

Het analyseren van de stijfheid van Running Specific Prosthetics

Een eerste onderzoek naar het ontwikkelen van een meetsysteem voor het vergelijken van RSP's



Tessa Leeftang
Mens en Techniek | Bewegingstechnologie
De Haagse Hogeschool
April 2018

Het analyseren van de stijfheid van Running Specific Prosthetics

Een eerste onderzoek naar het ontwikkelen van een meetsysteem voor het vergelijken van RSP's



DE HAAGSE
HOGESCHOOL



Naam
Studentnummer
E-mail
Datum

Tessa Leeftang
11090774
tessaleeftang@gmail.com
2 April 2017

Werkveld
Beroepsrol
Opdrachtgever
Begeleiding

Sport
Onderzoeker
Expertisecentrum Mens en Techniek | Bewegingstechnologie
Dr. M.A.M. Berger & Dr. C.A.M. Doorenbosch

Voorwoord

Dit onderzoeksproject, begonnen in mei 2017 tot April 2018, is een afstudeerthesis voor de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Dit onderzoeksproject is onderdeel van meerdere onderzoeken over de Running Specifieke Protheses binnen het consortium bestaande uit het Expertisecentrum Bewegingstechnologie Haagse Hogeschool, Technische Universiteit Delft, Vrije Universiteit Amsterdam, Koninklijke Nederlandse Atletiek Unie en Frank Jol Orthopedische Dienstverlening. Deze afstudeerthesis richt zich op een eerste onderzoek naar het ontwikkelen van een meetsysteem voor het vergelijken van de stijfheid van verschillende Running Specifieke Protheses.

Een eerste onderzoek blijft altijd een uitdaging; het betreden van ongebaande paden is mij niet vreemd. Helaas zijn de resultaten niet zo eenduidig geworden als ik vooraf graag gewild had, maar ik denk dat dit onderzoek zeker meer kennis heeft opgeleverd welke bruikbaar is voor de toekomst. Ik kijk met een tevreden blik naar dit eindresultaat en hoop dat anderen hier nog veel voordeel mee kunnen doen in hun vervolgonderzoek.

Via deze weg wil ik graag nog een aantal personen bedanken die mij hebben geholpen tot dit eindproduct te komen. Allereerst mijn enorme dank aan Bair van Appeven, Monique Berger en Hubert Meulman voor hun oneindige geduld en begeleiding gedurende dit onderzoek. Daarnaast wil ik Mark Schrauwen, Elise Reinton en Han Houdijk bedanken voor het beschikbaar stellen van respectievelijk de OptiTrack, de trekbank Zwick 010 en de AMTI 3D -sensor. Het blijft een uitdaging om alle apparatuur gezamenlijk dezelfde locatie en tijdstip te krijgen; bedankt voor jullie flexibiliteit! Tot slot wil ik Stefan Litzenberger bedanken voor het beschikbaar stellen van zijn data, zodat ik deze mee kon nemen in mijn discussie.

Veel leesplezier!

Tessa

Den Haag, April 2017

Samenvatting

PROBLEEMSTELLING – Het verlangen van mensen met een amputatie om te kunnen sporten in combinatie met de grote vraag naar specifieke protheses in de atletiek heeft begin jaren 80 geleid tot de ontwikkeling van de Running Specifieke Prothese(RSP). In essentie vervangt de RSP een deel van de functies van het intacte been. Om de RSP, die sinds het ontstaan nauwelijks is veranderd, verder te kunnen ontwikkelen is er meer informatie nodig over de huidige eigenschappen. In de praktijk betekent dit dat er een mobiele meetmethode nodig is, waarbij de stijfheid van de RSP bepaald kan worden zonder het gebruik van een proefpersoon. Dit onderzoek heeft als hoofdvraag:

“Is de trekbank een goed uitgangspunt naar de zoektocht voor een praktisch meetsysteem om de stijfheid van verschillende RSP's te kunnen vergelijken?”

Om deze vraag te kunnen beantwoorden wordt eerst gekeken of het mogelijk is om de verandering van lengte van de RSP in het sagittale vlak op de trekbank te bekijken (1). Daarnaast wordt gekeken of er met de stijfheidsmatrix van de trekbank een vertaling is te maken naar de praktijk (2). Tot slot wordt er gekeken wat het effect van de bevestiging van de hoek is op de gevonden stijfheidsmatrix (3).

METHODE – Om de deelvragen en de hoofdvraag te kunnen beantwoorden zijn er twee verschillende meetmethodes gebruikt. Bij de eerste meetmethode op de trekbank is een meting onder nagenoeg statische omstandigheden uitgevoerd, waarbij de lengteverandering en de kracht in het sagittale vlak (X- en Z-richting) gemeten zijn. Bij de tweede meetmethode is gebruik gemaakt van een Dummy-Prothese, waarmee een valide proefpersoon een hopoefening uitgevoerd heeft op een krachtenplatform. Ook hier werd de lengteverandering en de kracht in het sagittale vlak (X- en Z-richting) bepaald.

RESULTATEN – Uit het onderzoek komt naar voren dat het mogelijk is de vorm van de RSP en de lengteverandering in X- en Z-richting goed in beeld te brengen op de trekbank (1). Daarnaast is het mogelijk een significante stijfheidsmatrix op te stellen. Bij het hoppen is het niet gelukt een stijfheidsmatrix op te stellen; de grondreactiekracht en de lengteverandering vertonen tijdens grondcontact tussen de sprongen meerder pieken (2). De stijfheidsmatrix verschilt significant($p < 0.05$) tussen de hoeken α 0° en 18° . Er is geen significant verschil tussen 0° en 5° ($p = 0,092$) en tussen 5° en 18° ($p = 0,063$) (3).

DISCUSSIE – De trekbank lijkt een goed uitgangspunt te zijn naar de zoektocht voor een praktisch meetsysteem om de stijfheid van verschillende RSP's te kunnen vergelijken. Echter was het binnen dit onderzoek niet mogelijk een vertaling naar de praktijk te maken; de metingen met het hoppen dienen over gedaan te worden. Het effect van de hoek op de stijfheidsmatrix is duidelijk aanwezig, de mate hiervan dient nader onderzocht te worden. Dat de hoek α 5° geen significant ander resultaat oplevert heeft waarschijnlijk als oorzaak dat bij deze hoek de RSP niet goed onder de trekbank uitgelijnd kon worden.

Inhoudsopgave

VOORWOORD

SAMENVATTING

1. INLEIDING	11
1.1 DE RUNNING SPECIFIEKE PROTHESE	11
1.2 BEENSTIJFHEID	11
1.3 STIJFHEID RSP	13
1.3.1 <i>Vormverandering van de RSP</i>	13
1.3.2 <i>Meetmethodes stijfheid</i>	14
1.3.3 <i>De hoek van de RSP</i>	14
2. METHODE	17
2.1 MECHANISCHE STIJFHEID	17
2.1.1 <i>Materiaal</i>	17
2.1.2 <i>Opzet</i>	17
2.2 STIJFHEID GEVONDEN MET BEHULP VAN HOPPEN	18
2.2.1 <i>Materiaal</i>	18
2.2.2 <i>Opmaak</i>	19
2.3 DATAVERWERKING	19
2.3.1 <i>Vormverandering van de RSP</i>	19
2.3.2 <i>Meetmethodes Stijfheid</i>	20
2.3.3 <i>De hoek van de RSP</i>	20
3. RESULTATEN	21
3.1 VORMVERANDERING VAN DE RSP	21
3.2 MEETMETHODES STIJFHEID	23
3.3 DE HOEK VAN DE RSP	26
4. DISCUSSIE	27
4.1 VORMVERANDERING VAN DE RSP	27
4.2 MEETMETHODES STIJFHEID	28
4.3 DE HOEK VAN DE RSP	29
5. CONCLUSIE	31
6. LITERATUURLIJST	33
7. BIJLAGEN	35
7.1 TEKENINGEN	35
7.2 MEETPROTOCOL	40
7.3 RESULTATEN	44
7.4 MATLAB	48
7.5 PROJECTVOORSTEL	69
7.6 PERSOONLIJKE LEERDOELEN	74

1. Inleiding

1.1 De Running Specifieke Prothese

Het verlangen van mensen met een onderbeenamputatie om te kunnen sporten in combinatie met de grote vraag naar specifieke protheses bij de atletiek, heeft geresulteerd in de ontwikkeling van running specifieke protheses (RSP) (Noroozi, et al., 2013). Begin jaren 80 is de allereerste prothesevoet ontwikkeld van het materiaal carbon door Össur, toentertijd een materiaal vrijwel uitsluitend gebruikt in de lucht- en ruimtevaart, hierdoor werd het gemakkelijker om met een prothese te sporten. Een carbon prothese is gemaakt van koolstofvezel met een VTM® epoxyhars en functioneert als een veer, die in staat is energie op te slaan bij grondcontact en dit terug te geven tussen “mid-stance” en “toe-off” voor extra voorwaartse kracht (Versluys, et al., 2009). De eerste van carbon gemaakte “Flexx Foot” van Össur werd in 1988 al gebruikt door de topsporters tijdens de Olympische spelen. In de vier jaren erna verdween de aparte hielvorm en zo ontstond de sprintprothese, ook wel de RSP.

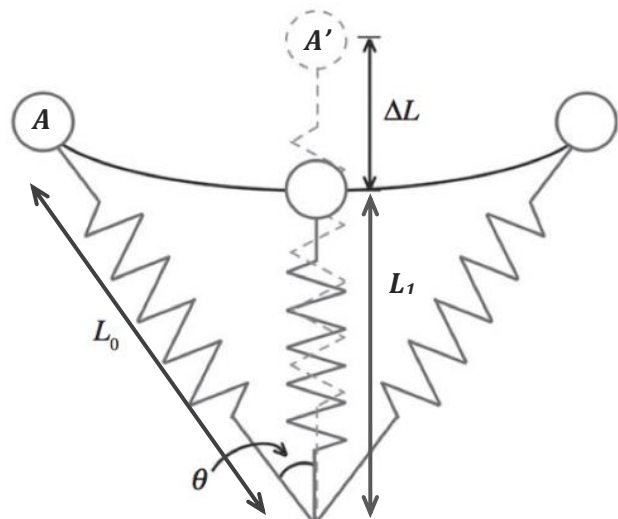
In essentie vervangt de RSP een deel van de functies van het intacte been, echter is het rendement van de teruggekoppelde energie een stuk lager, 95%, tegen 241% bij een enkel van een intact been (Nolan, 2008). Naroozi et al. (2014) hebben de belangrijkste biomechanische indicatoren voor de maximale sprintsnelheid samengevat: grondreactiekracht (Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000), grondreactietijd (Nummela, Keranen, & Mikkelsen, 2007), staplengte (Cronin, Ogden, Lawton, & Brughelli, 2007), stapfrequentie (Babic, Harasin, & Dizdar, 2007) en beenstijfheid (Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour, 2002). Voor verdere ontwikkeling van de RSP is er meer informatie nodig over de eigenschappen van de RSP. In de praktijk betekent dit een mobiele meetmethode waarbij de stijfheid van de RSP bepaald kan worden zonder het gebruik van een proefpersoon. Dit onderzoek heeft als hoofdvraag:

“Is de trekbank een goed uitgangspunt naar de zoektocht voor een praktisch meetsysteem om de stijfheid van verschillende RSP's te kunnen vergelijken?”

In paragraaf 1.2 wordt allereerst ingegaan op de beenstijfheid en het effect van de RSP op de beenstijfheid. In paragraaf 1.3 wordt vervolgens ingegaan op de definitie van de stijfheid van de RSP; resulterend in drie deelvragen om de hoofdvraag te beantwoorden.

