de zwaartekracht, de kracht van de veer niet kan compenseren, komt de arbeid uit de veer en zal het lichaam versnellen in de richting evenwijdig aan de veer. Wanneer dit voor het einde van de landing gebeurt, staat de lengterichting van de veer nog niet in de gewenste bewegingsrichting. Daarnaast is bij een vroegtijdige inzet van de zweeffase minder stoot opgebouwd en is de hoeveelheid beweging die aan het lichaam wordt meegegeven dus kleiner. Bij een te stijve veer komt de energie te vroeg vrij. De veer moet daarentegen ook niet te slap zijn, omdat de energie dan te laat vrij komt.

De optimale stijfheid is dus een compromis tussen een snel looppatroon en een goede krachtrichting. Hoe groot deze optimale stijfheid precies is, hangt af van persoonlijke (loop)eigenschappen. Hierover in het volgende hoofdstuk meer.

Conclusies met betrekking tot het model

Aangezien de stijfheid van een sprintprothese tijdens het lopen niet kan variëren, moet er gekozen worden voor een stijfheid die voor de gehele sprint het meest optimale resultaat geeft.

De ideale stijfheid hangt af van een aantal factoren. Zowel een stijve als een slappe protheselepel heeft zijn voor- en nadelen. Er moet dus een compromis worden gesloten. Hierbij is met name de gewenste stand van het been aan het eind van de standfase die bepalend is voor de maximale stijfheid.

2.4. Factoren die bepalend zijn voor de optimale stijfheid van een sprintprothese

In het voorgaande hoofdstuk werd al aangegeven dat de ideale stijfheid van een sprintprothese een compromis is tussen een snel loopbeeld en het overbrengen van veel beweging in de gewenste richting. Uiteindelijk gaat het erom, om in een bepaalde tijd met een bepaalde hoeveelheid energie, zoveel mogelijk voorwaartse versnelling te creëren. In het verband tussen stijfheid en nuttige energieoverdracht zal een maximum te vinden zijn. Dit maximum ligt echter niet voor iedereen bij dezelfde stijfheid, maar is afhankelijk van een aantal persoonlijke (loop)eigenschappen. Hieronder worden de belangrijkste eigenschappen besproken die een rol spelen bij de bepaling van deze optimale stijfheid.

2.4.1. Massa

De lichaamsmassa is een belangrijke factor bij de bepaling van de optimale stijfheid. Op een grotere lichaamsmassa werkt een grotere zwaartekracht en dientengevolge een grotere kracht op de veer. Het verband tussen kracht, veerconstante en indrukking is met onderstaande formule te beschrijven:

$$u = \frac{F}{c} \quad (9)$$

waarin:

- u: de indrukking in meters
- F: de kracht die op de veer werkt in Newton
- c: de veerconstante in Newton/meter

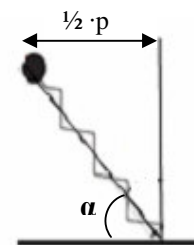
Uit bovenstaande formule volgt dat hoe groter de kracht die op de veer werkt, hoe groter de inverting van de veer (met een gegeven veerconstante). Wanneer er eisen worden gesteld aan de maximale inverting van de veer, in verband met het beenlengte verschil en een gebalanceerd looppatroon, is er afhankelijk van de lichaamsmassa dus een minimale stijfheid waarover de veer moet beschikken. Deze stijfheid is gelijk aan de maximale toelaatbare indrukking gedeeld door de op de veer werkende kracht. Ook is de lichaamsmassa mede van invloed op de bepaling van de maximale toelaatbare stijfheid. Tijdens de fase waarin het lichaamswaartepunt ten opzicht van het contactpunt van het standbeen (in dit geval het prothesebeen) naar voren wordt verplaatst werkt uitsluitend de zwaartekracht in benedenwaartse richting. Het is dus de zwaartekracht die ervoor zorgt dat de veer tot een bepaald punt blijft ingedrukt en energie vasthoudt. Op welk punt van de deze fase de veerenergie precies vrijkomt is afhankelijk van de stijfheid van de veer in combinatie met de op de veer werkende kracht. Hoe stijver de veer des te groter is de opwaartse kracht die de veer op het lichaam uitoefent. Zolang de component van de zwaartekracht groter is dan de opwerkende veerkracht zal de veer verder ingedrukt worden. Wanneer de veerkracht en de opwerkende kracht aan elkaar gelijk zijn zal de veer in dezelfde positie blijven. De component van de zwaartekracht evenwijdig aan de veer wordt tijdens de tweede helft van de cyclus echter steeds kleiner. Hoe stijver de veer hoe eerder het been los komt van de grond bij een gegeven lichaamsmassa. Bij een grotere massa vindt dit punt van loskomen, bij een gelijk veer, op een later punt in de fase plaats.

2.4.2. Snelheid

De snelheid bepaalt in belangrijke mate de krachten die de veer moet leveren. In het midden van de standfase geldt dat de snelheid in verticale richting gelijk is aan nul. Hoe groter de aanvangssnelheid in deze richting, des te groter is de verandering van snelheid die moet optreden. Om een groter snelheidsverschil in een zelfde tijd te overbruggen, moet de versnelling en daarmee de resulterende kracht op de massa groter zijn. De resulterende kracht wordt bepaald door de som van de zwaartekracht (negatief) en de veerkracht (positief).

2.4.3. Voorwaartse verplaatsing in de standfase in combinatie met beenlengte

Een andere factor die van belang is voor de bepaling van de optimale stijfheid is de landingshoek. De landingshoek is de hoek tussen de beginpositie van het been in de standfase en de ondergrond, hoek alfa in



Figuur 9: Grafische weergave bij formule (10).

figuur 9. De landingshoek is afhankelijk van de voorwaartse verplaatsing in de standfase en de beenlengte van de looper:

$$\alpha = \arccos\left(\frac{\left(\frac{1}{2} \cdot p\right)}{L0}\right) \quad (10)$$

waarin:

- α : de landingshoek in radialen
- p : de voorwaartse verplaatsing in de standfase
- $L0$: de beenlengte (in dezelfde eenheid als de p)

De landingshoek is met name bepalend voor de grootte van de component van de zwaartekracht evenwijdig aan de veer. Hoe groter deze hoek, des te groter is deze component en des te groter is de optimale stijfheid.

2.4.4. Stapfrequentie

Een andere variabele die een rol speelt bij de bepaling van de juiste stijfheid is de stapfrequentie. Hoe hoger de frequentie des te korter de loopcyclus. Zoals in paragraaf 2.3 al werd aangegeven, vereist een snelle beweging een hoge stijfheid. De frequentie is een variabele die in grote mate samenhangt met de staplengte. Om een bepaalde snelheid aan te houden moet het product van frequentie en staplengte namelijk gelijk zijn. In de praktijk gaat, bij een gegeven snelheid, een hoge frequentie samen met een geringe staplengte en omgekeerd een lage frequentie met een grote staplengte. De eisen aan de stijfheid binnen deze twee combinaties zijn niet conflicterend. Bij zowel een hoge frequentie als een kleine staplengte is de optimale stijfheid relatief groot, en bij zowel een lage frequentie als een grote staplengte is de geschikte stijfheid relatief klein.

2.4.5. Interactie tussen de verschillende factoren

Bovengenoemde factoren geven een richtlijn hoe de optimale stijfheid afhangt van enkele persoonsgebonden factoren. Zoals uit bovenstaande tekst duidelijk wordt, vindt er ook hier weer een interactie plaats tussen de verschillende eigenschappen. Ook de bepaling van de ideale stijfheid met behulp van persoonlijke eigenschappen is een optimalisatie vraagstuk.

Bij de twee laatst genoemde eigenschappen kan nog de discussie worden gevoerd of dit wel eigenschappen zijn die van invloed zijn bij het ontwerp van de prothese. Moet de prothese worden afgesteld op het individuele looppatroon of past het looppatroon zich optimaal aan aan de prothese? Voor beide mogelijkheden zijn positieve en negatieve argumenten te noemen. Uit recent onderzoek naar het modelleren van lopen met prothese kan geconcludeerd worden dat om een optimaal en stabiel looppatroon te creëren de stijfheid, snelheid en landingshoek op een bepaalde manier aan elkaar gerelateerd moeten zijn (Blickhan 1989, Seyfarth et al. 2002). De meest optimale situatie kan bereikt worden door aan één van deze drie variabelen een gewenste waarde te geven en de andere twee variabelen hierbij te optimaliseren. Zowel snelheid en landingshoek zijn variabelen die afhankelijk zijn van het persoonlijke looppatroon. In deze situatie is het dus niet mogelijk om de prothese geheel aan de persoon aan te passen. Wanneer de stijfheid wordt bepaald bij zowel een gewenste loopsnelheid als landingshoek, zal dit een minder stabiel gangpatroon opleveren, waardoor er toch nog enige aanpassing aan het looppatroon is vereist. Een andere mogelijkheid is om met een minimaal verlies aan snelheid te zoeken naar een combinatie van frequentie en stijfheid, welke aansluiten bij de persoonlijke frequentievoorkeur.

Conclusie met betrekking tot het model

De belangrijkste factoren waarmee rekening gehouden dient te worden bij de bepaling van de stijfheid van een beenprothese zijn de lichaamsmassa, de beenlengte, de loopsnelheid en eventueel de stapfrequentie. Een toename van één of meer van deze factoren vragen een grotere beenstijfheid. In de meest gunstige situatie is het echter niet mogelijk om zowel de stapfrequentie als de snelheid de gewenste waarde te geven. Bij lopen is de snelheid van groot belang, deze waarde moet dus de gewenste grootte kunnen aannemen. De voorkeur gaat dus uit naar een model waarin aan de massa, de beenlengte en de snelheid de gewenste

waarden gegeven kunnen worden. De output van het model is de meest optimale combinatie van stijfheid en stapfrequentie bij de opgegeven massa en snelheid.

2.5. Methoden om energie opslag en teruggaaf te bepalen

Om het rendement van de prothese te bepalen zijn vele methodes bedacht. Deze methodes zijn zeer verschillend en variëren van functionele analyses waarbij men de prothese aan een ‘pogo stok’ laat stuiteren en vervolgens de maximale hoogte bepaalt, tot mechanische analyses waarbij de prothesen in een mechanische persmachine worden getest. De meest gebruikte methode bij dit soort analyses is de kinetische methode waarbij gedurende de tijd het enkelvermogen wordt gemeten (Hafner et al. 2002).

Bovengenoemde kenmerken en meetprocedures geven echter uitsluitend een beeld van de prestatie van de prothese in het algemeen, met andere woorden, hoe efficiënt gaat de prothese om met de energie die erin komt. Ook is van belang dat de energie daadwerkelijk bijdraagt aan de gewenste beweging. Het is de bedoeling dat een zo groot mogelijk deel van de energie die het voorwerp voor de landing heeft (kinetische energie plus potentiële energie van de zwaartekracht) daadwerkelijk in de prothese komt. En dat de energie die aan het eind van de landing uit de prothese komt, zoveel mogelijk kan bijdragen aan de gewenste beweging.

Een methode om de totale efficiëntie van de loopbeweging te meten, is het meten van de inspanning (hartslag, zuurstofopname) tijdens het gaan. Wanneer het lopen op een bepaalde snelheid minder energie kost voor de loper zal dit, bij gelijk blijvende conditie van de loper, duiden op een beter energie- overdracht op en in de prothese. Een probleem van deze methode is dat het moeilijk is om sportspecifiek te meten. Hartslag en zuurstofopname geven een beeld van aerobe inspanning, terwijl bij een sprint de grootste energielevering anaeroob plaatsvindt. Een optie is om daarom te kiezen om te meten net onder de anaerobe drempel. Een andere optie is om wel te lopen en naast het meten tijdens de inspanning de herstelfase na afloop mee te meten.

Een andere methode is het bepalen van de hoeveelheid energie voor de landing en de hoeveelheid energie aan het begin van de zweeffase. Hierbij dient gekeken te worden naar de nuttige energie, de energie die bijdraagt door het lichaam de snelheid te geven in de gewenste richting. De bepaling van energie kan (bijvoorbeeld) gebeuren met behulp van videoanalyse. Met behulp van videoanalyse kunnen de positie en de snelheid worden bepaald en met deze gegevens kunnen de kinetische en potentiële energieën worden berekend.

Conclusie met betrekking tot het model

Naast de energieoverdracht kwaliteiten van de veer, speelt de mate waarin de veereigenschappen aansluiten bij de persoonlijke eigenschappen een grote rol. Het gaat er hierbij om de hoeveelheid van de vrijkomende energie die daadwerkelijk bijdraagt aan de gewenste beweging. Om dit te bepalen zal er tijdens een zo realistisch mogelijke praktijk situatie gemeten dienen te worden.

3. Model

De loopbeweging is een complexe beweging. Het onderzoeken van de invloed van bepaalde variabelen is hierdoor lastig. Dit kan worden opgelost door gebruik te maken van een model van de loopbeweging. Een model is een vereenvoudigde weergave van de werkelijkheid. Het is te vergelijken met een bril waarmee je naar bepaalde aspecten van de werkelijkheid kijkt. Bij een model is het mogelijk om alle onderdelen, die op dat moment niet van belang zijn, weg te laten. Er ontstaat hierdoor een overzichtelijk plaatje van het deelonderwerp dat bestudeerd wordt.

De loopbeweging met een onderbeenprothese kan modelmatig worden weergegeven met behulp van een massa-veersysteem. Hoewel de loopbeweging in de driedimensionale ruimte plaatsvindt, is een tweedimensionale modellering een representatieve weergave van hetgeen in dit onderzoek gepresenteerd wordt. In onderstaand model worden de bewegingen in het sagittale vlak beschreven.

3.1. Vrijheidsgradenanalyse

Om het systeem te modelleren moet voor elke vrijheidsgraad van het systeem een differentiaalvergelijking worden opgesteld. Om een goed inzicht te krijgen in de vrijheidsgraden wordt de beweging opgesplitst in twee delen: de stand- en de zweeffase.

3.1.1. Zweeffase

Tijdens de zweeffase is het lichaam op te vatten als een vrij bewegende puntmassa. Een vrij bewegende puntmassa heeft in de tweedimensionale ruimte twee vrijheidsgraden. Om de toestand van een systeem met twee vrijheidsgraden vast te leggen zijn twee coördinaten nodig. Tijdens de zweeffase zijn de meest voor de handliggende coördinaten hiervoor de horizontale (x)- en verticale (y)-positie.

De beweging in horizontale richting kan met de volgende differentiaalvergelijking worden beschreven:

$$\sum F = m \cdot \ddot{x}$$

$$0 = m \cdot \ddot{x}$$

$$\ddot{x} = 0$$

De beweging in verticale richting kan met de volgende differentiaalvergelijking worden beschreven:

$$\sum F = m \cdot \ddot{y}$$

$$-F_z = m \cdot \ddot{y}$$

$$-m \cdot g = m \cdot \ddot{y}$$

$$\ddot{y} = -g$$

3.1.2. Standfase

In de standfase is het systeem op te vatten als een omgekeerde slinger, met het ophangpunt in het contactpunt tussen de prothese en de grond. Het aantal vrijheidsgraden van een slinger bedraagt één. De meest voor de handliggende manier om deze vrijheidsgraad vast te leggen is met behulp van de hoek tussen de slinger en de horizontaal. De slinger die gebruikt wordt voor het modelleren van de sprintprothese beschikt nog over een extra vrijheidsgraad, dit is de mogelijkheid tot invering. De lengte van de slinger is dus variabel. Deze laatste vrijheidsgraad kan het beste worden vastgelegd met de lengte van de veer (de prothese). In totaal heeft het systeem in de standfase dus ook twee vrijheidsgraden.