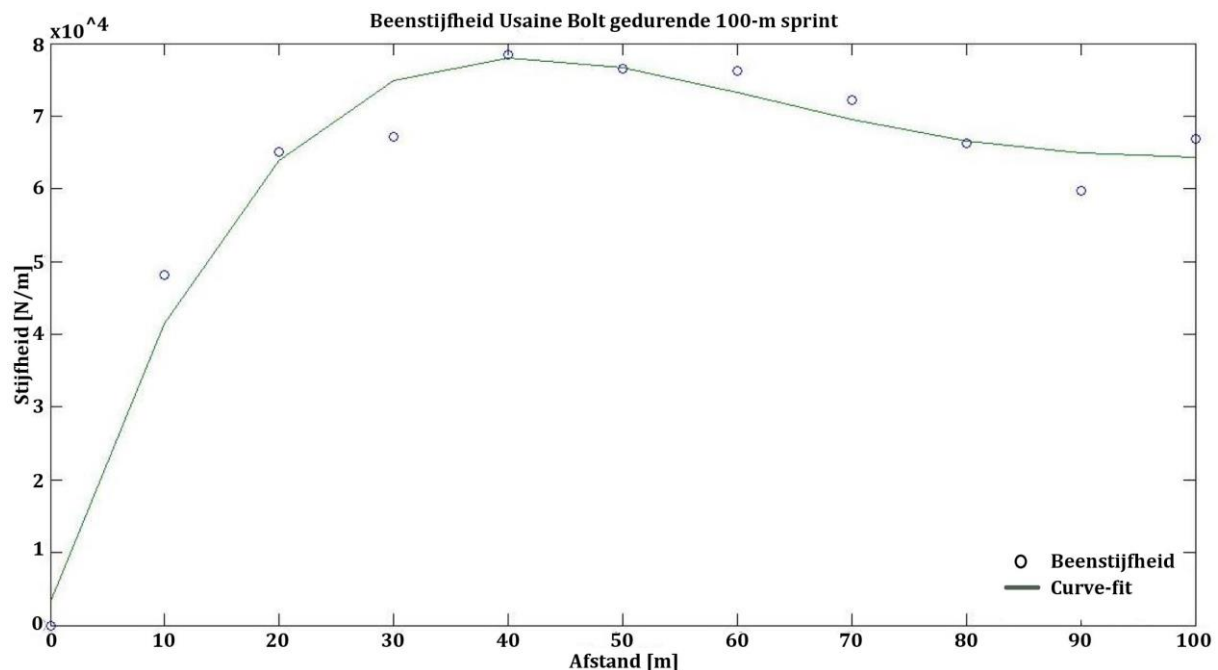
1.2 Beenstijfheid

De stijfheid van de RSP is direct gecorreleerd met de beenstijfheid, zie figuur 1, en de maximale sprintsnelheid (Nolan, 2008) (Lechler, 2005). De beenstijfheid is de ratio tussen de verticale piekgrondreactiekracht en de verandering van de beenlengte (ΔL) in meters. De verandering van de beenlengte wordt gedefinieerd als het verschil tussen heup (A) en voet bij hielcontact (L_0), geroteerd over hoek θ (A'), en mid-stance (L_1). Ondanks dat RSP's ontworpen zijn om het natuurlijke veergedrag van een menselijke voet na te bootsen, vonden McGowan e.a. (2012) een significant lagere beenstijfheid bij unilateraal trans-tibiaal geamputeerde atleten dan bij valide atleten.



Figuur 1: Beenstijfheid is de ratio tussen de verticale piekgrondreactiekracht en de verandering van de beenlengte (ΔL) in meters. L_0 is de rustlengte bij hielcontact en toe-off. L_1 is de maximaal in-geveerde beenlengte tijdens mid-stance. Bron: McGowan e.a. (2012)

In figuur 2 is te zien dat valide atleten hun beenstijfheid variëren gedurende een race, terwijl bij geamputeerde de stijfheid van de prothese bepalend lijkt te zijn voor de totale beenstijfheid gedurende een sprint (Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017) (Hobara, et al., 2012). Zo verschilde tijdens het onderzoek van Oudenhoven en Boes de beenstijfheid niet significant ($p=0.302$) tijdens het lopen op de voorkeurstapfrequentie met de beenstijfheid tijdens het hoppen op een stijf gehouden been, zie tabel 1. Indien de beenstijfheid bij het sprinten groter is, kan de contacttijd afnemen. Door een afname in contacttijd kan de stapfrequentie en staplengte veranderen en de uiteindelijke snelheid toenemen (Vletter, 2014) (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2015). Echter kan de beenstijfheid en dus de stijfheid van de RSP niet oneindig groot zijn; hoe stijver de veer, hoe meer energie de atleet moet leveren om energie in de RSP op te kunnen slaan. Op den duur moet de atleet zoveel energie leveren om de stapfrequentie, opgelegd door de eigenfrequentie, van de stijvere prothese bij te houden, dat dit ten koste gaat van de efficiëntie (Hafner, Sanders, Czerniecki, & Fergason, 2002). Ergens hierin is een optimum voor de niet-valide atleet, dat momenteel nog niet is gevonden, omdat de huidige stijfheden van de verschillende RSP's nog niet bekend zijn. De prestaties van atleten zijn tegenwoordig zo uitzonderlijk goed, dat er verwacht wordt dat verbetering in prestaties op topniveau eerder veroorzaakt zullen worden door innovaties in de technologie van de RSP, dan de prestatie van de atleet zelf (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2015).



Figuur 2: De beenstijfheid(y-as) van Usain Bolt per stap berekend over de 100m sprint(x-as). Vanwege zijn prestaties wordt deze verandering van beenstijfheid gezien als ideaal. Bron: Vletter (2014)

Tabel 1 Stijfheid van het totale prothesebeen ($k_{leg} - hop[kN/kg/m]$) tijdens hoppen en stijfheid van het prothesebeen tijdens de voorkeurs-stapfrequentie ($k_{leg} - PSF[kN/kg/m]$).

Bron: Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017

Participant	1	2	3	4	5	6	7	Mean	SD
$k_{leg} - hop[kN/kg/m]$	0,38	0,36	0,23	0,23	0,36	-	0,22	0,30	0,08
$k_{leg} - PSF[kN/kg/m]$	0,38	0,30	0,25	0,25	0,25	0,25	0,25	0,27	0,06

1.3 Stijfheid RSP

De stijfheid van de prothese is de relatie tussen grondreactiekracht en de lengteverandering van de prothese in de richting van deze kracht (N/m). Protheses worden steeds complexer in ontwerp en het toekennen van de juiste prothese wordt steeds moeilijker. Makers refereren naar ISO 10328, maar geven nooit mechanische eigenschappen. (Geil, 2002) Het formele testprotocol ISO 10328 heeft eisen ten opzichte van de statische belasting, maar deze zijn voornamelijk gebaseerd aan de midstand-fase tijdens het gaan en niet aan de condities vergelijkbaar met topsport (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014). De stijfheid (k) kan eigenlijk op twee manieren bepaald worden, namelijk vanuit energie (1) door de eigenfrequentie (w_n) ofwel de trilling van de RSP en de massa (m) te bepalen als door de relatie tussen de belasting (F_z) en de lengteverandering (ΔL) (2).

$$w_n = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (1)$$

$$k = w_n^2 * m$$

$$k = \frac{F_z}{\Delta L} \quad (2)$$

Indien er sprake is van een vast rotatiepunt, zoals bij een Enkel-Voet orthese, dan kan ook de rotatiestijfheid bepaald worden. Echter uit onderzoek van Dyer et al (2014) bleek dat een RSP geen vast rotatiepunt heeft. Verder bleek uit eerder onderzoek van Dyer et al (2013) dat er niet vanuit gegaan kan worden dat de stijfheid van de RSP een lineair verband toont tussen de grondreactiekracht en de lengteverandering, zoals gedefinieerd in formule (2). Om te kijken hoe dit verband er dan wel uit ziet moet de lengteverandering en de grondreactiekracht bekend zijn, dit verband zal waarschijnlijk gedefinieerd worden door een matrix. Gezien het meten van de grondreactiekracht en de lengteverandering makkelijker is dan het meten van de eigenfrequentie, wordt binnen dit onderzoek geen gebruik gemaakt van de methode volgens formule (1).

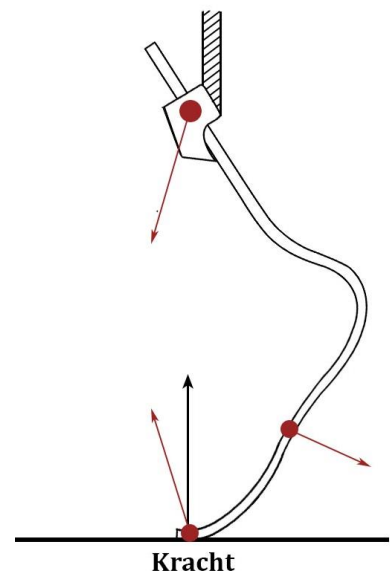
1.3.1 Vormverandering van de RSP

Een gestandaardiseerde lineaire veer vertoont onder belasting in verschillende richtingen niet uitsluitend één waarde voor de stijfheid, maar er is sprake van een stijfheidsmatrix die de relatie tussen de kracht en de lengteverandering definieert (Ellens, 2016).

Wegens de complexe vorm van een RSP, zoals te zien in bijlage 7.1.1, is het moeilijk om de lengteverandering te bepalen, de keuze voor de methode van het bepalen van de lengteverandering van de RSP leidt tot een significant verschillend resultaat voor de gevonden stijfheid (Leeftang, 2015). De allereerste vraag in dit onderzoek luidt dan ook:

“Hoe verandert de RSP van lengte bij belasting in het sagittale vlak op de trekbank?”

De verwachting is dat de vervorming niet lineair is, aangezien uit eerder onderzoek ook een niet lineair resultaat kwam (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014). Door simulatie wordt een poging gedaan meer inzicht te krijgen in hoe de vervorming van een Ottobock 1E90 eruitziet gedurende belasting vergelijkbaar met eerder onderzoek (Noroozi, et al., 2013). De verwachting is dat bij maximale belasting het voetgewelf verdwenen zal zijn en dat de RSP zal vervormen in de richting van de pijlen van figuur 3.



Figuur 3: Bij belasting van de RSP wordt verwacht dat de rode punten verschuiven in de richting van de pijlen.