Voor de slingerbeweging geldt:

$$\sum M = J \cdot \ddot{\alpha}$$

$$m \cdot g \cdot \cos \alpha \cdot L = m \cdot L^2 \cdot \ddot{\alpha}$$

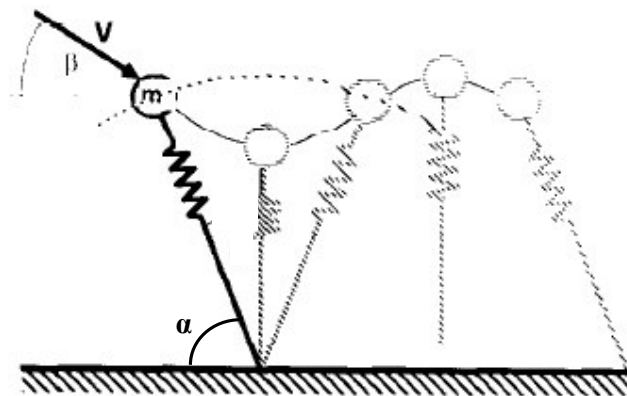
$$\ddot{\alpha} = \frac{g \cdot \cos \alpha}{L}$$

De lengte van de veer kan worden beschreven met:

$$\sum F = m \cdot \ddot{L}$$

$$k \cdot (L_0 - L) - m \cdot g \cdot \sin(\alpha) = m \cdot \ddot{L}$$

$$\ddot{L} = -g \cdot \sin(\alpha) + \frac{k}{m} \cdot (L_0 - L)$$



Figuur 10: Schematische weergave van de standfase. (Bron Blickhan 1989)

Bovenstaande manier gebruikt verschillende coördinatenstelsels voor de zwaai- en standfase. Door de coördinaten van één van de fasen te transformeren naar de coördinaten van de andere fase kunnen beide fasen in hetzelfde coördinatenstelsel worden beschreven. Hieronder worden de bewegingsvergelijkingen van de standfase omgeschreven naar een tweedimensionaal cartesisch coördinatenstelsel.

De hoekversnelling ($\ddot{\alpha}$) kan worden omgeschreven naar een tangentiële versnelling ($\ddot{s}$):

$$\ddot{s} = \ddot{\alpha} \cdot L$$

Deze tangentiële versnelling kan worden opgesplitst in een x- en een y- component.

$$\ddot{x} = -\sin(\alpha) \cdot \ddot{\alpha} \cdot L$$

$$\ddot{x} = -\sin(\alpha) \cdot \frac{g \cdot \cos \alpha}{L} \cdot L$$

$$\ddot{x} = -\sin(\alpha) \cdot g \cdot \cos \alpha$$

$$\ddot{y} = \cos(\alpha) \cdot \ddot{\alpha} \cdot L$$

$$\ddot{y} = \cos(\alpha) \cdot \frac{g \cdot \cos \alpha}{L} \cdot L$$

$$\ddot{y} = \cos(\alpha) \cdot g \cdot \cos \alpha$$

Ook de verkortingsversnelling van de veer, de normale versnelling, kan worden opgesplitst in een x- en een y-component:

$$\ddot{x} = \cos(\alpha) \cdot \ddot{L}$$

$$\ddot{x} = \cos(\alpha) \cdot \left(-g \cdot \sin(\alpha) + \frac{k}{m} \cdot (L0 - L) \right)$$

$$\ddot{x} = -g \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\alpha) + \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L0 - L)$$

$$\ddot{y} = \sin(\alpha) \cdot \ddot{L}$$

$$\ddot{y} = \sin(\alpha) \cdot \left(-g \cdot \sin(\alpha) + \frac{k}{m} \cdot (L0 - L) \right)$$

$$\ddot{y} = -g \cdot \sin^2(\alpha) + \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L0 - L)$$

Door de x- en y-componenten van de normale en tangentiële versnelling bij elkaar op te tellen kunnen de totale versnellingen in x- en y- richting bepaald worden.

$$\ddot{x} = -\ddot{x}_t + \ddot{x}_n$$

$$\ddot{x} = \sin(\alpha) \cdot g \cdot \cos(\alpha) + \left(-g \cdot \cos(\alpha) \cdot \sin(\alpha) + \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L0 - L) \right)$$

$$\ddot{x} = \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L0 - L)$$

$$\ddot{x} = \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L0 - \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L$$

$$\ddot{x} = \cos(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L0 - \frac{k}{m} \cdot x$$

$$\ddot{x} = \frac{k}{m} \cdot x \left(\frac{\cos(\alpha) \cdot L0}{x} - 1 \right)$$

$$\ddot{x} = \frac{k}{m} \cdot x \left(\frac{\cos(\alpha) \cdot L0}{\cos(\alpha) \cdot L} - 1 \right)$$

$$\ddot{x} = \frac{k}{m} \cdot x \left(\frac{L0}{\sqrt{x^2 + y^2}} - 1 \right) \quad (11)$$

$$\begin{aligned}
 \ddot{y} &= -\ddot{y}_t + \ddot{y}_n \\
 \ddot{y} &= -g \cdot \cos^2(\alpha) + \left(-g \cdot \sin^2(\alpha) + \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L_0 - L) \right) \\
 \ddot{y} &= -g + \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot (L_0 - L) \\
 \ddot{y} &= -g + \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L_0 - \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L \\
 \ddot{y} &= -g + \sin(\alpha) \cdot \frac{k}{m} \cdot L_0 - \frac{k}{m} \cdot y \\
 \ddot{y} &= -g + \frac{k}{m} \cdot y \left(\frac{\sin(\alpha) \cdot L_0}{y} - 1 \right) \\
 \ddot{y} &= -g + \frac{k}{m} \cdot y \left(\frac{\sin(\alpha) \cdot L_0}{\sin(\alpha) \cdot L} - 1 \right) \\
 \ddot{y} &= -g + \frac{k}{m} \cdot y \left(\frac{L_0}{\sqrt{x^2 + y^2}} - 1 \right) \tag{12}
 \end{aligned}$$

3.2. Criteria voor het model

De loopbeweging bestaat uit twee delen, de stand- en de zweeffase, welke met verschillende differentiaalvergelijkingen worden beschreven. Om de beweging te kunnen modelleren moet er een criterium aanwezig zijn, waarop gebaseerd kan worden welke bewegingsvergelijkingen op dat moment van toepassing zijn. De standfase begint op het moment van het eerste grondcontact. Bij een bekende landingshoek en beenlengte kan bepaald worden wat de hoogte van het lichaamszwaartepunt op het moment van landen is. Voor de y-positie geldt op dit moment:

$$y = L \cdot \sin(\alpha_{at})$$

Op het moment dat de actuele y-positie kleiner wordt dan deze waarde, geldt dat de standfase is begonnen en dus de bewegingsvergelijkingen van deze fase toegepast dienen te worden. De standfase eindigt op het moment dat de veer weer zijn rustlengte aanneemt. De lengte van de veer kan worden bepaald met de x- en y- coördinaat, met behulp van de stelling van Pythagoras. Er geldt:

$$L = \sqrt{x^2 + y^2}$$

Wanneer L groter wordt dan L_0 begint de zweeffase weer.

De eigenschappen van de prothese zijn tijdens standfase niet van invloed op het bewegingsverloop (met uitzondering van de massa van de prothese). In het model van dit onderzoek is alleen de standfase gemodelleerd. Uit de snelheid en positie aan het eind van de standfase zijn de gegevens van de zweeffase (tijdsduur en afgelegde afstand) afgeleid. In dit geval is het dus niet nodig om tussen de verschillende differentiaalvergelijkingen te wisselen. De hierboven genoemde criteria dienen nu alleen om het begin en einde van de simulatie te definiëren. Wanneer het gewenst is een volledige cyclus te modelleren, moet er wel tussen de verschillende bewegingsvergelijkingen gewisseld worden.

3.3. Bepaling van de optimale stijfheid

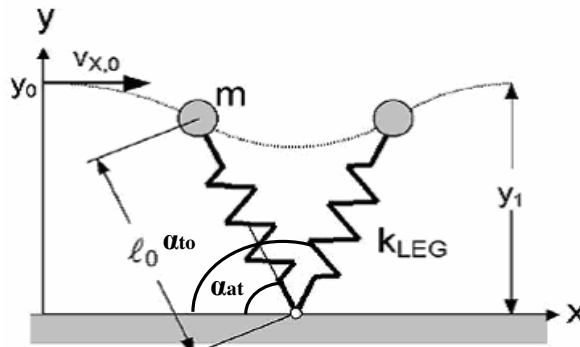
Nu de bewegingsvergelijkingen opgesteld zijn, kan met behulp van simulaties worden gezocht naar de optimale beenstijfheid. Uit de hiervoor beschreven modelanalyse kan geconcludeerd worden dat het looppatroon afhangt van een aantal factoren. Dit zijn: de landingshoek (α_{at}), de rustlengte van het been met de prothese (L_0), de stijfheid van het verende element (k), de lichaamsmassa (m), de aanvangssnelheid in

horizontale richting (x_0) en de

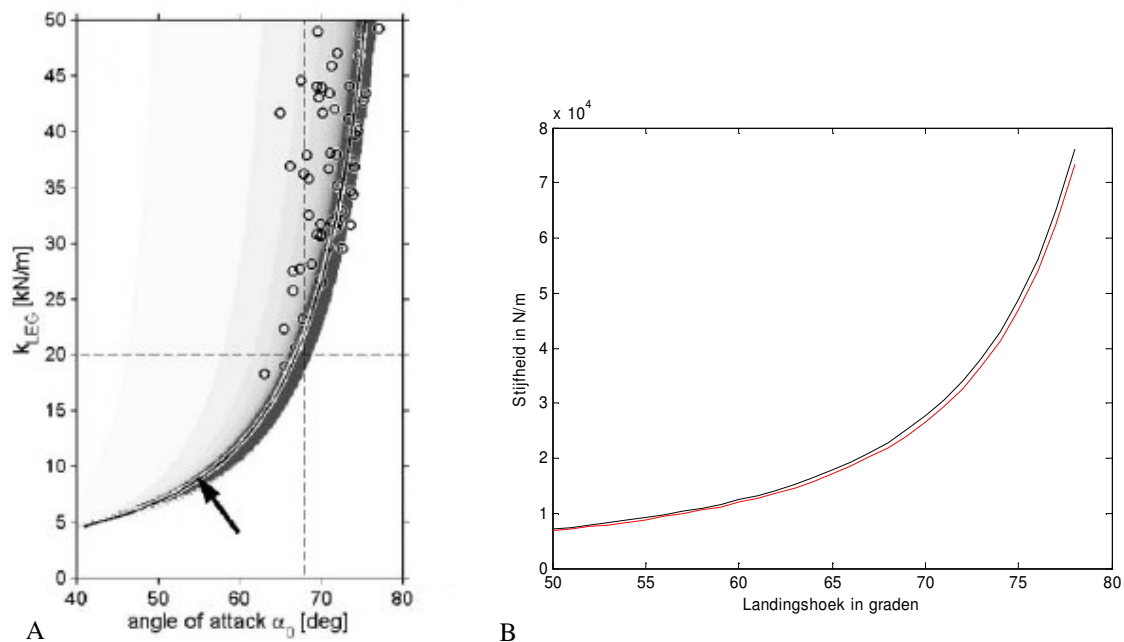
aanvangssnelheid in verticale richting (y_0).

Om de optimale stijfheid te bepalen, moeten er ten eerste een aantal gegevens bekend zijn, de inputwaarden. Dit zijn de lichaamsmassa van de sprinter zonder prothese (kg), de lengte van het been met de prothese in onbelaste toestand (meter) en de tijd op de 400 meter (seconde). Er is gekozen voor de 400 meter sprint, omdat dit een sprintafstand is waarin de fase van versnelling relatief weinig invloed heeft. De snelheid in verticale richting dient eigenlijk ook bekend te zijn. Dit is echter een waarde die voor de meeste mensen onbekend is. In het model is daarom het volgende aangenomen:

op het hoogste punt, dus in het midden van de zweeffase, is de snelheid in verticale richting gelijk aan nul. De snelheid in horizontale richting wordt bepaald uit de opgegeven tijd op de 400 meter. De y positie op dit punt (y_0 in figuur 11) is gelijk aan de rustlengte van het been (L_0). Op deze manier kunnen, met behulp van de landingshoek (α_{at} in figuur 11) zowel de snelheid in horizontale richting als de snelheid in verticale richting op het moment van de landing bepaald worden. De landingshoek is in eerste instantie niet bekend, maar deze wordt tijdens de simulatie gevarieerd van 50 tot 75 graden of wordt bepaald uit de opgegeven voorkeursfrequentie. Een belangrijke eigenschap van lopen is dat het een cyclische beweging is. In eerste instantie wordt er daarom gezocht naar combinaties van landingshoek en beenstijfheid die hieraan voldoen. Om een stabiel, periodiek looppatroon te realiseren moet de standfase symmetrisch zijn ten opzichte van de fase waarin het been loodrecht op het grondoppervlak staat. Hieruit volgt dat de landingshoek (α_{at}) gelijk moet zijn aan 180 graden min de loskomhoek (α_{to}) (zie figuur 11). Om de combinaties te vinden die aan deze voorwaarde voldoen, wordt het volgende proces doorlopen. Er wordt een waarde aangenomen voor de landingshoek (α_{at}). Bij deze landingshoek worden de bewegingsvergelijkingen uit paragraaf 3.2 (formule 11 en 12) met verschillende waarden van de stijfheid (k) gesimuleerd. De simulaties zijn uitgevoerd met het programma MATLAB 7.04. Hierbij is gebruik gemaakt van ode113, een numerieke integratiemethode gebaseerd op de variabele orde 'Adams-Bashforth-Moulton PECE' methode. Na afloop wordt er gezocht naar de waarde van de stijfheid die bij deze landingshoek het beste voldoet aan bovengenoemde voorwaarde. Om deze stijfheid te vinden wordt in MATLAB de minimalisatie functie 'fminsearch' toegepast, die gebaseerd is op het 'Nelder-Mead' algoritme. Vervolgens wordt de grootte van de landingshoek met een kleine stap verhoogd en wordt het proces weer opnieuw doorlopen. Nadat de landingshoek alle mogelijke waarden heeft aangenomen, zijn de combinaties van landingshoek en beenstijfheid bekend die een periodieke loopbeweging opleveren. Een zoektocht naar de combinaties van beenstijfheid en landingshoek die een cyclisch looppatroon veroorzaken is al eerder gedaan in het onderzoek van Seyfarth et al. in 2002. Om het model te valideren zijn de invoerwaarden uit deze studie in het opgestelde model ingevoerd. Vervolgens zijn deze resultaten met elkaar vergeleken (zie figuur 12). Zoals in figuur 12 te zien is, zijn de resultaten vrijwel identiek, een reden om vertrouwen in het model te hebben. Nu deze combinaties bekend zijn, kan er gezocht worden naar de combinatie die het meest optimaal is. Als optimalisatiecriterium geldt de gemiddelde effectieve voorwaartse snelheid gedurende de loopcyclus.



Figuur 11: Verduidelijking van de voorwaarde van een cyclisch looppatroon. (Bron: Seyfarth 2002)



Figuur 12: Validatie van het model aan de hand van het eerdere werk van Seyfarth et al. 2002. In grafiek A zijn de resultaten van het onderzoek van Seyfarth weergegeven. Bij deze resultaten is een verband tussen landingshoek en stijfheid opgesteld bij een snelheid van 5 m/s. Dit verband (rode lijn) is samen met de resultaten van het huidige onderzoek (zwarte lijn) in grafiek B weergegeven.