1.3.2. Meetmethodes stijfheid

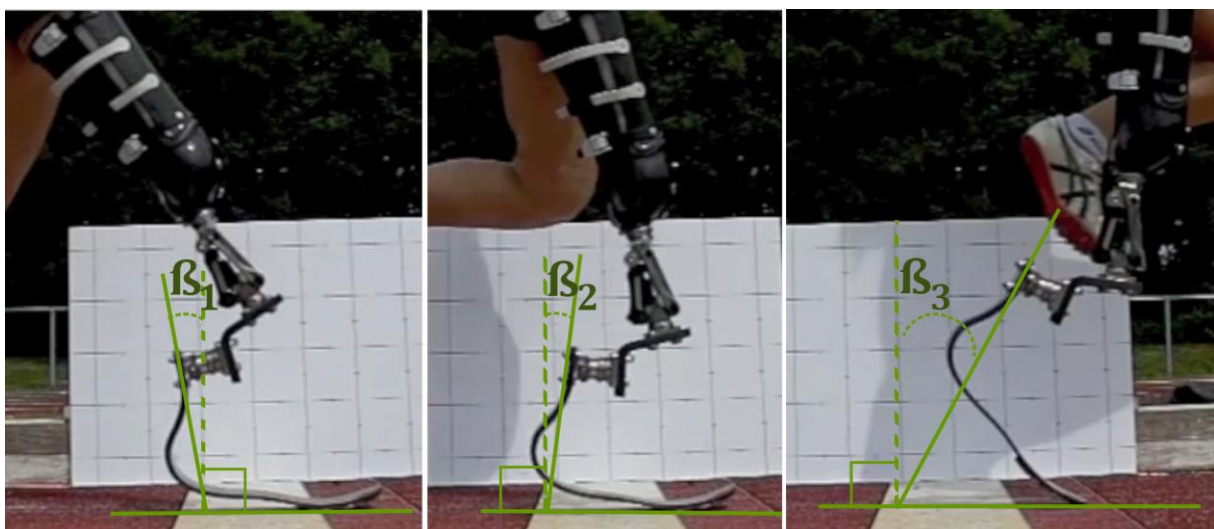
Volgens Naroozi et al. (2013) worden huidige onderzoeken naar de stijfheid van de RSP vaak uitgevoerd met behulp van unilateraal trans-tibiaal geamputeerde atleten als proefpersonen. Hierdoor is het moeilijk om onderscheid te maken tussen de bijdrage van de atleet en de prothese bij het behalen van hoge sprintsnelheden. Als beter begrepen wordt wat het gevolg van de verandering van de afstelling van de RSP op de stijfheid is, dan kan de RSP gerichter aangepast worden naar de gebruiker en krijgt iedere gebruiker een optimale RSP (Naroozi, et al., 2013). Door de mechanische stijfheid te bepalen in een drukbank worden gevolgen, zoals belasten onder een hoek, objectiever gemeten. In 2015 werd echter gevonden dat de ecologische validiteit binnen dit soort onderzoeken erg laag is (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2015). Juist de vertaling van de mechanische stijfheid naar de praktijk ontbreekt. Daarom wordt in dit onderzoek een vergelijking gemaakt met een andere meetmethode met behulp van een proefpersoon; door de stijfheid van de prothese te bepalen gedurende het hoppen (stuiteren op 1 gestrekt been) op een Dummy-Prothese ontwikkelt door Pluimgraaff et al (2017). De onderzoeksvraag is:

“Is de mechanische stijfheidsmatrix bepaalt met behulp van meten op een trekbank te vertalen naar de stijfheidsmatrix bepaalt bij het hoppen op 1 been op een Dummy-Prothese?”

Hoppen is een manier om de beenstijfheid te bepalen en prestaties van de atleet te voorspellen (Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017). Indien er een grote correlatie is tussen de gevonden stijfheid tijdens het hoppen en de mechanische stijfheid, dan is het mogelijk om met de mechanische stijfheid een directe vertaling naar de praktijk te maken. In dat geval is het niet noodzakelijk gebruik te maken van een proefpersoon bij het bepalen van de stijfheid van de RSP. In de toekomst maakt dit metingen en aanpassingen in het ontwerp van de RSP een stuk eenvoudiger. Om te bekijken of de meetmethodes individueel wel betrouwbaar zijn, dient de variatiecoëfficiënt(CV) binnen een meetmethodekleiner of gelijk te zijn aan 0,10.

1.3.3 De hoek van de RSP

Pol en Pluimgraaff (2017) hebben een dummy-prothese ontwikkeld waarbij het effect van de uitlijning en de hoek van de prothese gemakkelijker onderzocht kan gaan worden. In eerder onderzoek (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2013) werd al aangedrongen dat nader onderzoek nodig is naar het effect van de hoek van de RSP tijdens belasting op de gevonden stijfheid. In figuur 4 is te zien hoe de hoek van de prothese ten opzichte van de verticaal verandert gedurende een stap tijdens de sprint(β). De hoeken gevonden in figuur 4 komen overeen met de gevonden hoeken in eerdere studie van Beck et al (2016) naar de optredende hoek bij grondcontact tijdens het lopen.



Figuur 4: Hoek van de Ottobock 1E90 tijdens het sprinten bij “hiel-contact”($\beta_1=21^\circ$), Mid-stance($\beta_2=5^\circ$) en “toe-off”($\beta_3=38^\circ$). Hoek $\beta_1=21^\circ$ is vergelijkbaar met gevonden in eerdere studie van Beck et al (2017).

In het onderzoek van Litzenberger e.a. (2016) is onderzoek gedaan naar de mechanische stijfheid van de RSP bij een hoek α van 0° , 5° en 18° . De keuze van deze hoeken is gebaseerd op het feit dat Ottobock voor de sprinter 1E90 standaard adapters levert in deze hoeken. Deze hoeken worden nu in de praktijk gebruikt om de uitlijning van de RSP aan te kunnen passen voor de gebruiker. Om aan het eind van het onderzoek de resultaten goed te kunnen interpreteren worden de gebruikte hoeken door Litzenberger(2016) ook binnen dit onderzoek gebruikt. Dit leidt tot de laatste onderzoeksvraag en bijbehorende hypothese:

“Is de stijfheid van de RSP afhankelijk van de hoek α waaronder deze belast wordt?”

De verwachting is dat de RSP een significant andere stijfheid zal hebben tijdens de verschillende hoeken α voor de uitlijning van de RSP. Om het onderzoek eenduidiger te maken, gelden de volgende randvoorwaarden:

- Onderzoek wordt alleen 2D uitgevoerd in het sagittale vlak X-Z.
- Onderzoek wordt uitgevoerd met uitsluitend 2 protheses: Ottobock 1E90 IV.

Onderzoek wordt uitgevoerd met 3 hoeken α ; 0° , 5° en 18° .

2. Methode

In de inleiding kwam al naar voren dat er binnen dit onderzoek twee verschillende meetmethodes gehanteerd worden om de stijfheid te kunnen bepalen; de mechanische stijfheid met behulp van de trekbank en de stijfheid gevonden met behulp van hoppen. Deze zullen besproken worden in de paragrafen 2.1 en 2.2. In paragraaf 2.3 zal per onderzoeksvraag gekeken worden hoe de data die resulteert uit de paragrafen 2.1 en 2.2 leidt tot een antwoord op de betreffende vraag.

2.1 Mechanische stijfheid

De trekbank wordt gebruikt om de lengteverandering van de RSP te kunnen onderzoeken. Uit deze methode dient de gehele lengteverandering en kracht in het sagittale vlak meetbaar gemaakt te worden. Wanneer duidelijker is hoe de vormverandering van de RSP eruitziet, kan er ook een aanname gedaan worden over hoe de lengteverandering van de RSP bepaald wordt. Wanneer de lengteverandering bekend is kan de mechanische stijfheid bepaald worden, dit wordt later behandeld in 2.3. Het meetprotocol is te vinden in bijlage 7.2.

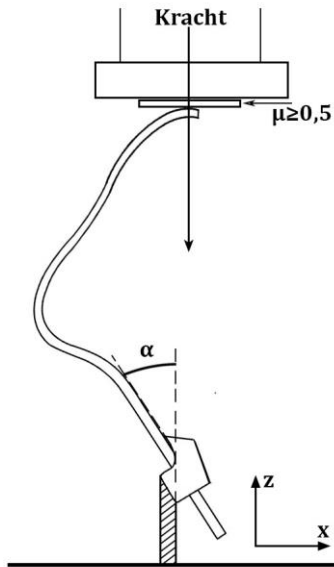
2.1.1 Materiaal

- Ottobock 1E90 Sprinter, gebruikt exemplaar categorie IV
- Strook rubber met $\mu \geq 0,5$
- 7 Markers
- 1 Clustermarker
- Zwick 010 Drukbank
- Krachtsensor AMTI MC3A-1000
- Wiggen met hoek α ; 0° , 5° en 18°
- OptiTrack V120 TRIO
- Driepoot
- Statief
- Meetlint
- Computer met bijbehorende software; IBM SPSS Statistics 20, Matlab 2017b, OptiTrack Motive 2.0.1 en Netforce 3.5.3

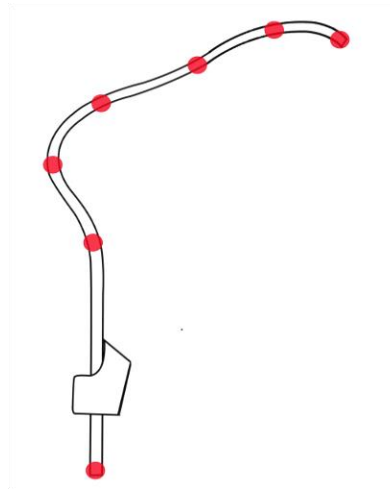
2.1.2 Opzet

De opzet voor het mechanische onderzoek is gebaseerd op eerdere studies (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014) (Kruiswijk, 2014). De prothese wordt op geen enkele manier aangepast voor dit onderzoek. De RSP wordt verticaal ingedrukt in een gefixeerde en omgekeerde positie onder een hoek α in een Zwick 010 drukbank, aanwezig op de TU Delft – faculteit 3ME. De RSP wordt belast tot een verticale belasting van 2000N met een snelheid van 50mm/minuut, zoals in de eerdergenoemde studies onder nagenoeg statische omstandigheden (Kruiswijk, 2014) (Litzenberger, 2016). In figuur 5 is een schematische weergave te zien van de meetopstelling in de drukbank en in het meetprotocol in de bijlage 7.2.1 is een gedetailleerde schets van de meetopstelling. Aan de onderkant zit de RSP vast bevestigd op een wigje onder een hoek α , aan de bovenkant kan de RSP vrij bewegen. Tussen de RSP en de drukbank zit een laag rubber met een wrijvingscoëfficiënt tussen de 0,5 en 0,8; de wrijvingscoëfficiënt van een atletiekbaan moet groter zijn dan 0,5 volgens de regelgeving van de International Association of the Athletics Federations. Dezelfde laag rubber wordt ook gebruikt bij methode 2.2.

Bij zowel deze methode 2.1 als 2.2 zal gebruik gemaakt worden van de OptiTrack balk, waarbij de plaatsing van de markers gebaseerd is op eerder onderzoek (Noroozi, et al., 2013). De plaatsing van de markers voor de OptiTrack zijn te zien in figuur 6. Alle metingen worden tien keer herhaald met dezelfde RSP, zodat gekeken kan worden naar de betrouwbaarheid van de meetmethode. Tot slot worden alle metingen onder de in de inleiding benoemde hoeken α uitgevoerd; 0° , 5° en 18° , in totaal zullen met deze methode 3x10 metingen uitgevoerd worden.



Figuur 5: Schematische weergave meetopstelling in Zwick 010 met de RSP onder hoek α en $\mu \geq 0,5$.



Figuur 6: Plaatsing van de markers van de OptiTrack op de RSP.

2.2 Stijfheid gevonden met behulp van hoppen

Voor de methode met proefpersoon wordt het onderzoek van Oudenhoven et al (2017) en de Dummy-Prothese van Pluimgraaf et al (2017) gebruikt. Belangrijk hierbij is dat uitsluitend op het aangedane been ofwel het been met de Dummy-Prothese gehopt wordt, anders leidt dit tot significant andere resultaten (Aslani, Noroozi, Shin Yee, Ong Chao, & Maggs, 2016). In bijlage 7.2.2 is het meetprotocol te vinden.