De gevonden optimale stijfheid is de gewenste stijfheid van het gehele been. Bij een onderbeenprothese is niet uitsluitend de prothesestijfheid bepalend voor de beenstijfheid. De beenstijfheid is afhankelijk van zowel de prothese- als de kniestijfheid:

$$\frac{1}{k_{leg}} = \frac{1}{k_k} + \frac{1}{k_p} \quad (13)$$

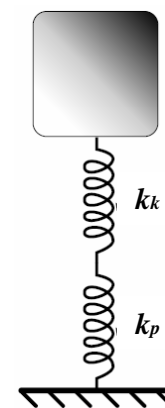
Waarin:

k_{leg} : de gehele beenstijfheid in N/m

k_k : de kniestijfheid in N/m

k_p : de prothesestijfheid in N/m

Om uit de optimale beenstijfheid de optimale prothesestijfheid te bepalen, moet de kniestijfheid bekend zijn. Over de kniestijfheid tijdens het sprinten met prothese is te weinig informatie bekend om hieraan een concrete waarde toe te kennen. In het model wordt ervan uitgegaan dat de knie- en prothesestijfheid een gelijke grootte hebben. De optimale prothesestijfheid is in dit geval twee keer zo groot als de optimale beenstijfheid.



Figuur 13: Twee veren in serie. (bron: http://en.wikipedia.org/wiki/Hooke's_law)

3.4. Fysiologische beperkingen

In het model wordt aan de hand van de gegeven eigenschappen (massa, beenlengte en snelheid) de optimale combinatie van de stijfheid en stapfrequentie bepaald. Deze uitkomsten kunnen in het model in principe elke waarde aannemen. In de praktijk kan het voorkomen dat deze uitkomsten niet realiseerbaar zijn door fysiologische beperkingen. In dit onderzoek, waarin het lopen met een éézijdige prothese is geanalyseerd, is de bepalende factor het gezonde been. Om een symmetrisch gangpatroon te creëren moet het gedrag van het prothesebeen overeenkomen met de mogelijkheden van het gezonde been. Het gezonde been is beperkt in de maximale stapfrequentie en stijfheid. Er wordt wel vanuit gegaan dat het gezonde been zich ook gedraagt als een massa-veersysteem, met het verschil dat dit systeem te maken heeft met fysiologische beperkingen en het systeem van het prothese been niet. Het fysiologisch haalbare gebied is in dit onderzoek als volgt gedefinieerd: voor het lopen liggen de fysiologische stapfrequenties tussen de 1,5 en 4,5 stappen per seconden. Frequenties onder de twee zijn typerend voor gaan en rustig lopen (Bie et al. 2003). Om met deze frequenties hoge snelheden te halen moet de stapgrootte onrealistisch groot zijn. Stapfrequenties bij sprinters liggen gemiddeld tussen de 3,5 en 4 stappen per seconden (Blickhan 1989, Arampatzis et al. 1999, Morin et al. 2006). Frequenties boven de 4,5 stappen per seconden zijn tot op heden niet gemeten en fysiologisch vrijwel onhaalbaar. Voor de beenstijfheden tijdens sprinten zijn in bovengenoemde onderzoeken waarden gevonden tussen de 18.000 en 35.000 N/m. In onderzoeken naar de beenstijfheid tijdens springen zijn veel hogere stijfheidwaarden gemeten, rond de 60.000 N/m (Dalleau et al. 2004). Verwacht wordt dat de stijfheid van het been tijdens het lopen geen beperkende factor is. Daarnaast is er in het model een beperking opgelegd aan de landingshoek. Uit eerder experimenteel onderzoek (Seyfarth et al. 2002) blijkt dat geen van de proefpersonen tijdens het lopen met een snelheid van 5 m/s kleinere landingshoeken dan 60 graden en grotere landingshoeken dan 75 graden gebruikt. Het is niet realistisch dat er bij hogere snelheden (sprinten) kleinere stappen, dus grotere landingshoeken, worden toegepast. In het model wordt daarom de landingshoek gevarieerd tussen de 50 en 75 graden.

In het optimalisatie programma wordt, binnen het fysiologisch haalbare gebied, gezocht naar combinaties van stapfrequentie en stijfheid, die bij de gegeven input eigenschappen een periodiek looppatroon opleveren. Van al deze combinaties wordt de effectiviteit bepaald. Als maat voor de effectiviteit wordt de gemiddelde horizontale snelheid gebruikt. Het meest effectieve gangpatroon wordt bereikt bij de combinatie van stijfheid en stapfrequentie, waarbij de gemiddelde horizontale snelheid maximaal is. Als deze stapfrequentie erg afwijkt van de persoonlijke voorkeursfrequentie, kan er voor een andere combinatie van stijfheid en stapfrequentie worden gekozen, welke beter overeen komt met de persoonlijke voorkeur. Theoretisch gaat dit ten koste van de effectiviteit, maar de betere beheersing van het looppatroon kan dit verlies in theoretische effectiviteit mogelijk compenseren. In de praktijk spelen er meer factoren een rol dan de mechanische wetten. Bijvoorbeeld zichzelf aangeleerde voorkeursbewegingen. Deze zijn veelvuldig gebruikt, hierdoor zijn de hersenen en de rest van het activatiestelsel helemaal ingesteld op deze bewegingen.

Conclusies op basis van het model

Een toename van lichaamsmassa, stapfrequentie, snelheid en een afname van beenlengte leiden tot een toename van de optimale stijfheid.

4. Protocol

In de sportwereld worden er alsmaar betere prestaties geleverd. Dit geldt niet alleen voor de valide sporter, maar ook sporters met een beperking presteren steeds beter. Vooral op het gebied van de prothesiologie wordt grote vooruitgang geboekt. Lopen is een sport waarbij de prothese van grote invloed is op de prestatie. Om topprestaties te bereiken moet de prothese optimaal afgesteld zijn op de eigenschappen van de gebruiker. Een goede stijfheid van de prothese is hierbij van essentieel belang. Met behulp van het stijfheidprogramma kan aan de hand van enkele persoonlijke eigenschappen de theoretisch optimale stijfheid worden bepaald. De resultaten hiervan kunnen als richtlijn worden gebruikt bij de aanmeting van een sprintprothese.

4.1. Invoergegevens

De optimale stijfheid wordt bepaald aan de hand van enkele persoonlijke eigenschappen. Dit zijn de lichaamsmassa, de beenlengte en de (verwachte) snelheid op de 400 meter sprint. Hieronder wordt van elk van deze eigenschappen kort uitgelegd waarom deze van belang zijn en hoe deze gemeten moeten worden.

4.1.1. Lichaamsmassa

De lichaamsmassa bepaalt de grootte van één van de krachten die op de prothese werken. Hoe groter de lichaamsmassa des te meer een prothese met een gegeven stijfheid zal inveren. De mate van inverting is van invloed op het looppatroon en de maximaal haalbare snelheid.

De lichaamsmassa dient te worden gemeten in kilogram. De lichaamsmassa die hier bedoeld wordt, is de massa van de loper zonder dat hij een prothese draagt.

4.1.2. Rustlengte van het prothesebeen

De lengte van het prothesebeen is van invloed op het bewegingsverloop. Hoe langer dit been, hoe groter de afstand die in de standfase, bij een gegeven landingshoek, wordt afgelegd. De lengte van het prothesebeen dient gemeten te worden in onbelaste toestand. De lengte van het prothesebeen is gedefinieerd als de afstand van de onderkant van de prothese tot aan de trochantor major (zie figuur 14).



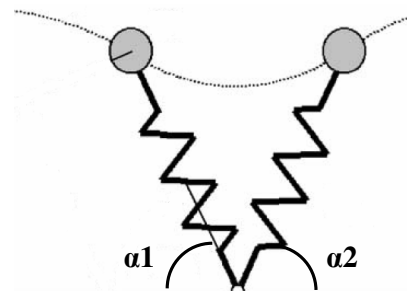
Figuur 14: Definitie van de rustlengte van het been met de prothese. (Bron: www.orthopaedietechnik.de)

4.1.3. Tijd op de 400 meter sprint

De snelheid is mede bepalend voor het krachterspel op de prothese. Hoe hoger de snelheid, des te groter de krachten die opgevangen moeten worden. De meeste sporters weten hun loopsnelheid niet, de eindtijd van de 400 meter sprint is voor hen wel een bekende waarde. In het programma wordt hiermee een schatting gemaakt van de snelheid tijdens een sprint.

4.2 Verwerking

Met behulp van de, in de voorgaande paragraaf genoemde invoerwaarden, kan de optimale stijfheid van de prothese worden bepaald. Om tot deze stijfheid te komen wordt als eerste de 400 meter tijd omgerekend naar een bijbehorende snelheid. Met behulp van deze snelheid, de lichaamsmassa en de rustlengte van het prothesebeen kunnen combinaties van stijfheid en landingshoek worden bepaald die een stabiel looppatroon opleveren. Niet alle combinaties van stijfheid en landingshoek leveren een cyclisch looppatroon op. Als voorwaarde voor een cyclisch looppatroon geldt dat de standfase symmetrisch is ten opzichte van de fase dat het standbeen loodrecht op



Figuur 15: Verduidelijking van de voorwaarde van een cyclisch looppatroon. (Bron: Seyfarth et al. 2002)

de ondergrond staat. Met andere woorden: de landingshoek α_1 is gelijk aan de loskomhoek α_2 (zie figuur 15). Aan de hand van deze voorwaarde wordt er gezocht naar alle combinaties van stijfheid en landingshoek die een stabiel gangpatroon opleveren. Vervolgens wordt van al deze stabiele combinaties de effectiviteit bepaald. Als maat voor de effectiviteit wordt de gemiddelde voorwaartse snelheid tijdens een cyclus bepaald. Bij elke combinatie is de voorwaartse snelheid in de zweeffase gelijk, echter de voorwaartse snelheid in de standfase is afhankelijk van de bijbehorende stijfheid. De gemiddelde voorwaartse snelheid is afhankelijk van de snelheid tijdens de standfase en van het percentage dat de duur van de standfase inneemt van de duur van de totale cyclus. Alle combinaties van stijfheid en landingshoek leveren een verschillende gemiddelde voorwaartse snelheid op. De landingshoeken worden vervolgens binnen het programma omgerekend naar stapfrequenties. Dit omdat de stapfrequentie in de praktijk beter interpreteerbaar is dan de landingshoek. Theoretisch gezien is de combinatie met de hoogste gemiddelde snelheid de beste keus. Echter deze combinatie is niet altijd fysiologisch haalbaar. In het programma wordt daarom gezocht naar de combinatie van stijfheid en stapfrequentie die binnen de fysiologische grenzen het meest effectief is. Wanneer deze stapfrequentie niet past binnen de persoonlijke mogelijkheden/voorkeuren, bestaat er de mogelijkheid een persoonlijke voorkeurs stapfrequentie in te voeren. Het programma zoekt een stijfheid die bij de ingevoerde voorkeursfrequentie een stabiel gangpatroon oplevert. Deze combinatie geeft een gering verlies in effectiviteit ten opzichte van de optimale combinatie.

4.3. Uitkomsten

In het programma worden, na de uitvoering van de berekening, een aantal resultaten getoond (zie figuur 19). In de linkse grafiek worden de combinaties van stapfrequentie en stijfheid weergegeven die een stabiel gangpatroon opleveren. In de rechtse grafiek wordt van de hiervoor genoemde stabiele combinaties de effectiviteit getoond. De effectiviteit wordt uitgedrukt in de gemiddelde voorwaartse snelheid. In het programma wordt een overzicht (rood) getoond van de meest optimale situatie. Hierin worden de stijfheid, de stapfrequentie, de gemiddelde voorwaartse snelheid en de tijd op de 400 meter getoond die horen bij deze optimale situatie. De optimale situatie wordt ook grafisch weergegeven in de twee grafieken (rode lijnen). Wanneer er een voorkeursfrequentie is ingevuld wordt ook van deze situatie een overzicht weergegeven (groen). Ook wordt deze situatie grafisch weergegeven (groene lijnen).

4.4. Praktijkvoorbeeld

Aan de hand van een voorbeeld uit de praktijk wordt hieronder de werking van het programma en de interpretatie van de gegevens uitgelegd.

Persoonsgegevens van de sprinter:

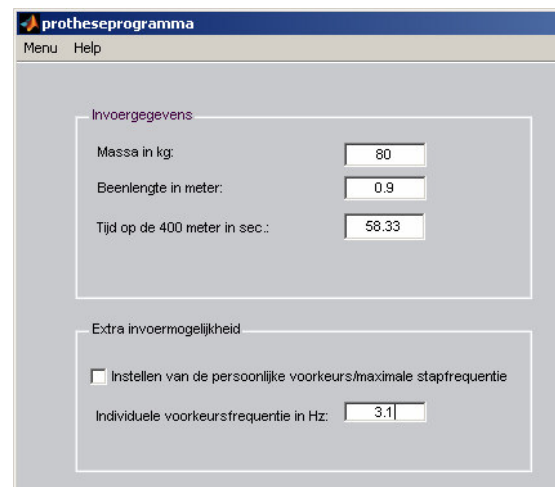
Lichaamsmassa: 80 kg
 Lengte van het prothesebeen: 0.9 meter
 Tijd op de 400 meter sprint: 58.33 seconden
 Voorkeursfrequentie: 3.1 Hz

4.4.1. Uitleg programma

De eerste stap die genomen moet worden, is het invullen van de persoonlijke gegevens.

Linksboven, onder het kopje 'Invoergegevens' kunnen de persoonlijke eigenschappen worden ingevuld (zie figuur 16). Bij het invullen moet er worden opgelet dat de scheiding tussen de gehele getallen en de decimale getallen met een punt moet worden aangegeven in plaats van een komma.

Indien er een onrealistische waarde wordt ingevuld in één van de invoervelden verschijnt er een waarschuwing (zie figuur 17). De gegevens kunnen vervolgens gecontroleerd en eventueel gewijzigd worden. Onder het kopje 'Extra invoermogelijkheid' kan desgewenst de persoonlijke voorkeursfrequentie worden ingevoerd. Om een persoonlijke voorkeursfrequentie in te voeren dient het selectievakje aangevinkt te worden. In het invoerveld eronder kan de persoonlijke voorkeursfrequentie worden ingevoerd.



Figuur 16: Weergave van het invoerveld.

Nadat de gegevens zijn ingevoerd, kan de berekening gestart worden. Het uitvoeren van de berekening gaat via menu → Bereken gegevens of via de sneltoets Ctrl+B (zie figuur 18). De berekening wordt nu uitgevoerd, dit kan enige tijd in beslag nemen. Wanneer de berekening gestart is wordt dit weergegeven in de statusbalk onderaan in het scherm. Ook wordt hierin een melding gegeven wanneer de berekening klaar is.

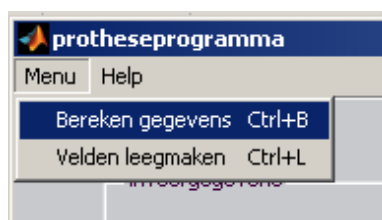
De resultaten worden nu weergegeven. In het overzicht rechtsboven worden de uitkomsten getoond. In het rode gedeelte staat de optimale situatie weergegeven. Indien er ook een voorkeursfrequentie is ingevoerd, worden in het groene gedeelte de bijbehorende resultaten getoond. Onderaan in het scherm worden de situaties grafisch afgebeeld (zie figuur 19).