2.2.1 Materiaal

- Ottobock 1E90 Sprinter, gebruikt exemplaar categorie IV
- Strook rubber met $\mu \geq 0,5$
- 7 Markers
- 1 Clustermarker
- Dummyprothese van Pluimgraaff et al (2017)
- Valide Proefpersoon
 - Geen blessures
 - Man
 - Schoenmaat 39-45
- Force Plate AMTI OR6GT-1000
- Wiggen met hoek α ; 0° , 5° en 18°
- OptiTrack V120 TRIO
- Driepoot
- Statief
- Meetlint
- Computer met bijbehorende software; IBM SPSS Statistics 20, Matlab 2017b, OptiTrack Motive 2.0.1 en Netforce 3.5.3
- Horizontale steun

2.2.2 Opmaak

De proefpersoon zal een verticale hopmeting uitvoeren op het been met de Dummy-Prothese met RSP IV op een Force Plate AMTI-OR6GT-1000, zie figuur 7. De proefpersoon heeft de instructie de overige gewrichten volledig gestrekt en zo stijf mogelijk te houden en mag voor balans licht een horizontale bar vasthouden. Wanneer er geen lengteverandering optreedt in het been van de proefpersoon, is de gemeten lengteverandering uitsluitend opgelegd door de RSP en wordt ook de stijfheid van de RSP gemeten in plaats van de beenstijfheid. Aangezien het zo gestrekt en stijf mogelijk houden van gewrichten niet representatief is voor het lopen met de RSP in de praktijk, wordt er ook een meting uitgevoerd waarbij de proefpersoon vrij is zijn gewrichten te bewegen. Een nadeel hiervan is echter wel dat de gevonden stijfheid niet langer de afzonderlijke stijfheid van de RSP is, maar een som van de afzonderlijke spieren en de RSP; de in 1.2 benoemde beenstijfheid.

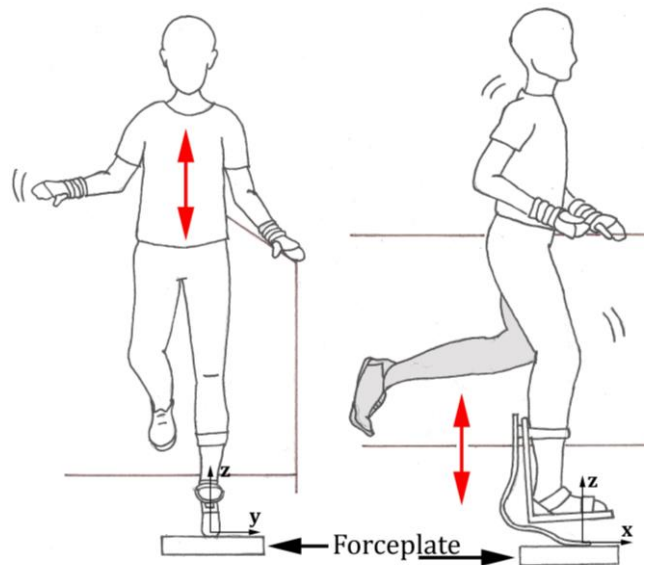
De vervorming van de RSP wordt opdezelfde manier geregistreerd als bij 2.1 Mechanische Stijfheid, de plaatsing van de markers is overeenkomstig en te zien in figuur 6. De kracht wordt gemeten met behulp van de Forceplate AMTI-OR6GT-1000. De proefpersoon zal met stijfgehouden been onder de eerdergenoemde hoeken de metingen uitgevoerd worden en ieder sprong zal tien keer herhaald worden; 3x10 metingen. Daarnaast zal onder iedere hoek α 10 keer gesprongen worden waarbij de proefpersoon vrij is om zijn gewrichten te bewegen; 3x10 metingen.

2.3 Dataverwerking

De dataverwerking wordt per vraag besproken. Per vraag wordt gekeken welke stappen nodig zijn om uit de methodes de juiste data te verkrijgen om een antwoord te kunnen geven.

2.3.1 Vormverandering van de RSP

Om de eerste onderzoeksvraag: "Hoe verandert de RSP van vorm bij belasting?" te kunnen beantwoorden wordt een simulatie gemaakt van de geregistreerde meting van de RSP op de trekbank. Dit zal worden gedaan met behulp van Matlab 2017b door de verplaatsing van de coördinaten van de markers in driedimensionale ruimte van de OptiTrack te bepalen. Allereerst wordt de data van de OptiTrack en de krachtsensor van de AMTI MC3A-1000/OR6GT-1000 geladen in Matlab. Vervolgens wordt een stickfiguur aangemaakt met behulp van de markers van de OptiTrack, zodat het in- en uitveren van de RSP in het sagittale vlak in beeld wordt gebracht. Het doel is om meer inzicht te krijgen in de verplaatsing van de individuele markers bij het in- en uitveren op de trekbank.



Figuur 7: Schematische weergave meetopstelling hopen van proefpersoon op 1 been. De proefpersoon moet de heup en knie zo stijf mogelijk houden.

2.3.2 Meetmethodes Stijfheid

Om de gevonden stijfheid tussen de verschillende meetmethodes te kunnen vergelijken, moet eerst de stijfheid bepaald worden. In Matlab 2017b wordt een Load-Deflection curve aangemaakt, zodat in een grafiek duidelijk de relatie zichtbaar is tussen de lengteverandering en de belasting van de RSP. De relatie tussen de grondreactiekracht($\vec{F}$) en de lengteverandering($\vec{\Delta L}$) kan met behulp van de definitie van stijfheid(k) vertaald worden naar formule (3).

$$\begin{bmatrix} F_x \\ F_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k_{11} & k_{12} \\ k_{21} & k_{22} \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \Delta L_x \\ \Delta L_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

Dit kan omgeschreven worden naar de volgende vergelijkingen (4)(5), waarbij C_1 en C_2 constanten zijn:

$$F_x = k_{11} * \Delta L_x + k_{12} * \Delta L_z + C_1 \quad (4)$$

$$F_z = k_{21} * \Delta L_x + k_{22} * \Delta L_z + C_2 \quad (5)$$

Vervolgens worden de vectordata in het sagittale vlak van de grondreactiekracht($\vec{F}$) en de lengteverandering ($\vec{\Delta L}$) van de RSP geëxporteerd naar SPSS. Met behulp van een meervoudige regressieanalyse in SPSS wordt de stijfheidsmatrix(k) bepaald. Zowel de waardes van de stijfheidsmatrix als de constante C_1 en C_2 moeten voldoen aan de eis dat ze ongelijk zijn aan 0 met een significantie van $p < 0.05$. Wanneer de stijfheidsmatrixen bekend zijn kan verder gegaan worden met de overige analyses in SPSS.

In SPSS wordt allereerst de variatiecoëfficiënt bepaald van de twee verschillende meetmethodes, de variatiecoëfficiënt geeft aan in hoeverre een meetmethode herhaald kan worden. Vervolgens wordt gekeken naar de lineaire correlatie tussen de twee verschillende meetmethodes met behulp van Pearsons correlatietest. De correlatie is de mate van de samenhang tussen twee onafhankelijke variabelen, in dit geval de stijfheid gevonden bij de meetmethode met de drukbank en de stijfheid gevonden bij het hopen met een stijf gehouden been. Het is nu mogelijk om antwoord te geven op de vraag of het mogelijk is om met de mechanische stijfheid een vertaling naar de praktijk te maken.

2.3.3 De hoek van de RSP

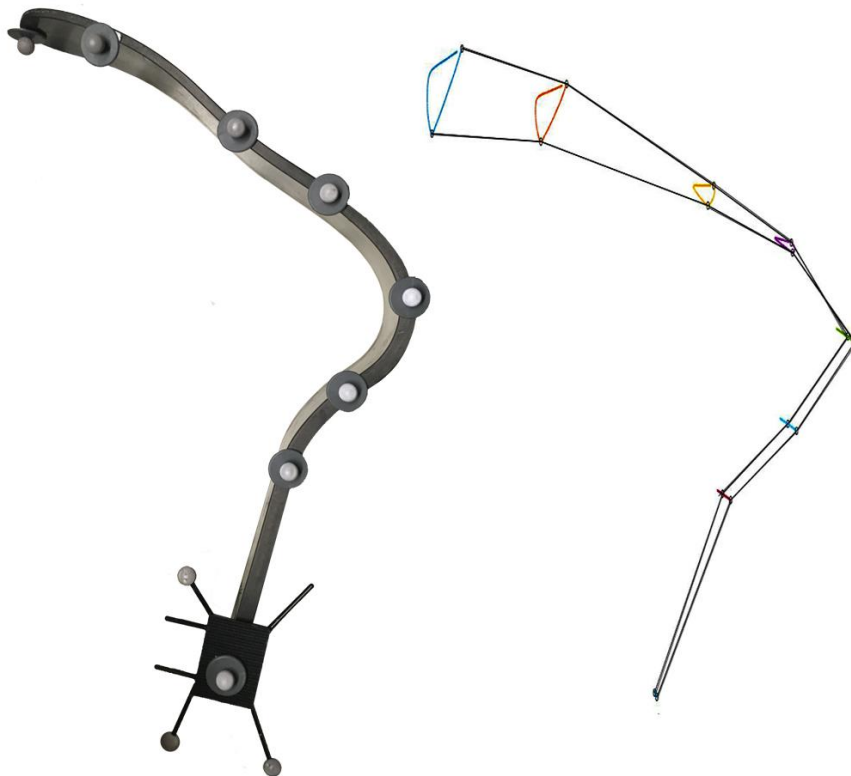
Om te toetsen of de gevonden stijfheid afhankelijk is van de hoek wordt er een One-Way ANOVA uitgevoerd. Met een One-Way ANOVA is het mogelijk om de stijfheid bij de verschillende hoeken met elkaar te vergelijken binnen een meetmethode. Er is sprake van een significant ander resultaat wanneer er met 95% zekerheid gezegd kan worden dat de stijfheid afhankelijk is van de hoek. Indien de stijfheid afhankelijk is van de hoek, wordt er gekeken welke hoeken significant afwijken met behulp van de Post Hoc test Bonferroni. Nu kan er een antwoord gegeven worden op de vraag of de stijfheid van de RSP afhankelijk is van de hoek waaronder de RSP belast wordt. De hypothese kan worden aangenomen of verworpen.

3. Resultaten

In dit deel zullen de resultaten van de metingen op de trekbank en van het hoppen per deelvraag worden behandeld. In paragraaf 3.1 wordt de vormverandering van de RSP besproken bij een hoek α van 0° . Bij de vormverandering wordt uitsluitend gekeken naar de methode op de trekbank, aangezien deze metingen van betere kwaliteit zijn. Voor het beantwoorden van deze deelvraag zijn de hoeken niet relevant, de resultaten hiervan te vinden in bijlage 7.3.1. Vervolgens wordt in paragraaf 3.2 per meetmethode gekeken naar de stijfheidsmatrices; helaas was het niet mogelijk stijfheidsmatrices op te stellen voor de metingen met het hoppen. Aanvullende grafieken en tabellen per meting zijn te vinden in bijlage 7.3.2. Aangezien het niet gelukt is stijfheidsmatrices op te stellen van de metingen bij het hoppen, wordt in paragraaf 3.3 uitsluitend gekeken naar de stijfheidsmatrices van de trekbank.

3.1 Vormverandering van de RSP

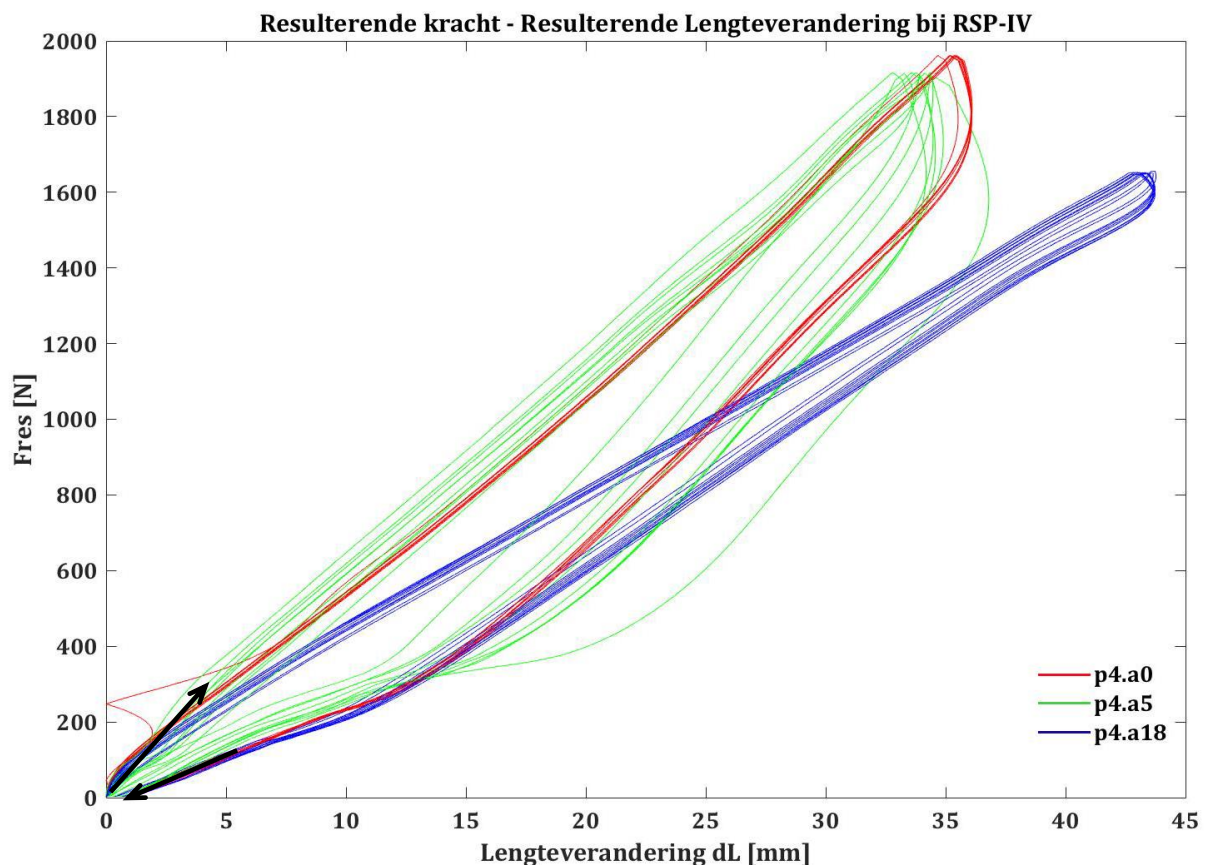
In figuur 8B is de vormverandering van de RSP te zien. Met behulp van een streamline is de verplaatsing van iedere individuele marker gedurende een meting geregistreerd. De stickfiguur geeft de verbindingen tussen de markers aan op het moment van rust en tijdens de maximaal ingegeeide positie. Ter referentie is in figuur 8A een foto van de RSP te zien op het moment van rust.



Figuur 8: Links (A) is een afbeelding van RSP-IV te zien tijdens rust. Rechts (B) is RSP-IV te zien gedurende de rustlengte en de meest in-geveerde stand op de trekbank. Iedere marker is verbonden met een streamline die de baan van de marker gedurende het in- en uit-veren weergeeft.

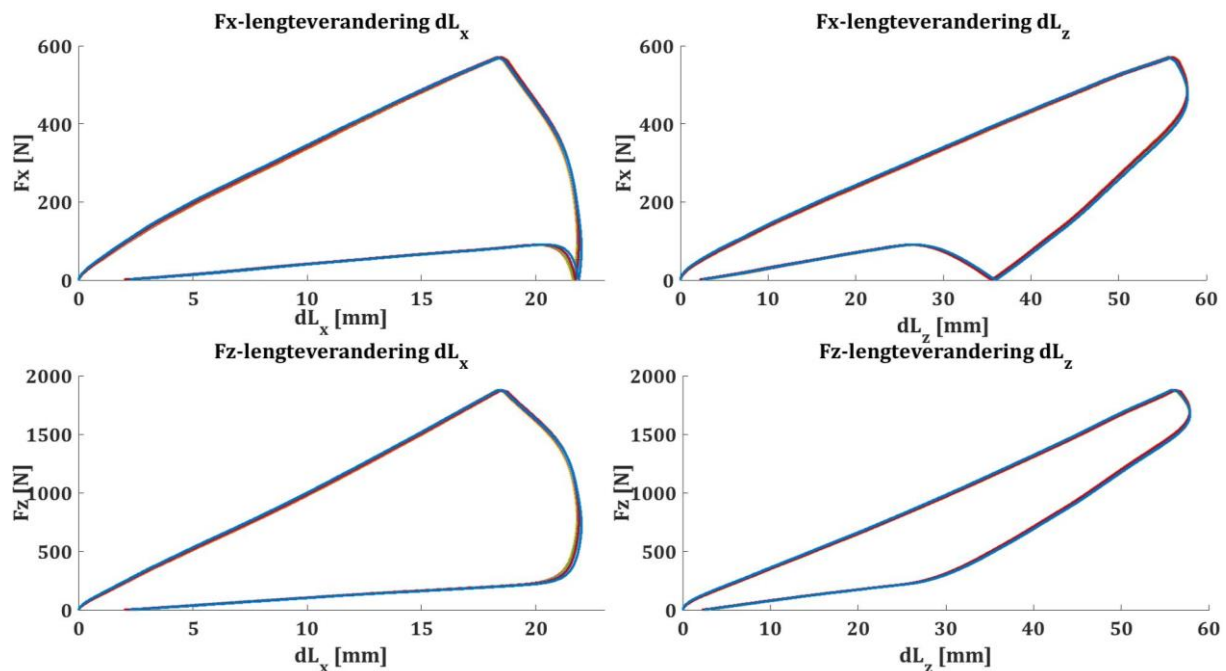
In de inleiding is aangegeven dat de manier waarop de lengteverandering bepaald wordt leidt tot significant verschillende waarden voor de stijfheid (Leeftang, 2015). In figuur 8 is te zien dat de marker op de teen (de bovenste marker) de grootste verplaatsing en de onderste marker de kleinste verplaatsing vertoont, daarom is besloten om tussen deze twee markers de lengteverandering te bepalen. Op deze manier wordt de RSP als onafhankelijk systeem beschouwt.

In figuur 9 is de resulterende lengteverandering van de RSP te zien tegenover de resulterende kracht bij alle metingen (3x10) op de trekbank. Meting 1 met een hoek α van 0° is niet correct verlopen, deze is niet in figuur 9 meegenomen. De metingen met een hoek α van 0° zijn in het rood weergegeven, de metingen met een hoek α van 5° in het groen en de metingen met een hoek α van 18° in het blauw. In figuur 9 is duidelijk bij alle metingen een hystereselus zichtbaar. In de inleiding is aangegeven dat het rendement van de energie van een RSP niet gelijk is aan 100%. In figuur 9 is dit te zien als het verschil tussen de oppervlakte onder de grafieken tijdens het in-veren en uit-veren van de RSP. Indien het in- en uit-veren van de RSP dezelfde baan zou volgen, zou het rendement gelijk zijn aan 100%; er is dan geen verlies van opgeslagen energie. In figuur 9 is er duidelijk wel een verlies van de opgeslagen energie. Het rendement van de RSP onder een hoek α van 18° is het hoogst van de drie hoeken; het verschil tussen de baan van het in- en uitveren is bij deze hoek het kleinst. Tot slot kan er gezien worden dat het vergroten van de hoek leidt tot een grotere lengteverandering van de RSP bij eenzelfde uitgevoerde kracht. De RSP vertoont bij een hoek α van 18° (blauw) een grotere lengteverandering bij 1400N dan bij een hoek α van 0° (rood).



Figuur 9: De resulterende kracht van de RSP tegenover de resulterende lengteverandering van RSP IV bij een hoek α van 0° (rood), 5° (groen) en 18° (blauw).

Om een duidelijker beeld te krijgen hoe de lengteverandering er tegenover de kracht uit ziet is figuur 10 gemaakt. Hierin is de lengteveranderingsvector en krachtvector opgesplitst in een X- en Z-component; het sagittale vlak. Aangezien het effect van de hoek niet relevant is voor het beantwoorden van de deelvraag: "Hoe verandert de RSP van lengte op de trekbank?" zijn in figuur 10 uitsluitend de resultaten te zien voor een hoek α van 0° . De resultaten voor een hoek α van 5° en 18° zijn te vinden in bijlage 7.3.1.



Figuur 10: Grafieken van RSP-IV onder een hoek van 0° opgesplitst in het X-Z vlak.

- A) Linksboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 B) Rechtsboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).
 C) Linksonder is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 D) Rechtsboven is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).

In figuur 10A en 10B is duidelijk te zien dat de kracht in de X-richting(F_x) resulteert in een lengteverandering in de X-richting(dL_x) en in de Z-richting(dL_z). De lengteverandering in de Z-richting is met circa 60mm duidelijk groter dan in de X-richting met circa 23mm. In figuur 10C en figuur 10D is de kracht in de Z-richting te zien tegenover respectievelijk de lengteverandering in de X-richting(dL_x) en in de Z-richting(dL_z). Wanneer in figuur 10 de linker grafieken vergeleken worden met de rechtergrafieken is duidelijk te zien dat de hystereze in de linker grafieken het grootst is; de grafieken met een lengteverandering in de X-richting(dL_x). In alle grafieken van figuur 10 neemt bij het uitveren eerst de lengteverandering toe alvorens af te nemen; pas vanaf $\frac{1}{3}$ van de $F_{\max}$ neemt de lengteverandering snel af. Tot slot is te zien dat de geregistreerde kracht F_z veel groter is circa 2000N dan de kracht F_x van circa 600N.