Alvorens er een nieuwe berekening uitgevoerd wordt, kunnen de velden gewist worden via menu → Velden leegmaken of met behulp van de sneltoets Ctrl+L.

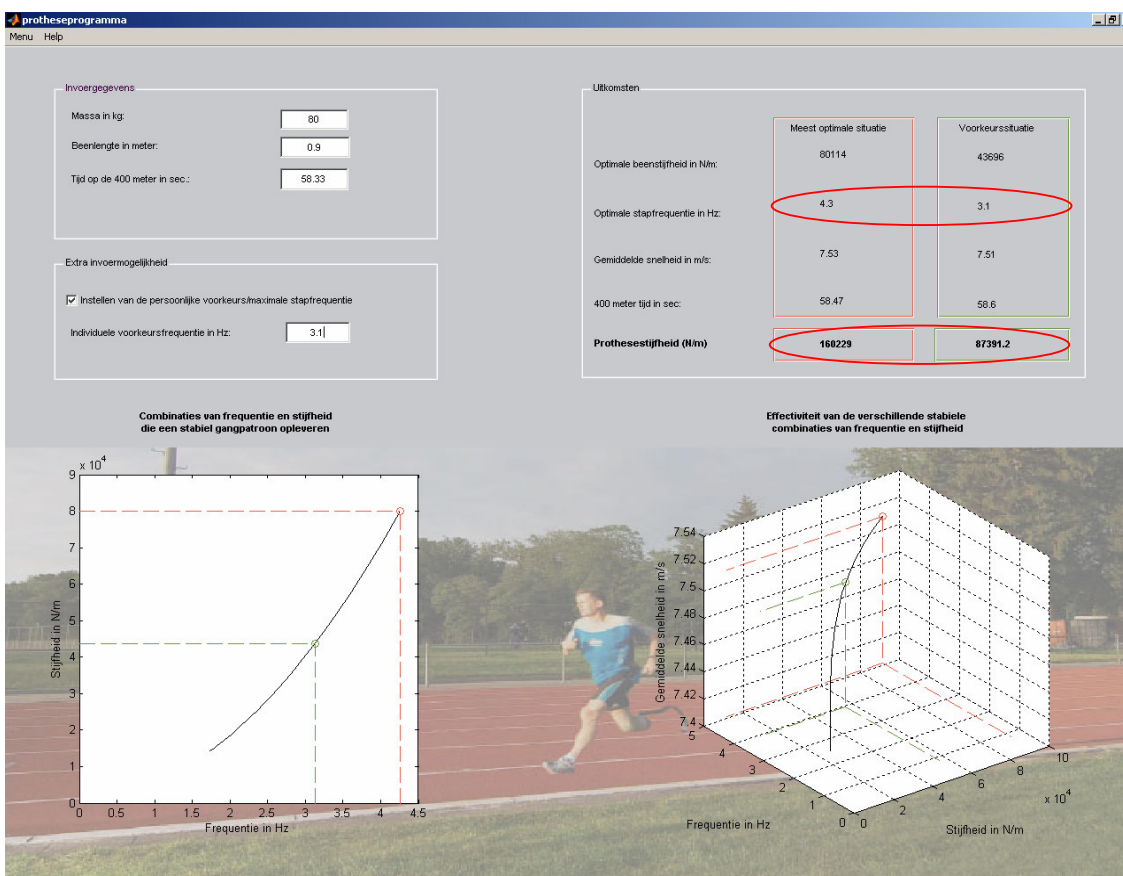
Onder het menu help kan bovenstaande informatie opgevraagd worden.



Figuur 17: Foutmelding



Figuur 18: Overzicht menu.



Figuur 19: Overzicht van het stijfheidsprogramma.

4.4.2. Interpretatie/toepassing van de resultaten

De uitkomsten van het programma zijn: de beenstijfheid, de stapfrequentie, de gemiddelde snelheid, de rondetijd op de 400 meter sprint en de optimale prothesestijfheid. De gegevens getoond onder het kopje 'Optimale situatie' geven de waarden weer van bovengenoemde factoren die tot het beste resultaat leiden. Het realiseren van de optimale stijfheid is een taak van de orthopedisch instrumentenmaker. Het toepassen van de optimale stapfrequentie is een taak voor de sprinter zelf. Waarschijnlijk vergt het aanleren van deze frequentie nog enige training. Geadviseerd wordt op de volgende manier te werk te gaan. Train op een loopband die ingesteld is op de gewenste snelheid (de snelheid die het programma bij de optimale situatie als uitkomst geeft). Met behulp van een metronoom of soortgelijk instrument kan de optimale stapfrequentie worden aangegeven. Het is de bedoeling deze zoveel mogelijk na te streven. Wanneer deze frequentie niet haalbaar is, kan op de eigen voorkeursfrequentie worden getraind. Deze stapfrequentie vereist wel een andere stijfheid van de prothese. Deze stijfheid wordt weergegeven onder het kopje 'voorkeursfrequentie'. Het advies is om vanuit deze voorkeursfrequentie langzaam naar de optimale stapfrequentie toe te werken.

5. Testen in de praktijk

5.1. Inleiding

Sprinten met een beenprothese is een actueel onderwerp. Vooral de atleet Oscar Pistorius heeft door zijn topprestaties met zijn tweezijdige onderbeenprothese veel in de belangstelling gestaan. Verondersteld wordt dat de sprintprothesen hem door de veerwerking voordeel opleveren. In deze studie is onderzoek gedaan naar het sprinten met een eenzijdige onderbeenprothese. Er wordt verondersteld dat de prestatie begrensd wordt door het been met de minste capaciteit. Wanneer het prothesebeen daadwerkelijk betere sprinteigenschappen heeft, zal het gezonde been beperkend zijn. Een sprinter met een enkelzijdige prothese heeft op basis hiervan dus geen voordeel van zijn prothese. Interessant om te weten is hoe een cyclisch looppatroon bij sprinters met een onderbeenprothese wordt gerealiseerd. Er is al veel onderzoek verricht naar de voorwaarden en eigenschappen van een valide (cyclisch) looppatroon (Farley et al. 1996, Seyfarth et al. 2002, Morin et al. 2006). In al deze onderzoeken wordt het lopen gemodelleerd als een massa-veersysteem. Een sprintprothese is vergelijkbaar met een veer, een sprintbeweging van een sprinter met prothese is dus ook op te vatten als een massa-veersysteem. Het belangrijkste verschil met het gezonde been is, naast het verlies aan spierkracht, het ontbreken van sensorische informatie. Een sprinter met een prothesebeen komt om deze reden nog meer overeen met de modelvorming. Naar de veereigenschappen van een sportprothese is veel onderzoek verricht (Geil et al. 2000, Hafner et al. 2002, Nolan 2008). De stijfheid van de prothese blijkt een belangrijke prestatiebepalende factor te zijn, die afhankelijk is van de persoonlijke (sprint)eigenschappen. In het eerste deel van deze studie is daarom een model opgezet van het sprinten met prothesebeen. Dit model geeft aan de hand van persoonlijke (sprint)eigenschappen (lichaamsmassa, beenlengte en loopsnelheid) een indicatie van de optimale stijfheid in combinatie met de stapfrequentie.

Op basis van de resultaten van dit model zijn een aantal hypothesen naar voren gekomen. Ten eerste wordt er verondersteld dat het model de frequenties, en hiermee stijfheden, overschat. Modelmatig levert een hoge stapfrequentie in combinatie met een bijpassende hoge stijfheid de hoogste effectieve snelheid. Verwacht wordt dat het versnellen van de benen, dat voornamelijk bij een hoge frequentie aan de orde is, zoveel extra energie vraagt dat er in de praktijk voor een lagere frequentie wordt gekozen. Dit zal met name het geval zijn bij lage snelheden. Bij hoge snelheden moet de frequentie wel vrijwel maximaal zijn. De tweede hypothese is dat bij een gelijke snelheid een toename van stapfrequentie, een toename van lichaamsmassa of een afname van beenlengte samen gaat met een hogere beenstijfheid. Als derde wordt er verondersteld dat bij hogere snelheden, bij een gegeven stijfheid, de stapfrequenties meer afwijken van de uitkomsten van het model. Tijdens lopen moet er gezorgd worden dat het lichaam dynamisch in balans is. In tegenstelling tot bij statische balans hoeft het lichaamsswaartepunt bij dynamische activiteiten, ten gevolge van traagheidswetten, niet op elk moment boven het steunvlak geprojecteerd te worden. Wel moet het lichaamsswaartepunt bij dynamische activiteiten met een bepaalde snelheid bewegen in de richting van het steunvlak (Hof et al. 2005). Bij hoge snelheden is het eenvoudiger om aan het criterium voor dynamisch evenwicht te voldoen. Om deze reden wordt verondersteld dat het bij hoge snelheden eenvoudiger is om een cyclisch looppatroon te handhaven. Het is minder van belang dat de combinatie van stijfheid en stapfrequentie een theoretisch exact symmetrisch gangpatroon oplevert. De laatste hypothese luidt dat het energieverbruik bij een gegeven snelheid afhankelijk is van de combinatie van stijfheid en stapfrequentie. Er wordt een minimum in het energieverbruik verwacht rond de door het model voorspelde optimale combinatie.

Het doel van dit praktijkonderzoek is het vergelijken van de voorspellingen van het model met praktijkgegevens. In dit onderzoek worden de eerste twee bovengenoemde hypothesen getoetst aan de hand van praktijkresultaten. Hiervoor wordt er een onderzoek uitgevoerd waarbij het looppatroon van een aantal lopers wordt geanalyseerd. De gevonden stijfheidwaarden worden vergeleken met de modelvoorspellingen. Vervolgens wordt er gekeken naar de interactie van de beenstijfheid met de lichaamsmassa, de snelheid en de beenlengte. Een factor die een belangrijke rol speelt bij de bepaling van de uiteindelijke optimale stijfheid van de prothese is de stijfheid van het kniegewricht. De totale stijfheid van het been is afhankelijk van de stijfheid in de enkel (de prothese in het geval van een onderbeenamputatie) en de stijfheid in het kniegewricht. Wanneer de gewenste totale beenstijfheid bekend is kan met behulp van de stijfheid in de

knie de gewenste enkelstijfheid worden bepaald. De kniestijfheid tijdens lopen is veelvuldig bepaald (Arampatzis et al. 1999, Kuitunen et al. 2002, Gunther et al. 2002). Uit deze onderzoeken blijkt ook dat deze stijfheid variabel is en onder andere afhankelijk is van de loopsnelheid. Of en op en welke manier het dragen van een onderbeenprothese en de stijfheid van deze prothese invloed heeft op de stijfheid in het kniegewricht is niet bekend. Om een correcte schatting van de optimale prothesestijfheid te geven, dient deze vraag uitgebreid bestudeerd en beantwoord te worden. In dit onderzoek worden de gebruikte prothesestijfheden en de hierbij optredende beenstijfheden gebruikt om enig inzicht te krijgen in de kniestijfheden tijdens het lopen met een onderbeenprothese.

5.2. Methode

In deze paragraaf wordt beschreven hoe het onderzoek is uitgevoerd. In het eerste deel wordt de testopstelling beschreven, in de het tweede deel wordt uitgelegd hoe de statische analyses zijn uitgevoerd.

5.2.1. Proefpersonen

Er is gemeten bij zeven gezonde proefpersonen en bij één sprinter met een knie-exarticulatie. Voor de statistische analyse zijn de testresultaten van de gezonde proefpersonen gebruikt.

Tabel 1: Gegevens proefpersonen

	Gezonde proefpersonen		Knie-exarticulatie patiënt
	Gemiddelde	Standaarddeviatie	
Leeftijd (jaar)	21,70	1,04	35
Lengte (m)	1,77	0,10	1,92
Gewicht (kg)	71,29	9,51	87
Rustlengte van het been (m)	0,92	0,07	1,02
Loopsnelheid (sec)	3,78	0,25	2,74/3,62

5.2.2. Uitvoering

In het onderzoek is het looppatroon geanalyseerd bij een snelheid van 3,5 m/s. Deze snelheid wordt volgens onderstaande formule genormaliseerd voor de beenlengte.

$$v_{correctie} = 3,5 \cdot \frac{L0}{0,95} \quad (14)$$

Waarin:

$v_{correctie}$: Gecorrigeerde loopsnelheid in m/s
 L0: Rustlengte van het been in meter

De proefpersonen is gevraagd om tijdens het lopen op hun tenen te landen. De testen zijn uitgevoerd op een houten vloer (lengte: 20 meter, breedte: 1,61 meter en hoogte: 0,20 meter) met in het midden een forceplate (Kistler). Vier snelheidsensoren (passagetijdmetr) zijn naast de baan geplaatst om de snelheid te registreren. Tijdens het meten zijn er verschillende pogingen uitgevoerd. Pogingen waarbij de snelheid niet meer dan 7,5 % van de doelsnelheid af lag, zijn als goed beschouwd. In het midden en loodrecht op de baan is een video camera geplaatst die de bewegingen in het sagittale vlak registreerde. De beweging is vastgelegd met behulp van reflecterende markers bevestigd op het bovenbeen (trochanter major en de epicondylus lateralis femoralis) en op het onderbeen (op de malleolus lateralis, de tuber calcanei en het uiteinde van metatarsale V). Uit de videogegevens zijn de stapfrequentie, de snelheid, de landinghoek en de indrukking van het (onder)been bepaald. De indrukking van het (onder)been is gedefinieerd als het verschil tussen de actuele (onder)beenlengte en rustlengte van het been. De totale beenlengte is de afstand tussen de trochanter major en het uiteinde van metatarsale V. De onderbeenlengte is de afstand tussen de epicondylus lateralis femoralis en het uiteinde van metatarsale V. Door middel van de forceplate is de

grondreactiekracht geregistreerd. Met behulp van de maximale grondreactiekracht ($F_{\max}$) en de maximale lengteverandering van het been ($\Delta L_{\max}$) is de totale beenstijfheid (k_{leg}) bepaald:

$$k_{\text{leg}} = \frac{F_{\max}}{\Delta L_{\max}} \quad (15)$$

Met behulp van de maximale grondreactiekracht ($F_{\max}$) en de maximale lengteverandering van het onderbeen ($\Delta L_{o_{\max}}$) is de onderbeenstijfheid ($k_{o_{\text{leg}}}$) bepaald.

$$k_{o_{\text{leg}}} = \frac{F_{\max}}{\Delta L_{o_{\max}}} \quad (16)$$

Met behulp van de been- en prothesestijfheid kan de stijfheid in het kniegewricht (k_k) worden bepaald. Er geldt:

$$k_k = \frac{1}{\frac{1}{k_{\text{leg}}} - \frac{1}{k_{o_{\text{leg}}}}} \quad (17)$$

5.2.3. Dataverwerking

In onderstaande paragraaf wordt beschreven hoe de verkregen data worden geanalyseerd. De meetgegevens van de video en het krachtenplatform zijn omgezet naar een matlab bestand. De gegevens zijn vervolgens verder verwerkt met behulp van Matlab 7.04. De statische analyses zijn uitgevoerd met behulp van SPSS 12.01 voor Windows.

Deelonderwerp 1: De stapfrequenties worden door het model overschat.

H0: De door het model voorspelde stapfrequenties zijn niet significant hoger dan de gemeten stapfrequenties.

H1: De door het model voorspelde stapfrequenties zijn significant hoger dan de gemeten stapfrequenties.