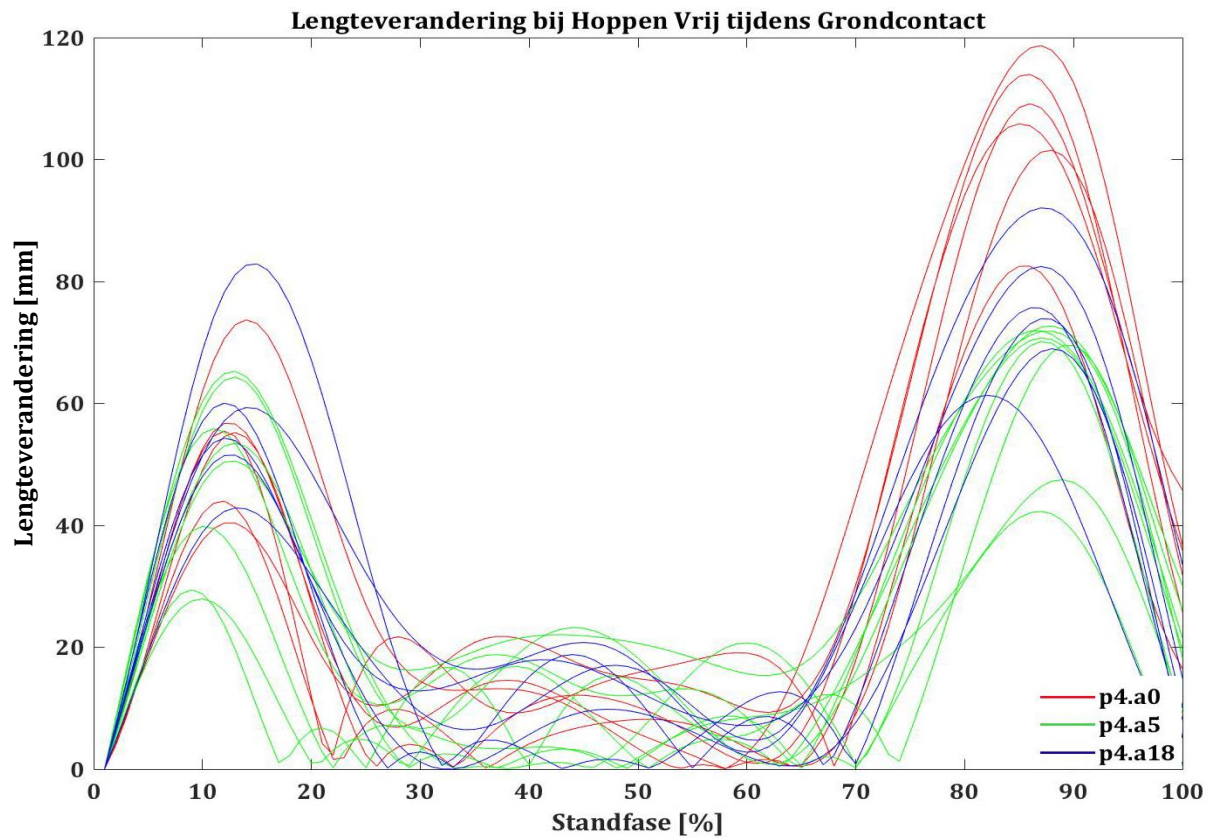
3.2 Meetmethodes Stijfheid

Met behulp van een meervoudige regressieanalyse in SPSS is geprobeerd de stijfheidsmatrix te bepalen van de RSP bij iedere meetmethode; dit is echter voor het hoppen niet gelukt. Zowel de waarden van de stijfheidsmatrix als de constante C_1 en C_2 uit formule (4) en (5) moeten voldoen aan de eis dat ze ongelijk zijn aan 0 met een significantie van $p < 0.05$. In tabel 2 zijn de resultaten te zien voor stijfheidsmatrix bij het hoppen; bij 5 metingen is ten minste één van de waarden uit de stijfheidsmatrix niet significant. Daarnaast is de R-waarde bij 7 metingen lager dan 0,500; bij $< 0,500$ bevindt minder dan 50% van de samples zich op de lijn gedefinieerd volgens formule (4) voor R_1 of (5) voor R_2 . Aangezien de waarden van de stijfheidsmatrix niet significant zijn voor de metingen bij het hoppen is besloten deze binnen dit onderzoek verder buiten beschouwing te laten.

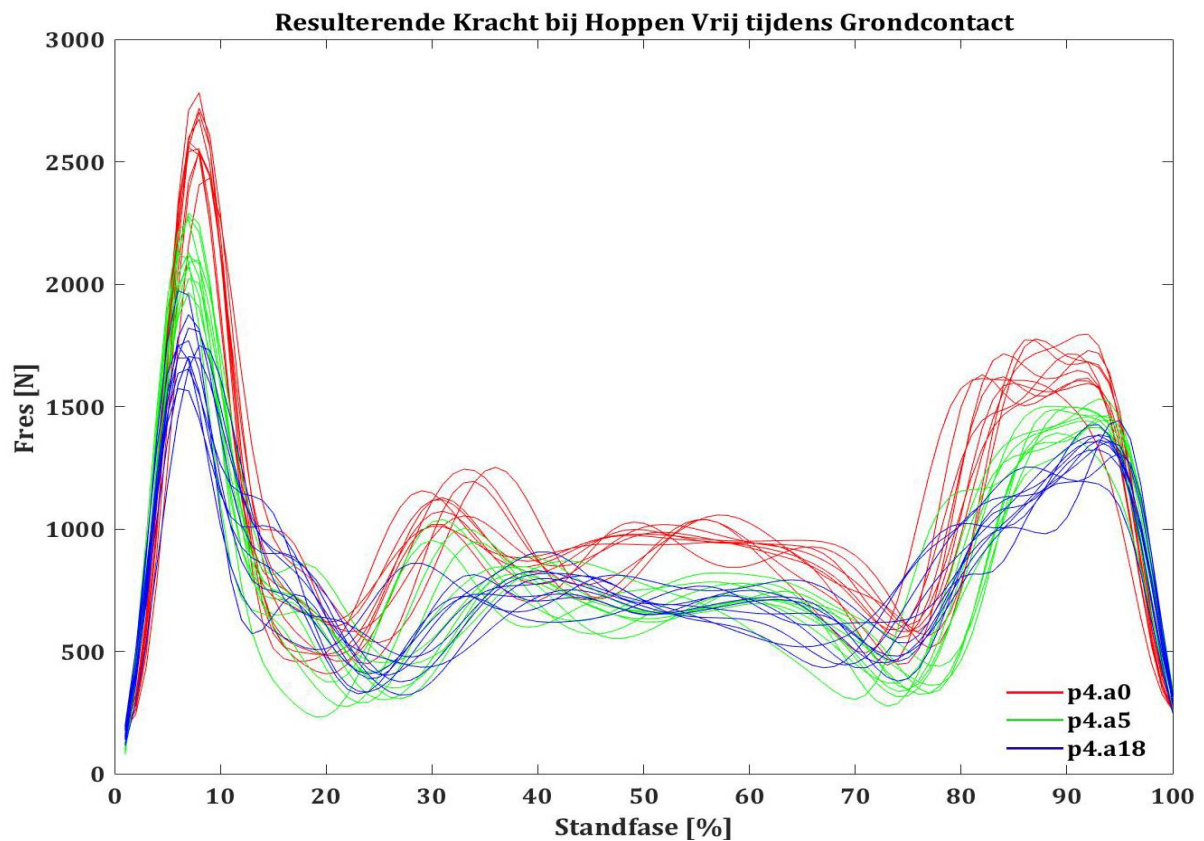
Tabel 2: De stijfheidsmatrix van Hoppen-Vrij met RSP IV en hoek α is 0°. De “*” geven aan bij welke metingen de gevonden waarde voor de stijfheidsmatrix niet significant ($p < 0.05$) waren. De laatste kolom geeft aan of aan alle voorwaarden wordt voldaan.

Meting	k_{11}	k_{12}	k_{21}	k_{22}	R_1	R_2	Bruikbaar?
1					.646	.392	Nee
2		*	*	*	.250	.179	Nee
3	*		*		.218	.183	Nee
4					.534	.323	Nee
5					.275	.407	Nee
6		*			.684	.663	Nee
7		*		*	.554	.302	Nee
8					.756	.548	Ja
9					.556	.789	Ja
10		*			.701	.406	Nee

Aangezien er geen betrouwbare stijfheidsmatrix is op te stellen van het hoppen, wordt er nader gekeken naar de resulterende grondreactiekracht en de resulterende lengteverandering van de RSP. In figuur 11 is de resulterende lengteverandering van RSP-IV te zien tijdens het hoppen met vrij te bewegen knie gedurende grondcontact[%] voor iedere sprong en hoek α . Bij iedere sprong is een hoek α van 0° weergegeven in het rood, een hoek α van 5° in het groen en een hoek α van 18° in het blauw. In figuur 12 is hetzelfde te zien voor de resulterende grondreactiekracht. In bijlage 7.3.2 zijn de resultaten te zien voor het hoppen met een stijf gehouden been en de resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering. In figuur 11 is te zien dat bij hoppen met vrij te bewegen knie en een hoek α van 18° (blauw) de lengteverandering kleiner is dan bij een hoek van 0° (rood). Wanneer in figuur 12 wordt gekeken naar het verschil in grondreactiekracht is te zien dat bij hoek α is 0° de grondreactiekracht veel hoger is dan bij een hoek α van 5° en 18°. Met vrij te bewegen knie is de proefpersoon is staat de RSP verder in te veren afhankelijk van de hoek; een afname in hoek resulteert in een grotere grondreactiekracht en een grotere lengteverandering. Hetzelfde geldt voor het hoppen met stijf gehouden been, zie figuur 23 en figuur 24 in bijlage 7.3.2. Van tevoren was verwacht dat in figuur 11 en 12 uitsluitend één piek te zien zou zijn, vergelijkbaar met de trekbank; echter is er gedurende de standfase[%] meerdere pieken te zien, er is veel ruis geregistreerd.



Figuur 11: De resulterende lengteverandering[mm] tegenover de standfase[%] tijdens het Hoppen-Vrij. Iedere lijn weergeeft een sprong met een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).



Figuur 12: De resulterende grondreactiekracht[N] tegenover de standfase[%] tijdens het Hoppen-Vrij. Iedere lijn weergeeft een sprong met een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).

In tabel 3 is de gemiddelde waarde over de metingen van de trekbank gegeven. In bijlage 7.3.2 Meetmethodes zijn de resultaten en de significanties per meting te vinden, de metingen die niet significant waren zijn niet meegenomen in het gemiddelde. Alvorens het gemiddelde in tabel 3 te bepalen is met een boxplot gekeken wat de spreiding was en of een van de metingen een extreme outlier was. Bij de meetmethode trekbank was meting 1 bij RSP-IV en hoek 0° een extreme outlier. Deze is uit de dataset gehaald, dit is ook de meting die al eerdergenoemd is.

Tabel 3: De resultaten voor de stijfheidsmatrix en de constanten voor de verschillende meetmethodes onder de verschillende hoeken bij de 1E90 IV weergegeven in $\mu \pm \sigma$.

Methode	Trekbank		
	0°	5°	18°
k₁₁[N/mm]	-37,437 ± 25,783	4,599 ± 1,502	-12,681 ± 0,528
k₁₂[N/mm]	15,484 ± 1,079	-1,305 ± 1,132	11,268 ± 0,123
k₂₁[N/mm]	-109,337 ± 104,823	-60,993 ± 8,081	-25,855 ± 2,641
k₂₂[N/mm]	50,026 ± 1,753	62,476 ± 3,043	39,501 ± 0,659
C₁	81,054 ± 19,191	32,103 ± 5,968	43,886 ± 4,930
C₂	95,105 ± 47,776	128,392 ± 64,412	59,328 ± 17,146
CV	<0.10	<0.20	<0.10

Doordat de stijfheidsmatrices van het hoppen niet bekend zijn is het niet mogelijk om de correlatie te bepalen tussen de mechanische stijfheidsmatrix en de stijfheidsmatrix gevonden bij het hoppen; Pearsons ρ wordt niet berekend.

3.3 De hoek van de RSP

In tabel 3 is het resultaat te zien van de gevonden mechanische stijfheidsmatrix bij de verschillende hoeken op de trekbank. Met behulp van One-Way ANOVA is gekeken of een andere hoek bij de trekbank een significant ander resultaat levert voor de stijfheidsmatrix. Met behulp van de Post Hoc test Bonferroni is gekeken welke hoek leidde tot het significant andere resultaat. In tabel 4 is het resultaat van de Post Hoc test Bonferroni te zien; wanneer een andere hoek een significant $p < 0.05$ ander resultaat voor een getal in de stijfheidsmatrix leverde is dit weergegeven met een *. Wanneer een waarde in de stijfheidsmatrix geen significant ander resultaat leverde bij een verandering in de hoek is de betreffende p-waarde genoteerd. In tabel 4 is te zien dat k_{11} -waarde voor hoek α 5° niet significant verschilt van k_{11} -waarde voor hoek 18° en vice versa ($p = 0,062$). Ditzelfde geldt bij de waarde voor k_{22} ($p = 0,063$). Bij k_{22} verschilt de waarde voor de hoek van 0° niet significant voor de waarde van 5° ($p = 0,092$).

Tabel 4: De resultaten van de One-Way Anova tussen de verschillende hoeken binnen de meetmethode trekbank. Indien $p \leq 0.05$ dan staat er een *, anders staat de p-waarde en is er geen significant verschil tussen k-waarde en de betreffende hoek.