H0 wordt verworpen als voor de overschrijdingskans geldt dat $p < 0,1$

Met behulp van een t-toets voor gepaarde metingen is gekeken of er een significant verschil aanwezig is tussen de gemeten en voorspelde stapfrequenties.

Deelonderwerp 2: De beenstijfheid neemt toe bij een toename van de lichaamsmassa, een toename van de stapfrequentie of een afname van de beenlengte.

H0(a): De beenstijfheid neemt niet toe bij een toename van de lichaamsmassa.

H1(a): De beenstijfheid neemt toe bij een toename van de lichaamsmassa.

H0(b): De beenstijfheid neemt niet toe bij een toename van de stapfrequentie.

H1(b): De beenstijfheid neemt toe bij een toename van de stapfrequentie.

H0(b): De beenstijfheid neemt niet toe bij een afname van de beenlengte.

H1(b): De beenstijfheid neemt toe bij een afname van de beenlengte.

H0 wordt verworpen als voor de overschrijdingskans geldt dat $p < 0,1$

Met behulp van een lineaire regressie analyse wordt nagegaan of de genoemde factoren invloed hebben op de beenstijfheid. Met de factoren die een significante rol spelen bij de voorspelling van de beenstijfheid wordt een regressieformule opgesteld. Er wordt nu gekeken of de factoren daadwerkelijk in de voorspelde richting bijdragen.

Deelonderwerp 3: Stijfheid van het kniegewricht tijdens het lopen met een onderbeenprothese

In dit deel wordt er gekeken naar de gemeten been- en onderbeenstijfheden. Met deze stijfheden wordt met behulp van formule 17 de stijfheid in het kniegewricht bepaald. Vervolgens wordt er gekeken of er een bepaalde verhouding aanwezig is tussen de verschillende stijfheden.

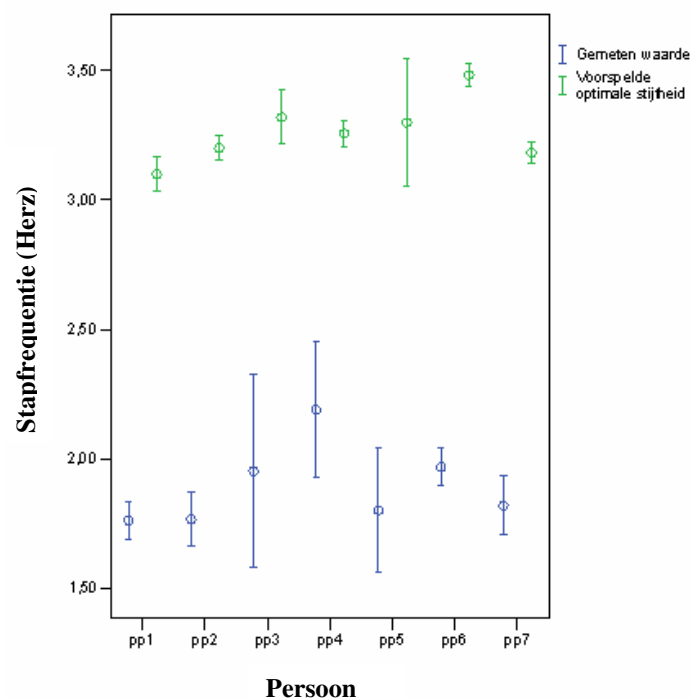
5.3. Resultaten

Deelonderwerp 1: De stapfrequenties worden door het model overschat.

In tabel 2 staan zowel de gemeten stapfrequenties als de, bij deze omstandigheden, door het model berekende optimale stapfrequenties. Het resultaat van de uitgevoerde t-toets geeft een significant verschil tussen beiden stapfrequenties. De door het model voorspelde gemiddelde stapfrequenties zijn beduidend hoger dan de gemiddelde gemeten stapfrequenties. Zoals in figuur 20 te zien is, is dit bij elke afzonderlijke proefpersoon het geval. De nulhypothese kan op basis hiervan worden verworpen.

Tabel 2: Gemiddelde stapfrequenties.

Optimale frequentie in Herz		Gemeten frequentie in Herz		Verschil in frequentie	
Mean	Std.	Mean	Std.	Mean	Std.
3,25	0,13	1,89	0,23	1,36	0,22



Figuur 20: Vergelijking van de stapfrequenties per persoon, 95% -betrouwbaarheidsintervallen.

Aangezien de stapfrequenties door het model worden overschat, wordt verwacht dat ook de optimale stijfheden overschat worden. Uit tabel 3 blijkt dat de voorspelde stijfheden inderdaad veel hoger zijn dan de gemeten stijfheden.

Tabel 3: Gemiddelde beenstijfheden.

Optimale beenstijfheid volgens het model in N/m		Gemeten beenstijfheid in N/m		Verschil in stijfheid in N/m	
Mean	Std.	Mean	Std.	Mean	Std.
31364	3190	18464	5367	12900	4874

Uit bovenstaande analyse volgt dat er niet gerend wordt volgens de door het model voorspelde combinatie van stijfheid en stapfrequentie. Hieronder wordt daarom gekeken of de gemeten stijfheid beter overeenkomt met de modelvoorspelling wanneer in het model de gemeten stapfrequentie als voorkeursfrequentie wordt ingevoerd. De resultaten van deze vergelijking staan in tabel 4 weergegeven.

Tabel 4: Gemiddelde stijfheden bij voorkeursfrequentie.

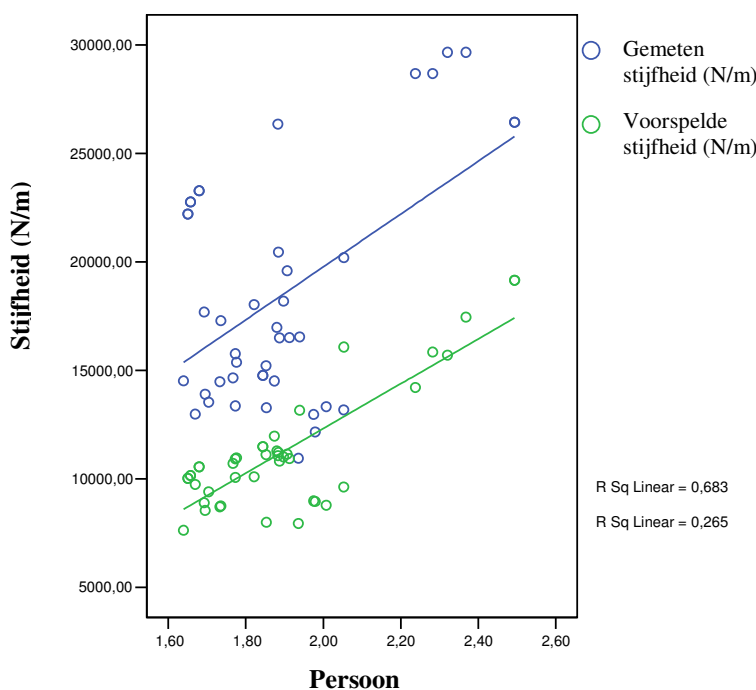
Beenstijfheid volgens model in N/m		Gemeten beenstijfheid in N/m		Verschil in beenstijfheid in N/m		Correlatie (significantie)
Mean	Mean	Mean	Std.	Mean	Std.	
11217	11217	18464	5367	7247	3890	0,714

Wanneer de stijfheid wordt vergeleken bij de voorkeursfrequentie is er ook een significant verschil tussen beide gemiddelde stijfheden aanwezig. Dit keer zijn de stijfheidvoorspelling van het model lager dan de gemeten stijfheden. Om na te gaan of er een systematisch verschil tussen stijfheidwaarden zit, is gezocht naar een relatie tussen beiden. De correlatie tussen de stijfheden is redelijk. In figuur 21 zijn beide stijfheden tegen de stapfrequentie uitgezet. Hierin zijn ook door de meetwaarden van het model en de praktijktest twee afzonderlijke best passende lineaire lijnen getekend. Bij deze fitlijnen horen de volgende formules:

Meetwaarden: $\text{Stijfheid} = -4611 + 12188 \cdot \text{stapfrequentie}$

Model: $\text{Stijfheid} = -8312 + 10314 \cdot \text{stapfrequentie}$

De richtingcoëfficiënten van de twee lijnen verschillen duidelijk van elkaar. Er is dus geen sprake van een systematisch verschil.



Figuur 21: Vergelijking van de stijfheden, stijfheden uitgezet tegen de stapfrequenties.

Deelonderwerp 2: De beenstijfheid neemt toe bij een toename van de lichaamsmassa, een toename van de stapfrequentie of een afname van de beenlengte. Bij gelijke snelheid neemt de stapfrequentie toe bij toenemende stijfheid.

Uit tabel 5 volgt dat zowel de lichaamsmassa, de beenlengte en de stapfrequentie significant bijdragen aan de voorspelling van de beenstijfheid. Met behulp van deze variabele kan de beenstijfheid met de volgende formule worden bepaald:

$$\text{Beenstijfheid} = -15908 + 388 \cdot \text{lichaamsmassa} - 21346 \cdot \text{beenlengte} + 13910 \cdot \text{stapfrequentie}$$

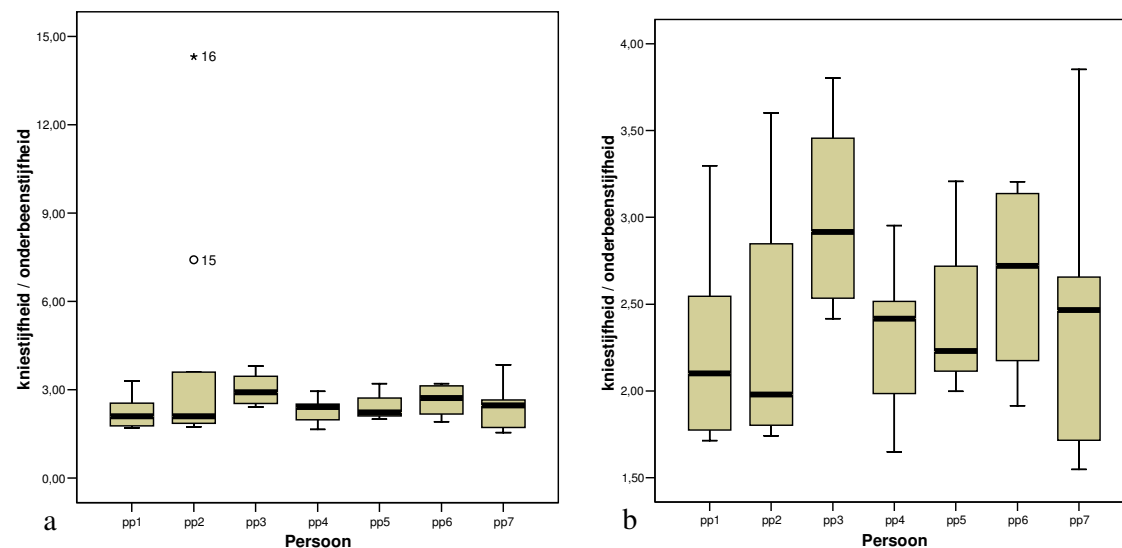
Zoals voorspeld zijn de coëfficiënten van de lichaamsmassa en de stapfrequentie positief en is de coëfficiënt van de beenlengte negatief. H_0 kan dus verworpen worden.

Tabel 5: Resultaten regressie-analyse.

	Coëfficiënt	Significantie
Constant	-15908	0,18
Lichaamsmassa (kg)	388	0,00
Beenlengte (m)	-21346	0,06
Stapfrequentie (Herz)	13910	0,00

Deelonderwerp 3: Stijfheid van het kniegewricht tijdens het lopen met een onderbeenprothese

In het eerste deel wordt er gekeken naar de verhouding tussen de onderbeen- en kniestijfheid. In het model is hiervoor een verhouding van 1:1 aangenomen. In de in dit onderzoek geteste steekproef bedraagt deze verhouding 2,86. In figuur 22a is deze verhouding voor elke proefpersoon afzonderlijk weergegeven. Het is duidelijk te zien dat er twee uitschieters zijn bij proefpersoon 2. De genoemde verhouding is nogmaals bepaald, waarbij de uitschieters buiten beschouwing zijn gelaten. Dit is te zien in figuur 22b, de gemiddelde verhouding bedraagt in dit geval 2,47.

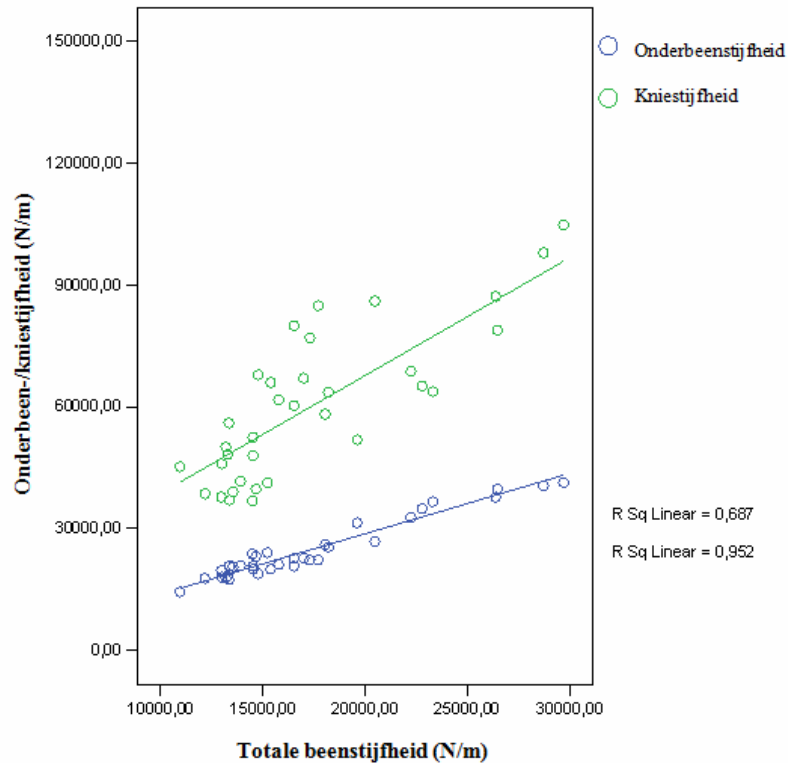


Figuur 22 a & b: Boxplot van de verhouding tussen knie- en onderbeenstijfheid. In boxplot a zijn alle metingen meegenomen, in boxplot b zijn de uitschieters weggelaten.

Vervolgens is er gekeken of en welk verband er bestaat tussen de onderbeen-/kniestijfheid en de stijfheid van het totale been. Voor beide verbanden geeft een lineaire benadering het beste resultaat. De lineaire verbanden zijn weergegeven in figuur 23 en kunnen als volgt gedefinieerd worden:

$$\text{Onderbeenstijfheid} = -1013 + 1,49 \cdot \text{totale beenstijfheid}$$

$$\text{Bovenbeenstijfheid} = 9630 + 2,91 \cdot \text{totale beenstijfheid}$$



Figuur 23: Verband tussen de onderbeen-/kniestijfheid en de totale beenstijfheid.

Deelonderwerp 4: Beschrijving van het testen met een protheseloper

Naast de gezonde proefpersonen is er gemeten bij één prothesegebruiker (knie-exarticulatie). Omdat er maar gegevens zijn van één proefpersoon zijn met deze meetgegevens geen statistische berekeningen gedaan. Er is gemeten bij twee verschillende snelheden: 2,5 m/s en 3,5 m/s. Bij elke snelheid zijn drie metingen uitgevoerd. Het testen van hogere snelheden was in de meetopstelling niet mogelijk door de korte afstand van de baan (zie figuur 24).



Figuur 24: Meetopstelling.

Uit de metingen volgt dat de stapfrequentie bij een snelheid van 3,5 m/s hoger ligt dan bij een snelheid van 2,5 m/s (tabel 6).

Tabel 6: Resultaten meting prothesegebruiker

Gemiddelde snelheid in m/s	Gemiddelde stapfrequentie in Herz
2,74	1,71
3,62	1,91

Over de aanpassing van de stijfheid kunnen geen uitspraken worden gedaan, aangezien er gemeten is bij een persoon met een knie-exarticulatie en de beenstijfheid dus (vrijwel) volledig door de prothesestijfheid wordt bepaald. Wel is de gemiddelde beenstijfheid tijdens de metingen bepaald. De gemiddelde beenstijfheid bedroeg 7849 N/m. De door het model voorspelde gemiddelde beenstijfheid, bij de gemeten stapfrequenties, bedraagt 11271 N/m. In tegenstelling tot bij de andere metingen ligt de gemeten stijfheid hier lager dan de door het model voorspelde stijfheid.

6. Discussie

Het model van het massa-veersysteem, dat gebruikt is om de loopcyclus te analyseren is een zeer versimpelde versie van de echte loopcyclus. In dit model wordt de massa van het lichaam (zonder prothese) voorgesteld door een puntmassa ter hoogte van de heup. Het prothesebeen wordt gemodelleerd als een lineaire massaloze veer. Het been bestaat slechts uit één element, er is dus geen kniegewricht aanwezig. Om de gewenste stijfheid van de prothese te bepalen is het been opgesplitst in twee veren. Eén veer representeert de stijfheid van de prothese, de andere veer de kniestijfheid. Hierbij wordt aangenomen dat de prothese- en de kniestijfheid een gelijke stijfheid hebben. De prothesestijfheid is dan dubbel zo groot als de beenstijfheid.

Een meer realistische representatie is een modellering van het been als twee in serie geschakelde veren met verschillende stijfheden. De onderste veerstijfheid representeert de stijfheid van het enkelgewricht, in het geval van de onderbeenprothese is dit niet de enkelstijfheid maar de stijfheid van de prothese. De bovenste veer representeert de stijfheid van het kniegewricht. De stijfheid in deze afzonderlijke gewrichten tijdens het lopen is uitgebreid onderzocht in eerdere onderzoeken (Kuitunen et al. 2002, Arampatzis et al 1999). De gewrichtsstijfheid is in deze onderzoeken als volgt gedefinieerd:

$$k_{\text{gewricht}} = \frac{\Delta M}{\Delta \phi}$$

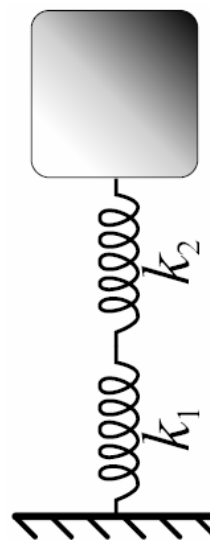
hierin is:

k_{gewricht} :	de gewrichtsstijfheid in Nm/rad
ΔM :	de verandering van het gewrichtsmoment tijdens de remfase in N/m
$\Delta \phi$:	de verandering van gewrichtshoek tijdens de remfase in radialen

Uit de bovenstaande onderzoeken wordt duidelijk dat het kniegewricht zijn stijfheid aanpast aan de loopsnelheid en dat de stijfheid van het enkelgewricht vrijwel constant is bij de verschillende loopsnelheden. De waargenomen aanpassingen in de knie zijn niet gelijk in beide onderzoeken. In het onderzoek van Kuitunen et al. neemt de stijfheid in de knie toe bij verhoging van de snelheid door een verkleining van de hoekverandering tijdens de remfase (de eerste helft van de standfase) en een afnemend kniemoment. In het onderzoek van Arampatzis et al. wordt deze afname van het kniemoment niet waargenomen. Mogelijk is dit verschil te verklaren door de verschillende loopsnelheden waarbij gemeten is. In het onderzoek van Kuitunen werd er gemeten bij hoge snelheden (sprinten), bij deze snelheden raken de gebruikers de grond gebruikelijk met de tenen. In het onderzoek van Arampatzis is gemeten bij lagere snelheden, waarbij de lopers eerst de grond met hun hielen raken. In het onderzoek van Krabbé et al. 1995 is aangetoond dat een gangpatroon waarbij op de tenen wordt geland samengaat met een grotere kniestijfheid. Op basis hiervan kan het verschil van de resultaten uit beide onderzoeken worden verklaard. Het huidige onderzoek is gericht op hoge loopsnelheden (sprinten), hierop zijn de resultaten uit het onderzoek van Kuitunen et al. het meest van toepassing. Wanneer het been wordt gemodelleerd als twee in serie geschakelde veren met stijfheid k_1 en stijfheid k_2 (zie figuur 25), geldt voor de totale beenstijfheid:

$$\frac{1}{k_{\text{leg}}} = \frac{1}{k_1} + \frac{1}{k_2}$$

Met behulp van de twee deel stijfheden kan de totale stijfheid dus bepaald worden. In het geval dat de deelstijfheden zijn uitgedrukt als gewrichtsstijfheden moeten deze eerst omgerekend worden naar de stijfheid evenwijdig aan de veer, in Newton per meter.



Figuur 25: Twee veren in serie. (bron: http://en.wikipedia.org/wiki/Hooke's_law)

Andersom kan ook met behulp van de knie- en totale beenstijfheid de onderbeen-/prothesestijfheid worden bepaald. Hiervoor moet dan wel, naast de gewenste totale beenstijfheid, de kniestijfheid bekend zijn. De kniestijfheid tijdens lopen is veelvuldig bepaald (Arampatzis et al. 1999, Kuitunen et al. 2002, Gunther et al. 2002). Uit deze onderzoeken blijkt ook dat deze stijfheid variabel is en onder andere afhankelijk is van de loopsnelheid. Of en op welke manier het dragen van een onderbeenprothese en de stijfheid van deze prothese invloed heeft op de stijfheid in het kniegewricht is niet bekend. Om een correcte schatting van de optimale onderbeen-/prothesestijfheid te geven, dient deze vraag uitgebreid bestudeerd en beantwoord te worden.

Door de versimpelde weergave van het model, zal het enigszins afwijken van de werkelijkheid. Door de eenvoud komen de van belang zijnde zaken echter duidelijk naar voren en kan het zuivere verband tussen de persoonlijke eigenschappen en de stijfheid bestudeerd worden. Massa-veersystemen worden al veel toegepast in onderzoeken, voornamelijk in onderzoeken over springbewegingen (Blickhan 1989, Farley et al. 1991, Farley et al. 1998). Ook modelmatige studies van gaan of lopen worden de laatste tijd regelmatig uitgevoerd aan de hand van een massa-veersysteem (Blickhan 1989, Seyfarth 2002, Hunter 2003, Geyer et al. 2005, Bullimore 2007). In de meeste van deze onderzoeken zijn met behulp van modellen belangrijke bevindingen gedaan of getoetst. De studie van Bullimore uit 2007 is zelfs helemaal gericht op het onderzoeken van de betrouwbaarheid van de toepassing van massa-veersystemen voor het modelleren van lopen. In deze studie is onderzocht in welke mate een massa-veermodel een goede voorspelling kan geven van de horizontale- en verticale impuls, de contacttijd, de tijdsduur van de zweeffase, de 'duty factor' (het percentage dat de standfase inneemt van de totale loopcyclus), de relatieve paslengte, de verandering van mechanische energie tijdens de standfase, de relatieve piekkracht tijdens het lopen en de horizontale en verticale verplaatsing van het zwaartepunt tijdens de standfase. Uit het onderzoek is gebleken dat het massa-veermodel een goede representatie van lopen geeft. De meeste onderzochte variabelen kunnen goed aan de hand van een massa-veermodel worden voorspeld. Alleen de tijd van de zweeffase, de maximale verplaatsing tijdens de standfase en de horizontale impuls tijdens de standfase worden volgens dit onderzoek in het model overschat. De meeste van de variabelen in ons onderzoek zijn dus met een grote betrouwbaarheid met behulp van het model te bepalen. Voor de bepaling van de optimale stijfheid wordt gebruik gemaakt van de effectieve snelheid, deze hangt onder andere af van de tijd van de standfase en de afgelegde afstand in deze fase. Wanneer beide variabelen overschat worden, is de grootte van de fout in de snelheid afhankelijk van de verhouding waarin deze variabelen overschat worden.

Bovengenoemde onderzoeken hebben betrekking op het valide looppatroon. In deze onderzoeken wordt ervan uitgegaan dat het spierskeletstelsel van het been opgevat kan worden als een veer. Bij het modelleren van een sprinter met een prothesebeen moet er niet alleen rekening worden gehouden met het gezonde been, maar ook met het prothesebeen. Een sprintprothese is opgebouwd uit een aantal elementen, het hoofdelement hiervan is een veer. Uit onderzoek (Hafner et al. 2002, Geil et al. 2000, Nolan 2008) is aangetoond dat ook een sprintprothese zich tijdens de standfase gedraagt als een door een veer bekrachtigde omgekeerde slinger. Het prothesebeen kan dus, net als het menselijke been, opgevat worden als een massa-veersysteem.

In het huidige onderzoek is gezocht naar de combinatie van stapfrequentie en stijfheid van het (prothese)been die tot het meest effectieve looppatroon leidt. Uit eerdere onderzoeken (Seyfarth et al. 2002 en Blickhan 1989) werd al duidelijk dat slechts bepaalde combinaties van stijfheid en landingshoek tot een stabiel looppatroon kunnen leiden. In eerste instantie is daarom gezocht naar deze combinaties. Wanneer identieke invoergegevens als in het onderzoek van Seyfarth et al. worden gebruikt, komen de gevonden stabiele combinaties uit ons model (vrijwel) exact overeen met de resultaten gevonden in hun onderzoek. De basis van ons model is gebaseerd op het eerdere werk van Seyfarth et al. Aangezien de resultaten van ons model geschikt moeten zijn voor toepassing in de praktijk, is er gekozen om de landingshoek om te rekenen naar een stapfrequentie. Dit is voor de gebruiker een meer bekende grootheid. De belangrijkste toevoeging ten opzichte van het hiervoor genoemde werk is de bepaling van de optimale combinatie van stapfrequentie en stijfheid. Dit is de combinatie die de hoogste gemiddelde voorwaartse snelheid oplevert.

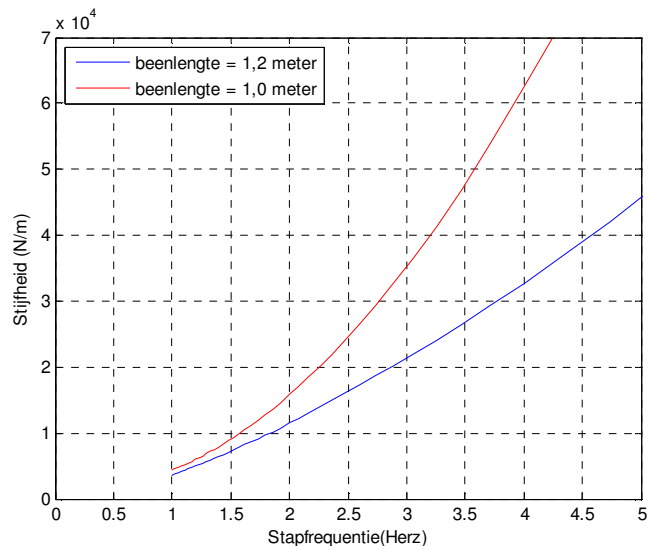
Het model is een richtlijn voor de aanmeting van en het trainen met een sprintprothese. Een sprintwedstrijd bestaat globaal gezien uit een fase van versnelling en een fase van behoud van snelheid. De energiecapaciteiten van de prothese spelen voornamelijk een rol in de laatste genoemde fase. Om deze reden is alleen deze fase gemodelleerd. De optimale stijfheid tijdens de versnellingfase kan hierdoor mogelijk afwijken van de door het model voorspelde optimale stijfheid.

Een ander punt van discussie is de vaststelling van de lengte van het prothesebeen. Dit is één van de invoerwaarden die de gebruiker in het programma moet invoeren. De lengte van het prothesebeen is gedefinieerd als de lengte van het prothesebeen (prothese plus resterende beenlengte) in onbelaste toestand. De lengte van dit been is in de ideale situatie afhankelijk van de lengte van het gezonde been en de mate van indrukking tijdens belasting. De indrukking is echter afhankelijk van de stijfheid, deze is vooraf nog niet bekend. De lengte van het prothesebeen is om deze reden niet afgestemd op de optredende indrukking.

Er is discussie over de vraag of de prothese aangepast moet worden aan de persoon of de persoon aan de prothese. Modelmatig is het niet altijd mogelijk om de prothese geheel aan alle persoonlijke voorkeuren aan te passen. Wanneer de beenstijfheid wordt aangepast aan de voorkeursfrequentie is het wel mogelijk om een symmetrisch gangbeeld te creëren, maar dit gaat wel samen met een verlies aan voorwaartse snelheid.

Het model geeft een combinatie van stijfheid en stapfrequentie die tijdens de fase van behoud van snelheid de gemiddeld beste oplossing is. Zoals al is aangegeven worden in de beginfase, de fase waarin versneld wordt, andere eisen gesteld aan de stijfheid. Ook tijdens de rest van de sprint treden er (kleine) fluctuaties op in snelheid en stapfrequentie. In de ideale situatie zou adequaat op deze fluctuaties ingesprongen moeten worden. Bij het gebruik van een onderbeenprothese kunnen deze stijfheidfluctuaties nog (deels) door de kniestijfheid worden gerealiseerd (Jia et al. 2001). Wanneer de capaciteit van het kniegewricht niet voldoende is om de gewenste fluctuaties te realiseren, is toepassing van een onderbeenprothese met sensorische informatievoorziening een mogelijke oplossing. Met behulp van sensoren zou dan op elk moment de snelheid en stapfrequentie geregistreerd dienen te worden. Deze gegevens zouden dan rechtstreeks naar een computer gestuurd moeten worden, die een bij deze gegevens passende optimale stijfheid berekend. Deze informatie moet weer omgezet worden in een signaal dat de stijfheid van de prothese kan veranderen. Hiervoor is dus een veer nodig met een variabele stijfheid. Het gebruik van sensoren en de mogelijkheid om de eigenschappen van een prothese op elk moment aan te passen wordt al toegepast in de C-leg van Otto Bock. Onderzoek (Orendurff 2006) wijst uit dat het gebruik van micro-processor geregelde knieprothesen voor het merendeel van de gebruikers een energetisch voordeel oplevert.

De belangrijkste conclusie die uit het model komt is dat een verhoging van de lichaamsmassa, de snelheid en de stapfrequentie en een verkorting van de beenlengte leidt tot een toename van de voorspelde stijfheid. Deze bevindingen komen, met uitzondering van de invloed van de beenlengte, overeen met de verwachtingen op basis van de analyse (paragraaf 2.4.3.). In deze analyse is op theoretische wijze beredeneerd dat een vergroting van de beenlengte samen gaat met een verhoging van de gewenste beenstijfheid. In deze analyse is nog geen rekening gehouden met de voorwaarden van een cyclisch looppatroon. Om dit nader te onderzoeken zijn de combinaties van stapfrequentie en beenstijfheid die tot een cyclisch looppatroon leiden, bij verschillende beenlengten vergeleken (figuur 26). Uit deze vergelijking volgt dat de stijfheid bij een gegeven stapfrequentie bij een grote beenlengte lager is dan bij kleinere beenlengte.