Hoek	k ₁₁ [N/mm]			k ₁₂ [N/mm]			k ₂₁ [N/mm]			k ₂₂ [N/mm]		
	0°	5°	18°	0°	5°	18°	0°	5°	18°	0°	5°	18°
0°		*	*		*	*		*	*		0,092	*
5°	*		0,062	*		*	*		*	0,092		0,063
18°	*	0,062		*	*		*	*		*	0,063	

4. Discussie

Voordat de metingen werden uitgevoerd, werd verwacht dat de vervorming van de RSP niet lineair is naar aanleiding van eerdere resultaten (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014). Wanneer naar de resultaten wordt gekeken is tijdens het in-veren op de trekbank een bijna lineair verband te zien (figuur 9, figuur 10), tijdens het uitveren is echter duidelijk geen lineair verband. Indien het verband uitsluitend lineair zou zijn, zou de waarde van k_{12} en k_{21} in de stijfheidsmatrix gelijk moeten zijn aan 0, dit is niet het geval (tabel 3). Met de simulatie is een antwoord gegeven op de vraag hoe de RSP van lengte verandert in het sagittale vlak op de trekbank (figuur 8, figuur 9, figuur 10). Daarnaast werd verwacht dat bij maximale belasting het voetgewelf van de RSP verdwenen zou zijn, in figuur 8 is te zien dat dit gebeurt in maximaal in-geveerde stand.

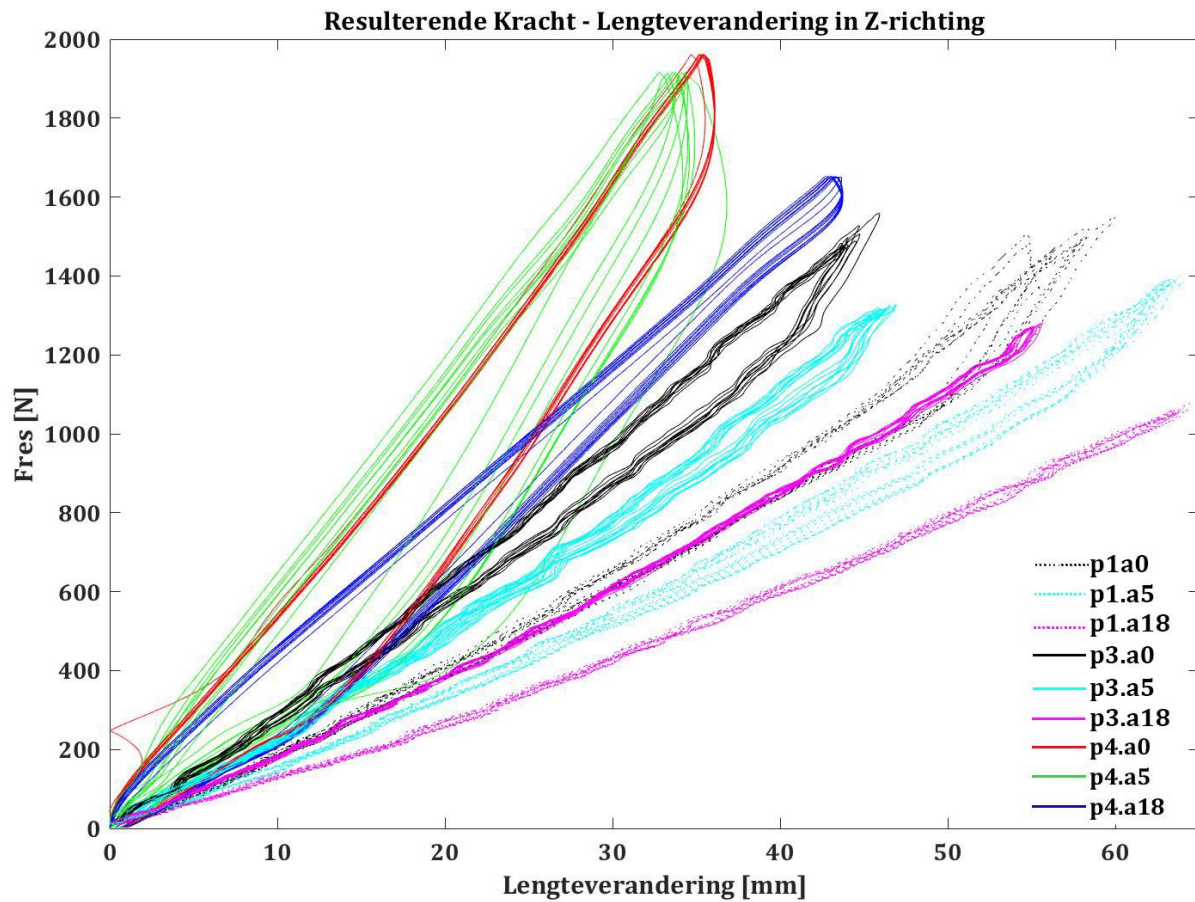
Met behulp van de trekbank is een mechanische stijfheidsmatrix op te stellen (figuur 9, figuur 10, tabel 3), voor het hoppen is het niet gelukt om een stijfheidsmatrix op te stellen (tabel 2, figuur 11, figuur 12). Het is hierdoor niet mogelijk om de correlatie tussen de twee meetmethodes te bepalen. Het is binnen dit onderzoek niet mogelijk een vertaling naar de praktijk te maken. In tabel 3 is te zien dat voor de trekbank de CV voldoet voor α is 0° en 18° , maar niet voor α is 5° .

Voor het uitvoeren van de metingen werd verwacht dat een verandering in de hoek α leidt tot een significant andere waarde voor de stijfheidsmatrix van de RSP. Een verandering van 0° naar 5° en van 5° naar 18° leidt niet tot een significant ander resultaat bij $p < 0.05$. Een verandering van 0° naar 18° leidt wel tot een significant ander resultaat (tabel 4). Wanneer de hoek α toeneemt, neemt de totale lengteverandering bij eenzelfde kracht toe (figuur 9) en neemt de kracht in de X-richting (F_x) af (figuur 10, figuur 20).

4.1 Vormverandering van de RSP

In figuur 8 is duidelijk te zien hoe de prothese veranderd van vorm, daarnaast is ook duidelijk de hysteresis te zien. Dit ondersteunt de eerdere resultaten dat een RSP geen rendement heeft van 100%. Verder is duidelijk te zien dat de vervorming van de RSP complex is, het is hierdoor niet mogelijk om de stijfheid te bepalen met uitsluitend een vervorming in de verticale richting. Dit wordt ondersteund door het resultaat uit de grafiek in figuur 10; er is een grote lengteverandering in zowel de X-richting als de Z-richting en de gevonden stijfheidsmatrix bestaat uit vier waardes die significant zijn (tabel 3). Voor het vervolg van het onderzoek is de lengteverandering bepaald tussen de marker die de meeste verplaatsing vertoonde (de teen) en de minste verplaatsing (de bovenkant van de RSP). Theoretisch gezien zou de onderste marker geen verplaatsing moeten vertonen (figuur 8); deze verplaatsing wordt veroorzaakt door de mechanische eigenschappen van de bevestigingsmethode op de trekbank.

Naar aanleiding van contact met DI MSc. S. Litzenberger is het mogelijk om de metingen op de trekbank te vergelijken met zijn resultaten (Litzenberger, 2017). In figuur 13 is te zien dat de RSP die in dit onderzoek gebruikt is een grotere stijfheid heeft dan de RSP's in het onderzoek van Litzenberger; dit is zoals verwacht met een categorie IV tegenover I en III. Wel is duidelijk te zien dat de hysteresis in dit onderzoek een stuk groter was; een reden hiervoor kan zijn dat de maximaal uitgeoefende kracht op de RSP een stuk groter is en meer vergelijkbaar met de praktijk (figuur 12). Daarnaast had Litzenberger tijdens zijn metingen last van het "Stick-Slip" effect, ondanks dat hij gebruik heeft gemaakt van een teflon-coating op de trekbank. Binnen dit onderzoek is bewust gekozen voor een laag rubber om het "Stick"-effect te vergroten; de wrijving die hierbij optreedt is vergelijkbaar met de praktijk. Het gebruik van het rubber kan ook het effect verklaren van de toegenomen hysteresis binnen dit onderzoek ten opzichte van Litzenberger.



Figuur 13: De resulterende kracht(X-Z) tegenover de lengteverandering in de Z-richting voor iedere metingsituatie in één kleur. De metingen in zwart, cyaan en magenta komen uit het onderzoek van Litzenberger (2017).

4.2 Meetmethodes Stijfheid

De metingen van het hoppen waren te complex om een stijfheidsmatrix op te stellen, dat is ook te zien aan de lengteverandering (figuur 11) en de grondreactiekracht (figuur 12). In figuur 11 en figuur 12 is te zien dat een toename in hoek α leidt tot een toename in de lengteverandering en een toename in de grondreactiekracht. Er waren meerdere problemen om een matrix te kunnen bepalen voor de stijfheid tijdens het hoppen:

1. Er zijn te weinig samples gemeten per sprong; ca. 200 samples per sprong tegenover ca. 10.000 per meting (éénmaal in- en uitveren) op de trekbank. Een oplossing hiervoor zou het herhalen van de metingen zijn met behulp van de losse OptiTrack camera's in plaats van de OptiTrack-balk. De balk heeft een maximale samplefrequentie van 120Hz, welke niet aangepast kan worden.
2. Binnen dit onderzoek zijn de metingen van het hoppen uitgevoerd als reeks per hoek; meerdere sprongen per meting. De reden hiervoor is dat nu alleen bij de reeksen het startmoment gekalibreerd hoeft te worden tussen de OptiTrack en het krachtenplatform. De losse sprongen worden eruit geknipt ná kalibratie. Achteraf is het beter iedere sprong als losse meting uit te voeren; als er nu een fout optreedt met de kalibratie zijn alle sprongen binnen een reeks niet bruikbaar. De beste oplossing is om gebruik te maken van het krachtenplatform geïntegreerd in de software Motive van de losse OptiTrack camera's.

3. Problemen met de stabiliteit voor de proefpersoon; bij een verandering van de hoek van de RSP aan de Dummy-Prothese verplaatst het contactpunt met de grond en zodoende het steunvlak onder de voet. In de praktijk betekent dit dat de proefpersoon erg veel moeite heeft om overeind te blijven staan tijdens de metingen; hij/zij corrigeert de balans gedurende de meting. Dit is ook te zien in de grondreactiekracht in de resultaten; deze vertoont veel ruis gedurende de standfase, waar één piek verwacht werd. Er is nogmaals gekeken naar beelden van het hoppen uit het onderzoek van Oudenhoven et al (2017), de proefpersonen binnen dit onderzoek hebben geen probleem met de balans; de proefpersonen zijn ervaren met het lopen op een RSP en het steunvlak van de RSP valt in het verlengde van het lichaamszwaartepunt van de proefpersoon.
4. Vooraf is er geen rekening mee gehouden om te kunnen controleren of de proefpersoon zijn been bij hoppen vast geheel stijf hield. In de toekomst is het beter om ook een marker op de heup te plaatsen, zodat gecontroleerd kan worden of er niet wordt bewogen met de knie.
5. Voor het uitvoeren van de testen was de aanname gedaan dat de Dummy-Prothese eenzelfde resultaat zou geven als hoppen op het aangedane been bij een niet-valide atleet. Naar aanleiding van het resultaat in figuur 11 en figuur 12 rijst de vraag of deze aanname juist is. Voor vervolgonderzoek is het relevant om dit nader te onderzoeken.

Helaas is het nu niet mogelijk een correlatie te bepalen tussen de stijfheidsmatrix gevonden op de trekbank. Hierdoor kan er niet bepaald worden of er een relatie is tussen de gevonden mechanische stijfheidsmatrix en de praktijk. Wel is duidelijk geworden dat met behulp van een trekbank goed een stijfheidsmatrix is op te stellen; uitsluitend bij een hoek α van 5° was er een meting niet significant. Tot slot is de CV van de trekbank kleiner dan 0.10 bij 0° en 18° .