Figuur 26: Combinaties van stapfrequentie en stijfheid bij verschillende beenlengten.

Door middel van een praktijkmeting is het model geëvalueerd. De testen zijn uitgevoerd bij één amputatiepatiënt en zeven gezonde proefpersonen. In de testperiode was het, in verband met belangrijke sprintwedstrijden voor prothesegebruiker, niet mogelijk om bij voldoende amputatiepatiënten te meten. Voor de statistische analyses zijn daarom de meetgegevens van de gezonde proefpersonen gebruikt.

De testomstandigheden tijdens het meten waren niet ideaal. De baan was slechts 20 meter lang, waarbij het meetgebied in het midden lag. De lopers hadden hierdoor slechts een kleine 10 meter om op snelheid te komen. Hoge snelheden konden om deze reden niet bereikt worden. Er werd slechts gemeten in een klein gebied, waardoor toevallige afwijkingen niet gemiddeld werden. Ook moesten de lopers precies op de forceplate landen, wat een onnatuurlijk looppatroon tot gevolg had.

De vergelijking van de meetresultaten met de modelvoorspellingen laten, zoals verwacht, zien dat de gemeten stapfrequenties duidelijk lager liggen dan de optimaal voorspelde frequenties. De stapfrequenties zijn waarschijnlijk in grote mate beïnvloed door de noodzaak van het plaatsen van het standbeen op de forceplate. De overschatting door het model is echter zo groot dat, ondanks de hiervoor genoemde beperking, geconcludeerd kan worden dat de stapfrequenties in de praktijk lager liggen dan de optimaal voorspelde frequenties. Wanneer de gelopen frequenties in het model worden ingevoerd, blijkt de bijpassende stijfheid lager te liggen dan de gemeten stijfheid. Een precieze verklaring hiervoor is onbekend. Mogelijk wordt dit deels veroorzaakt door de testomstandigheden. Ten gevolge van de korte aanloopafstand, valt er te verwachten dat er tijdens de meting nog versneld wordt. Dit in tegenstelling tot de veronderstelde constante loopsnelheid in het model. Versnelling gaat gepaard met hogere krachten. Het lichaam zal als reactie hierop een hogere beenstijfheid aannemen. Dit zou een reden kunnen zijn voor de onderschatting van de stijfheid in het model. Een andere mogelijke verklaring heeft betrekking op de opgelegde manier van lopen. Aan de proefpersonen is gevraagd om op hun tenen te landen. Bij de berekeningen is om deze reden het uiteinde van metatarsale V gebruikt als contactpunt met de ondergrond (in plaats van de hiel). Bij een nadere beschouwing van de videogegevens blijkt dat bij een groot deel van de proefpersonen in de loop van de standfase een grotere tenenstand wordt ingenomen. Het genomen markerpunt valt dus niet gedurende de hele fase exact samen met het contactpunt.

Een ander punt waarnaar gekeken is zijn de factoren die van invloed zijn op de beenstijfheid. De factoren die in het model een rol spelen zijn de lichaamsmassa, de beenlengte, de stapfrequentie en de loopsnelheid. De loopsnelheid is in dit onderzoek niet gevarieerd, over de invloed hiervan kan daarom geen uitspraak worden gedaan. De andere drie factoren blijken een significante invloed te hebben op de beenstijfheid. Zoals verwacht leiden een hogere lichaamsmassa, een hogere stapfrequentie en kleinere beenlengte tot een toename van de been stijfheid.

Tevens is er een meting gedaan bij een sprinter met een knie-exarticulatie. Omdat er slechts gemeten is bij één proefpersoon worden hier geen conclusies aan verbonden. Opvallend aan deze meting is dat het model de stijfheid overschat, in tegenstelling tot de metingen bij gezonde proefpersonen.

Tot slot is er nog kort gekeken naar de verhouding tussen de onderbeen- en kniestijfheid. In het model is hiervoor een verhouding van 1:1 aangenomen. De meetwaarden uit dit onderzoek laten echter zien dat de kniestijfheid beduidend groter is dan de onderbeenstijfheid. De gevonden verhouding tussen onderbeen- en kniestijfheid in dit onderzoek bedraagt ongeveer 1:2,5. Of deze verhouding ook van toepassing is op lopers met een onderbeenprothese kan uit dit onderzoek niet bepaald worden. Verder onderzoek hiernaar is gewenst.

7. Conclusie

De doelstelling van dit onderzoeksproject is het opstellen van een richtlijn voor het bepalen van de optimale stijfheid van de sprintlepel van een prothese. Voordat de optimale stijfheid van de sprintlepel bepaald kan worden, dient de optimale stijfheid van het gehele been berekend te worden. In het geval van een onderbeenamputatie is de stijfheid van het totale been afhankelijk van de stijfheid van de sprintlepel en van de stijfheid in het kniegewricht. De gewenste beenstijfheid wordt, in het ontwikkelde programma, bepaald aan de hand van een aantal persoonlijke eigenschappen: lichaamsmassa en beenlengte en van een aantal sprinteigenschappen: snelheid en stapfrequentie. Een vergroting van de lichaamsmassa, de loopsnelheid of de stapfrequentie en een verkleining van de beenlengte leiden tot een toename van de voorspelde beenstijfheid.

Wanneer de gewenste beenstijfheid bekend is, kan bij een gegeven kniestijfheid de optimale stijfheid van de sprintlepel worden bepaald. Over de grootte en aanpassingsmogelijkheid van de kniestijfheid tijdens het lopen met een prothese is echter weinig informatie bekend. Op dit moment wordt de stijfheid van de sprintlepel nog bepaald aan de hand van een grove schatting van de stijfheid in het kniegewricht. Verder onderzoek is gewenst naar de kniestijfheid tijdens het lopen met een prothese. Alleen dan kan er een goede indicatie van de optimale stijfheid van de sprintlepel worden gegeven. Ook is het van belang of de kniestijfheid zich, net als tijdens het valide lopen, aanpast aan de omstandigheden. Wanneer dit zo is, is het voldoende dat de sprintlepel een gemiddeld beste stijfheid heeft. Is dit niet zo, dan is het interessant om onderzoek te doen naar een sprintlepel met een zelfregulerende stijfheid.

De modelmatige bevindingen zijn geëvalueerd aan de hand van een klein experimenteel onderzoek en aan de hand van eerder onderzoek. De resultaten, met betrekking tot de optimale stijfheid van het totale been, zijn vergelijkbaar met die uit eerdere onderzoeken (Blickhan 1989, Seyfarth 2002). Hoewel het experimenteel onderzoek slechts bij een kleine groep is uitgevoerd, kunnen de aan de hand van het model opgestelde onderzoekshypothesen, met een redelijke zekerheid bevestigend worden. De beenstijfheid neemt, zoals het model voorspelt, toe bij een verhoging van de lichaamsmassa of de stapfrequentie en bij een vermindering van de beenlengte. De absolute grootte van de berekende en de gemeten stijfheid zijn niet gelijk. De door het model voorspelde stijfheden zijn consequent lager dan de gemeten stijfheden.

In dit onderzoek was het niet mogelijk om de energetische kosten te bepalen van het lopen met verschillende stijfheden van de sprintlepel. Waarschijnlijk spelen er in de praktijk nog andere factoren een rol waar het mechanische model geen rekening mee houdt. Verder onderzoek zal moeten uitwijzen in hoeverre het mechanisch model bruikbaar is en welke andere factoren eventueel in de stijfheidbepaling meegenomen dienen te worden.

Kortom, het is gelukt om een protocol op te zetten dat op individuele basis de optimale stijfheid van een sprintlepel van een onderbeenprothese bepaald. Verder onderzoek, met name naar de stijfheid in het kniegewricht en naar de energetische kosten bij verschillende prothesestijfheden, is nodig om het model meer op de praktijk af te stellen.

Literatuur

Wetenschappelijke artikelen:

- Alexander, R. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running, *J.exp. Biol.* 160, 55-69
- Arampatzis, A., Brüggemann, G., Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running, *Journal of Biomechanics*, Volume 32, Issue 12, Pages 1349-1353
- Bie, de, R.A., Heemskerk, M.A.M.B., Stomp, D.J., Lenssen, A.F., Moorsel, van, S., Rondhuis, G., Swinkels, R.A.H.M., Hendriks, H.J.M. (2003). KNGF-richtlijn: Chronisch enkelletsel, Supplement bij het nederlands tijdschrift voor fysiotherapie, nummer 2
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping, *J. Biomechanics*, Vol. 22, No 11/12, pp. 1217-1227.
- Bullimore, S.R., Burn, J.F. (2007). Ability of the planar spring-mass model to predict mechanical parameters in running, *Journal of Theoretical Biology*, Volume 248, Issue 4, 686-695
- Czerniecki, J.M., Gitter, A. (1992). Insights into amputee running, a muscle work analysis, *Am. J. phys. med rehabil* 71:209-218
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J.R., Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping, *Int. J. Sports. Med*; 25: 170-176
- Duin, van P., Franssen I., Manders, M., Mattheeuwse, R. (2008). Golddiggers, wat is de invloed van een knie-exarticulatie bij een atleet op de 100 metersprint als deze vergeleken wordt met een valide atleet? Afstudeerverslag Fontys Paramedische hogeschool
- Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits, *J Appl Physiol.* 71(6):2127-32.
- Farley, C.T., Gonzalez, O. (1995). Leg stiffness and stride frequency in human running, *J. Biomechanics*, Vol. 29. No. 2. pp. 181-186, 1996
- Farley, C.T., Houdijk, H.H. P., Strien, van C., Louie, M. (1998). Mechanism of leg stiffness adjustment for hopping on surfaces of different stiffnesses, *J Appl Physiol* 85:1044-1055.
- Ferris, D.P., Farley, C.T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 82, No. 1, pp. 15-22
- Geil, M. D. Parnianpour, M., Quesada, P., Berme, N., Simon, S. (2000). Comparison of methods for the calculation of energy storage and return in a dynamic elastic response prosthesis, *Journal of biomechanics*, 33, 1745-1750
- Geurts, A.C.H. en Linde, van der, H. (2004). Protheseologie van de onderste extremiteit, *Ned Tijdschr Geneesk* 7(4)
- Geyer, H., Seyfarth, H., Blickhan, R. (2005). Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability, *Journal of Theoretical Biology* 232: 315-328
- Gunther, M., Blickhan, R. (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running, *Journal of biomechanics* 35; 1459-1474.
- Hafner, B.J., Sanders, J.E., Czerniecki, J.C., Fergason, J. (2002). Energy storage and return prostheses: Does patients perception correlate with biomechanical analysis, *Clinical Biomechanics* 17, 325-344
- Hafner, B.J., Sanders, J.E., Czerniecki, J.C., Fergason, J. (2002). Transtibial energy-storage-and-return-prosthetic devices: A review of energy concept and a proposed nomenclature, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 39 No.1
- Hof, A.L., Gazendam, M.G.J., Sinke, W.E. (2005). The condition for dynamic stability, *Journal of Biomechanics* 38, 1-8
- Huei-Ming Chai (2003). Biomechanics of Running, at School of Physical Therapy, National Taiwan University, Taipei
- Hunter, I. (2003). A new approach to modeling vertical stiffness in heel-toe distance runners, *Journal of Sports Science and Medicine*, 2, 139-143
- Jia, J., Smith, G. (2001). Prosthetic and intact leg stiffness comparison in subjects with unilateral below knee amputation, conference summary
- Krabbe, B., Baumann, W. (1995). Influence of running style on loads acting to the lower extremity. In *Book of Abstracts, XVth Congress of the International Society of Biomechanics. Jyväskylä*, Finland, pp. 506-507.
- Kuitunen, S., Paavo, V., Kyrö, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running, *Medicine and science in sports and exercise*; vol 34, nr 1. pp 166-173

- Lagerberg, A. (2008). Energie-opslag in pezen, Versus Tijdschrift voor fysiotherapie, nr.2
- Morin, J.B., Jeannin, T., Chevallier, B., Belli, A. (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-Induced changes, Int J Sports Med; 27: 158–165
- Nolan, L. (2008). Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review, Foot and Ankle Surgery, 14, 125-129
- Orendurff, M.S., Segal, A.D., Klute, G.K., McDowell, M.L., Pecoraro, J.A., Czerniecki, J.M. (2006). Gait Efficiency using the C-Leg, Journal of Rehabilitation Research & Development, Volume 43, Number 2, Pages 239–246
- Seyfarth, A., Geyer, H., Günther, M., Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running, Journal of Biomechanics 35, 649-655.
- Schwind, W.J. (1998). Spring loaded inverted pendulum running: a plant model. Doctoral Thesis, University of Michigan, Ann Arbor, MI, USA.

Internetsites:

- Tellez, T. (2007). Sprinting: A biomechanical approach <http://speedendurance.com/2007/09/04/sprinting-a-biomechanical-approach-by-tom-tellez-part-2/>
- De wet van Hooke, http://en.wikipedia.org/wiki/Hooke's_law

Boeken:

- Durward, B.R., Baer, G.D., Rowe, P.J. (2001). Functional Human Movement. Oxford, Butterworth Heinemann
- Hofstad, C.J. en Linde van der, H. (2007). Concept protocol voorschrift beenprothesen. Nijmegen

Bijlagen

- Bijlage I: Meetgegevens gezonde proefpersonen
- Bijlage II: Matlab berekeningen meetgegevens
- Bijlage III: Uitleg bij installatie van het stijfheidprogramma

Bijlage I: Meetgegevens gezonde proefpersonen

Legenda

P:	Proefpersoon
m:	Lichaamsmassa (kg)
L0:	Beenlengte (m)
v:	Loopsnelheid (m/s)
f:	Stapfrequentie (Herz)
Fn:	Maximale verticale grondreactiekracht (N)
kb:	Totale gemeten beenstijfheid (N/m)
kob:	Gemeten onderbeenstijfheid (N/m)
kk:	Gemeten kniestijfheid (N/m)
fopt:	Voorspelde optimale frequentie (Herz)
kbopt:	Voorspelde optimale beenstijfheid (N/m)
kbvk:	Voorspelde stijfheid bij de gemeten stapfrequentie (N/m)
kk/kob:	Verhouding tussen de gemeten knie- en onderbeenstijfheid

	P	m (kg)	L0 (m)	v (m/s)	f (Hz)	Fn (N)	kb (N/m)	kob (N/m)	kk (N/m)	fopt (Hz)	kbopt (N/m)	kbvk (N/m)	kk/kob
1	pp1	76	1,02	4,06	1,77	1871	13357	20881	37070	3,10	31023	10919	1,78
2	pp1	76	1,02	4,18	1,77	1853	14652	23200	39766	3,20	32084	10709	1,71
3	pp1	76	1,02	3,94	1,70	1764	13531	20689	39111	3,10	29859	9403	1,89
4	pp1	76	1,02	4,08	1,78	1850	15367	20028	66036	3,10	31146	10962	3,30
5	pp1	76	1,02	3,86	1,67	1721	12978	18079	46004	3,00	29209	9742	2,54
6	pp1	76	1,02	4,02	1,87	1613	14510	20791	48034	3,10	30604	11967	2,31
7	pp2	83	0,94	3,71	1,66	1829	22758	34974	65158	3,20	34456	10143	1,86
8	pp2	83	0,94	3,68	1,65	1798	22207	32804	68750	3,20	34071	10022	2,10
9	pp2	83	0,94	3,83	1,68	1859	23277	36649	63797	3,20	35758	10551	1,74
10	pp2	83	0,94	3,71	1,66	1829	22758	34974	65158	3,20	34456	10143	1,86
11	pp2	83	0,94	3,68	1,65	1798	22207	32804	68750	3,20	34071	10022	2,10
12	pp2	83	0,94	3,83	1,68	1859	23277	36649	63797	3,20	35758	10551	1,74
13	pp2	83	0,94	3,59	1,84	1711	14763	18863	67918	3,10	33054	11477	3,60
14	pp2	83	0,94	3,59	1,84	1711	14763	18863	67918	3,10	33054	11477	3,60
15	pp2	83	0,94	4,02	1,94	1799	16543	18774	139210	3,30	37868	13153	7,42
16	pp2	83	0,94	4,04	2,05	1763	20190	21601	309080	3,30	38116	16071	14,31
17	pp3	70	0,87	3,76	1,74	1868	17284	22287	77001	3,40	33299	8747	3,45
18	pp3	70	0,87	3,85	1,77	1734	15762	21168	61723	3,40	34256	10064	2,92
19	pp3	70	0,87	3,65	1,69	1858	17686	22338	84928	3,30	32157	8892	3,80
20	pp3	70	0,87	3,41	2,24	1665	28680	40551	97963	3,20	29620	14210	2,42
21	pp3	70	0,87	3,59	2,32	1686	29660	41365	104820	3,30	31572	15700	2,53
22	pp4	72	0,88	3,44	1,90	1861	18188	25467	63634	3,20	30476	11012	2,50
23	pp4	72	0,88	3,66	1,88	1907	16978	22730	67097	3,30	32871	11281	2,95
24	pp4	72	0,88	3,47	1,91	1861	19589	31462	51909	3,20	30817	11134	1,65
25	pp4	72	0,88	3,59	2,37	1686	29660	41365	104820	3,30	32115	17452	2,53
26	pp4	72	0,88	3,41	2,28	1665	28680	40551	97963	3,20	30127	15844	2,42
27	pp4	72	0,88	3,71	2,49	1695	26434	39756	78886	3,30	333999	19151	1,98
28	pp4	72	0,88	3,71	2,49	1695	26434	39756	78886	3,30	33399	19151	1,98
29	pp5	70	0,88	3,73	1,82	1732	18028	26111	58231	3,30	32646	10096	2,23
30	pp5	70	0,88	3,42	1,70	1698	13902	20860	41680	3,20	29365	8540	2,00
31	pp5	70	0,88	3,89	1,88	1652	20451	26828	86038	3,40	34339	11215	3,21
32	pp6	52	0,82	3,60	2,05	1259	13181	17884	50127	3,50	25748	9624	2,80
33	pp6	52	0,82	3,61	1,94	1176	10944	14433	45270	3,50	25851	7939	3,14
34	pp6	52	0,82	3,61	2,01	1134	13327	17483	56050	3,50	25856	8781	3,21
35	pp6	52	0,82	3,68	1,97	1283	12965	19733	37799	3,50	26447	8977	1,92
36	pp6	52	0,82	3,67	1,98	1255	12160	17750	38616	3,50	26360	8948	2,18
37	pp6	52	0,82	3,49	1,85	1150	13273	18302	48309	3,40	24821	7992	2,64
38	pp7	69	1,00	4,17	1,88	1587	26350	37758	87214	3,20	29964	11068	2,31
39	pp7	69	1,00	3,86	1,64	1493	14511	20047	52551	3,10	27320	7627	2,62
40	pp7	69	1,00	4,18	1,85	1538	15210	24069	41323	3,20	30089	11111	1,72
41	pp7	69	1,00	4,08	1,89	1661	16497	20779	80050	3,20	29243	10811	3,85
42	pp7	69	1,00	4,27	1,73	1589	14472	23818	36880	3,20	30797	8707	1,55
43	pp7	69	1,00	4,31	1,91	1646	16505	22718	60355	3,20	31120	10929	2,66

Bijlage II: Matlab berekeningen bij meetgegevens

Bijgevoegde rekencode laten de berekeningen zien die uitgevoerd zijn om uit de ruwe data de variabelen uit bijlage I te berekenen.

```
clear all
close all
clc

% load('D:\afstuderen\onzedata')
load onzedata

% Het gewicht uit de gegevens halen
A = size(data);
for n = 1:A(1)
    gew = data{n,12};
    gewicht(n) = str2num(gew);
end

gewicht = gewicht'

% De snelheid van het lichaamszwaartepunt uit de data halen
A = size(data);
for n = 1:A(1)
    snelheid(n) = data{n,61};
end

snelheid = snelheid'/1000 % omzetting naar m/s

% Bepalen tijdstip van de landing
for n = 1:A(1)
    landing(:,n) = data{n,68};
end
tjdstiplanding = landing(2,:);

% Bepalen maximale kracht en tijdstip van optreden
for n = 1:A(1)
    C = data{n,65};
    krachten = C(3,:);
    index(n) = find(krachten==max(krachten));
    fmax(n) = krachten(index(n));
end
fmax = fmax' % maximale kracht
index = index'

tjdstipmidden = index/1000; % tijdstip van optreden maximale kracht

% Zoekem indexwaarde van de markerwaarden die correspondeert met het moment
% van landen
for n = 1:A(1)
    B = data{n,28};
    indexl(n) = find(abs(B-tjdstiplanding(n)) == min(abs(B-
    tjdstiplanding(n))));
end

indexl=indexl';

% Zoeken indexwaarde die correspondeert met het tijdstip van maximale
% verticale kracht
for n = 1:A(1)
```

```

    B = data{n,28};
    indexfmax(n) = find(abs(B-tijdstipmidden(n)) == min(abs(B-
    tijdstipmidden(n))));
end

indexfmax=indexfmax';

% Bepalen positie heup, knie en teen op moment van landen
for n =1:A(1)
    D = data{n,27}{1,3};
    heupmarkerx = D(2,:);
    heuplx(n) = heupmarkerx(indexl(n));
end

for n =1:A(1)
    D = data{n,27}{1,3};
    heupmarkery = D(3,:);
    heuply(n) = heupmarkery(indexl(n));
end

heuplx = heuplx';
heuply = heuply';

for n =1:A(1)
    E = data{n,27}{1,4};
    kniemarkerx = E(2,:);
    knielx(n) = kniemarkerx(indexl(n));
end

for n =1:A(1)
    E = data{n,27}{1,4};
    kniemarkery = E(3,:);
    kniely(n) = kniemarkery(indexl(n));
end

knielx = knielx';
kniely = kniely';

for n =1:A(1)
    F = data{n,27}{1,7};
    teenmarkerx = F(2,:);
    teenlx(n) = teenmarkerx(indexl(n));
end

for n =1:A(1)
    F = data{n,27}{1,7};
    teenmarkery = F(3,:);
    teenly(n) = teenmarkery(indexl(n));
end

teenlx = teenlx';
teenly = teenly';

for n =1:A(1)
    G = data{n,27}{1,6};
    hielmarkerx = G(2,:);
    hiellx(n) = hielmarkerx(indexl(n));
end

for n =1:A(1)
    G = data{n,27}{1,6};
    hielmarkery = G(3,:);

```

```

    hielly(n) = hielmarkery(indexl(n));
end

hiellx = hiellx';
hielly = hielly';

% Bepalen positie heup, knie en teen op moment van maximale
% grondreactiekracht
for n = 1:A(1)
    D = data{n,27}{1,3};
    heupmarkerx = D(2,:);
    heupmx(n) = heupmarkerx(indexfmax(n));
end

for n = 1:A(1)
    D = data{n,27}{1,3};
    heupmarkery = D(3,:);
    heupmy(n) = heupmarkery(indexfmax(n));
end

heupmx = heupmx';
heupmy = heupmy';

for n = 1:A(1)
    E = data{n,27}{1,4};
    kniemarkerx = E(2,:);
    kniemx(n) = kniemarkerx(indexfmax(n));
end

for n = 1:A(1)
    E = data{n,27}{1,4};
    kniemarkery = E(3,:);
    kniemy(n) = kniemarkery(indexfmax(n));
end

kniemx = kniemx';
kniemy = kniemy';

for n = 1:A(1)
    F = data{n,27}{1,7};
    teenmarkerx = F(2,:);
    teenmx(n) = teenmarkerx(indexfmax(n));
end

for n = 1:A(1)
    F = data{n,27}{1,7};
    teenmarkery = F(3,:);
    teenmy(n) = teenmarkery(indexfmax(n));
end

teenmx = teenmx';
teenmy = teenmy';

for n = 1:A(1)
    G = data{n,27}{1,6};
    hielmarkerx = G(2,:);
    hielmx(n) = hielmarkerx(indexfmax(n));
end

for n = 1:A(1)
    G = data{n,27}{1,6};
    hielmarkery = G(3,:);

```

```

    hielmy(n) = hielmarkery(indexfmax(n));
end

hielmx = hielmx';
hielmy = hielmy';

% Bepalen beenlengte op moment van landen
xverschilbl = abs(teenlx-heuplx);
yverschilbl = abs(teenly-heuply);

beenlengtel = sqrt(xverschilbl.^2+yverschilbl.^2);

% Bepalen beenlengte op moment van maximale grondreactiekracht
xverschilbm = abs(teenmx-heupmx);
yverschilbm = abs(teenmy-heupmy);

beenlengtem = sqrt(xverschilbm.^2+yverschilbm.^2);

% Bepalen verkorting van het been
beenverk = beenlengtel-beenlengtem;

% Bepalen beenstijfheid
beenstijfheid = fmax./(beenverk/1000)

% Bepalen onderbeenlengte op moment van landen
xverschilkl = abs(teenlx-knielx);
yverschilkl = abs(teenly-kniely);

onderbeenlengtel = sqrt(xverschilkl.^2+yverschilkl.^2);

% Bepalen onderbeenlengte op moment van maximale grondreactiekracht
xverschilkm = abs(teenmx-kniemx);
yverschilkm = abs(teenmy-kniemy);

onderbeenlengtem = sqrt(xverschilkm.^2+yverschilkm.^2);

% Bepalen verkorting van het been
onderbeenverk = onderbeenlengtel-onderbeenlengtem;

% Bepalen beenstijfheid
onderbeenstijfheid = fmax./(onderbeenverk/1000)

n = 1;
while n <= A(1)
    K = data{n,65};
    krachten = K(3,:);
    begin = data{n,68};
    beginindex = index(n);
    eind = data{n,69};
    eindindex = eind(1);
    kracht = krachten(beginindex:eindindex);
    massa = data{n,12};
    massa = str2num(massa);
    constante = 1/massa;
    versnelling = constante*kracht;
    v = primi(versnelling,1000,0);
    eindv = v(end);
    a = -4.905;
    b = eindv;
    c = 0;
    tz = abcformule(a,b,c);

```

```
    tzweef(n) = tz(2);
    n = n+1;
end

tzweef = tzweef';

for n = 1:A(1)
    M = data{n,70};
    tstand(n) = M(2);
end

tstand = tstand';

staptijd = tstand+tzweef;
stapfrequentie = 1./staptijd

% Berekenen van de kniestijfheid
kniestijfheid = 1./(1./beenstijfheid-1./onderbeenstijfheid)

%Bepalen beenlengte
bovenbeenlengte = sqrt((knielx-heuplx).^2+(kniely-heuply).^2)
onderbeenlengte = sqrt((knielx-hiellx).^2+(kniely-hielly).^2)
beenlengte = (bovenbeenlengte + onderbeenlengte)/1000

matrix = [gewicht beenlengte snelheid stapfrequentie fmax beenstijfheid
onderbeenstijfheid kniestijfheid]

% Bepalen van de verplaatsing(in verticale richting) van de hiel tijdens de
% standfase

[hielmy hielly]

if hielmy < 0 |hielly<0
    if abs(hielmy)>abs(hielly)
        hielmy = hielmy+abs(hielmy)
        hielly = hielly+abs(hielmy)
    else
        hielmy = hielmy+abs(hielly)
        hielly = hielly+abs(hielly)
    end
end

deltayhiel = hielmy-hielly
```

Bijlage III: Uitleg bij installatie van het Stijfheidprogramma

Op de cd zijn de volgende bestanden te vinden:

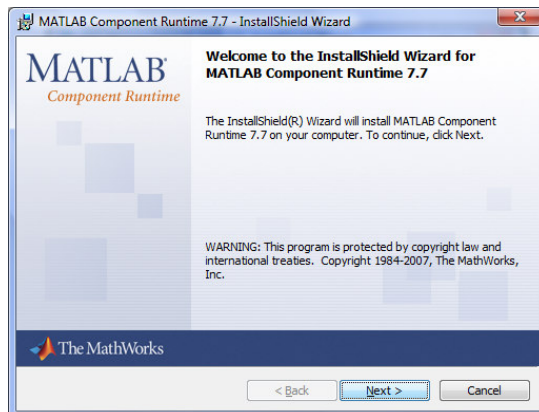
Protheseprogramma (mfile)
Protheseprogramma (figurefile)
Protocol (PDF file)
Sprinter (jpeg file)
Stijfheidsprogramma.ctf
Stijfheidprogramma (exe-file)
MRCinstaller (exe-file)

Voor een goede werking van het programma is het van belang dat de bestanden van de cd eerst gezamenlijk in een map op de computer worden opgeslagen. Om het programma af te spelen moet, wanneer dit nog niet op de computer geïnstalleerd is, eerst het programma MRCinstaller worden geïnstalleerd.

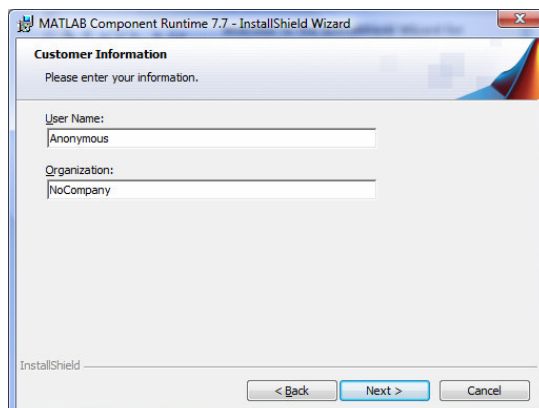
Installatie MRCInstaller

Als eerste moet het programma MRCInstaller worden geïnstalleerd. Dit is de ‘drijvende kracht’ achter de andere programma’s.

- Dubbelklik op het bestand ‘MRCInstaller.exe’
- Er kan nu een installatietaal worden gekozen. Kies voor Engels en klik op ‘OK’. Het eerste deel wordt nu geïnstalleerd, dit kan even duren.
- Het installatiescherm wordt getoond. Klik op ‘Next >’



- Er wordt gevraagd om ‘Customer Information’. Vul een naam en organisatie en klik op ‘Next >’



- Als de installatielocatie goed is, klik nogmaals op 'Next >' (hier hoeft in principe niets aan verandert te worden).
- Klik op 'Install'
- Het programma wordt geïnstalleerd, dit kan enige tijd duren.
- Klik op 'Finish'

Installatie Stijfheidprogramma

Nu kan het stijfheidprogramma worden geïnstalleerd:

- Open het bestand 'Stijfheidprogramma.exe' (dubbelklik). Er opent een zwart scherm, dit scherm zal altijd op de achtergrond van het programma blijven draaien.
- Het programma opent en kan worden gebruikt.

Er is nu een map aangemaakt. In deze map ('Stijfheidprogramma_mcr') staan de bestanden die het programma nodig heeft om te kunnen draaien. **Wijzig hier nooit iets aan!**

Het programma kan nu gebruikt worden door te klikken op het bestand 'Stijfheidprogramma.exe'.