4.3 De hoek van de RSP

In bijlage 7.3.2 is te zien dat de R_1 -waarde bij een hoek α van 5° ($\mu_{5^\circ}=0,689$) veel lager is dan bij de overige hoeken ($\mu_{0^\circ}=0,905$, $\mu_{18^\circ}=0,966$). Reden hiervoor is dat het binnen dit onderzoek niet is gelukt om bij deze hoek de RSP recht onder de trekbank uit te lijnen, hier is ook duidelijk het gevolg van te zien in de metingen ($0.10 < CV < 0.20$). Zo vertoont de metingen met een hoek α van 5° op de trekbank de grootste hysteresis en is dit ook de meting die qua hoek bijna significant ($p < 0.05$) verschilt van 0° ($p=0,092$) en 18° ($p=0,063$). Het is nu moeilijk te zeggen of deze hoek daadwerkelijk geen significant ander resultaat voor de stijfheidsmatrix geeft of dat dit een gevolg is van de minder goede uitlijning van de RSP. Het antwoordt op de vraag: "Is de stijfheid van de RSP afhankelijk van de hoek waaronder deze belast wordt?" is ja, echter de mate waarin de stijfheid afhankelijk is van de hoek van RSP dient nader onderzocht te worden. Aanbevolen wordt om de metingen met de hoek van 5° opnieuw uit te voeren en dezelfde metingen met meerdere prothesen uit te voeren.

5. Conclusie

Met behulp van 3. Resultaten en 4. Discussie kan er nu met behulp van de resultaten per deelvraag een antwoordt gegeven worden op de hoofdvraag van het onderzoek. De hoofdvraag van het onderzoek luidt:

“Is de trekbank een goed uitgangspunt naar de zoektocht voor een praktisch meetsysteem om de stijfheid van verschillende RSP's te kunnen vergelijken?”

Helaas is het niet mogelijk om hier een volledige ja op te geven; de trekbank geeft significante resultaten voor de stijfheidsmatrix en lijkt een goed uitgangspunt, het was binnen dit onderzoek echter niet mogelijk om de vertaling naar de praktijk te maken.

Met behulp van de trekbank is het mogelijk om nauwkeurig metingen uit te voeren en een stijfheidsmatrix op te stellen met een hoge R-waarde ($>0,905$), daarnaast zijn alle waarden binnen de stijfheidsmatrix significant ($p < 0.05$). Het is goed mogelijk om de verandering van de vorm en lengte van de RSP in beeld te brengen met behulp van de trekbank (figuur 8, figuur 9, figuur 10). Resultaten uit eerder onderzoek (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014) dat het verband tussen de lengteverandering en de kracht niet lineair is werd bevestigd; k_{12} en k_{21} in de stijfheidsmatrix zijn ongelijk aan 0 (tabel 3).

Doordat het niet is gelukt om een stijfheidsmatrix te bepalen van de metingen met het hoppen (tabel 2, figuur 11, figuur 12), is het niet mogelijk om de correlatie van de mechanische stijfheidsmatrix te bepalen met het hoppen. Hierdoor is de vertaling van de mechanische stijfheidsmatrix naar de praktijk niet bekend. Dit dient nader onderzocht te worden.

De invloed van de hoek op de stijfheidsmatrix komt duidelijk naar voren in tabel 4. De invloed van de hoek op de stijfheidsmatrix dient mee te worden genomen in het toekomstige praktische meetsysteem. De mate van invloed van de hoek dient nader onderzocht te worden; in de discussie kwam naar voren dat 2 waarden in de stijfheidsmatrix niet significant ($p < 0.05$) waren bij de hoek α van 5° ten opzichte van 0° en 18° ($0.05 < p < 0.10$). Een oorzaak hiervoor lijkt de minder goede uitlijning te zijn van de RSP bij deze metingen. Om dit te kunnen bevestigen dienen deze metingen over gedaan te worden, hier was binnen dit onderzoek geen tijd meer voor beschikbaar door beperkte gezamenlijke beschikbaarheid van de trekbank Zwick 010, de AMTI MC3A-1000 en de OptiTrack V120 TRIO.

Het belangrijkste wat dit onderzoek oplevert is meer kennis over de mogelijkheden van het meten van de stijfheidsmatrix van een RSP. Daarnaast is er nog steeds behoefte aan een mobiel meetsysteem om de stijfheid van verschillende RSP's te kunnen vergelijken. De belangrijkste aanbevelingen zijn:

- Overdoen van de metingen met het hoppen met een niet-valide atleet (met inachtneming van de discussiepunten), waarbij gehopt wordt op het aangedane been. Resultaten uit deze metingen kunnen dan vergeleken worden met de resultaten voor de stijfheidsmatrix van de trekbank van dit onderzoek.
- Metingen op de trekbank uitbreiden met meerdere categorieën van de 1E90 RSP en de hoeken aanvullen met hoeken die optreden tijdens de sprint en de hoek α van 5° (economische validiteit).
- Metingen op de trekbank uitvoeren met behulp van een hogere compressiesnelheid; meer representatie met de stapfrequentie gedurende een sprint (economische validiteit).
- Is de aanname van de Dummy-Prothese om representatief te zijn voor het lopen van een niet-valide atleet correct?

6. Literatuurlijst

- Aslani, N., Noroozi, S., Shin Yee, K., Ong Chao, A., & Maggs, C. (2016). Simulation of gait asymmetry and energy transfer efficiency between unilateral and bilateral amputees. *International Sports Engineering Association*, 19, 163-170.
- Babic, V., Harasin, D., & Dizdar, D. (2007). Relations of the variables of power and morphological characteristics to the kinematic indicators of maximal speed running. *Kinesiology*, 39, 28-39.
- Beck, O., Taboga, P., & Grabowski, A. (2016). Characterizing the Mechanical Properties of Running-Specific Prostheses. *PLoS ONE* 11(12).
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A., Messonnier, L., & Lacour, J. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42, 274-281.
- Cronin, J., Ogden, T., Lawton, T., & Brughelli, M. (2007). Does increasing maximal strength improve sprint running performance? *National strength and Conditioning Association*, 29, 86-95.
- Dyer, B., Sewell, P., & Noroozi, S. (2013). How should we assess the mechanical properties of lower-limb prosthesis technology used in elite sport? - An initial investigation. *Journal Biomedical Science and Engineering*, 6, 116-123.
- Dyer, B., Sewell, P., & Noroozi, S. (2014). An investigation into the measurement and prediction of mechanical stiffness of lower limb prostheses used for running. *Assistive Technology: The official journal of RESNA*, 26, 157-163.
- Dyer, B., Sewell, P., & Noroozi, S. (2015). Sprinting with an amputation: Some race-based lower-limb step observations. *Prosthetics and Orthotics International*, 39, 300-306.
- Ellens, S. (2016). *Het bepalen van de veerconstante matrix van een trekveer*. Expertisecentrum Bewegingstechnologie. Den Haag: Haagse Hogeschool.
- Gebrowski, A., McGowan, C., McDermott, W., Beale, M., Kram, R., & Herr, H. (2010). Running specific prosthesis limit ground-force during sprinting. *Biology Letters*, 6, 201-204.
- Geil, M. (2002). Technical Note: An iterative method for viscoelastic modeling of prosthetic feet. *Journal of Biomechanics*, 35, 1405-1410.
- Hafner, B., Sanders, J., Czerniecki, J., & Fergason, J. (2002). Trans-tibial energy-storage-and-return prosthetic devices: A review of energy concepts and a proposed nomenclature. *Clinical Biomechanics*, 17(5), 323-344.
- Hobara, H., Tominaga, S., Umezawa, S., Iwashita, K., Okino, A., Saito, T., . . . Ogata, T. (2012). Leg stiffness and sprint ability in amputee sprinters. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(3), 312-317.
- Kruiswijk, R. (2014). *Het analyseren en kwantificeren van de eigenschappen van running blades*. Expertisecentrum Bewegingstechnologie. Den Haag: Haagse Hogeschool.
- Lechler, K. (2005). *Lower-limb prosthetics: Design improvements of a prosthetic sprint foot*. (A. A. Prosthetics, Red.) Opgeroepen op Januari 17, 2014, van Journal of Proceedings : <http://www.oandp.org/publications/job/2005-36.asp>
- Leeflang, T. (2015). *Analyseren en kwantificeren van dynamisch gedrag van Running Specific Prostheses(RSP)*. Expertisecentrum Bewegingstechnologie. Den Haag: Haagse Hogeschool.
- Litzenberger, S., Sabo, A., & Fuss, F. (2016). Effect of different mounting angles of prosthetic feet dedicated to sprinting on reaction forces. *Elsevier: Procedia of Engineering* 147, 490-495.
- McGowan, C., Grabowski, A., McDermott, W., Herr, H., & Kram, R. (2012). Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses. *Journal of the Royal Society Interface*, 9, 1975-1982.
- Naroozi, S., Sewell, P., Ghaffar, A., Rahman, A., Vinney, J., & Zhi Chao, O. (2013). Modal analysis of composite prosthetic energy-storing-and-returning feet: An initial investigation. *Journal of Sports Engineering and Technology*, 227, 39-48.
- Nolan, L. (2008). Carbon fibre prostheses and running in amputees: A review . *Foot and Ankle Surgery*, 14, 125-129.

- Noroozi, S., Sewell, P., Ghaffar, A., Rahman, A., Vinney, J., Zhi Chao, O., & Dyer, B. (2013). Modal analysis of composite prosthetic energy-storing-and-returning feet: an initial investigation. *Journal of Sports Engineering and Technology*, 227, 39-48.
- Nummela, A., Keranen, T., & Mikkelsen, L. (2007). Factors relating to top running speed and economy. *International Journal of Sports medicine*, 28, 655-661.
- Oudenhoven, L., Boes, J., Hak, L., Faber, G., & Houdijk, H. (2017). Regulation of step frequency in transtibial amputee endurance athletes using a running-specific prosthesis. *Journal of Biomechanics*, 51, 42-48.
- Pluimgraaff, L., & Pol, L. (2017). *Dummyprothesen*. Den Haag: De Haagse Hogeschool: Mens en Techniek | Bewegingstechnologie.
- Versluys, R., Beyl, P., Van Damme, M., Desomer, A., Van Ham, R., & Lefeber, D. (2009). Prosthetic feet: State-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 4, 65-75.
- Vletter, G. (2014). *The ideal running-specific prosthesis for a 100-m sprint*. Biomechanical Engineering. Delft: TU Delft.
- Weyand, P., Sternlight, D., Bellizzi, M., & Wright, S. (2000). Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *Journal of Applied Physiology*, 89, 1991-1999.

7. Bijlagen

7.1 Tekeningen

7.1.1 Detailtekening 1E90-IV

Voor het uitvoeren van dit onderzoek is een detailtekening gemaakt van de Ottobock Sprinter 1E90 categorie IV. In de detailtekening komt duidelijk de complexe vorm van de RSP naar voren; de wisselende dikte en de verschillende krommingen.

7.1.2 Bouwtekening wigje 18°

De Dummy-Prothese van Pluimgraaff et al (2017) beschikte uitsluitend over wigjes van 0°, 5°, 10° en 15°. Aangezien binnen dit onderzoek gebruik gemaakt ging worden van een hoek α van 18°, is deze in de werkplaats bij gemaakt door de onderzoeker. De bouwtekening hiervan is te vinden in tekeningnummer 7.1.2.

7.1.3 T-stuk voor bevestigen RSP op sensor

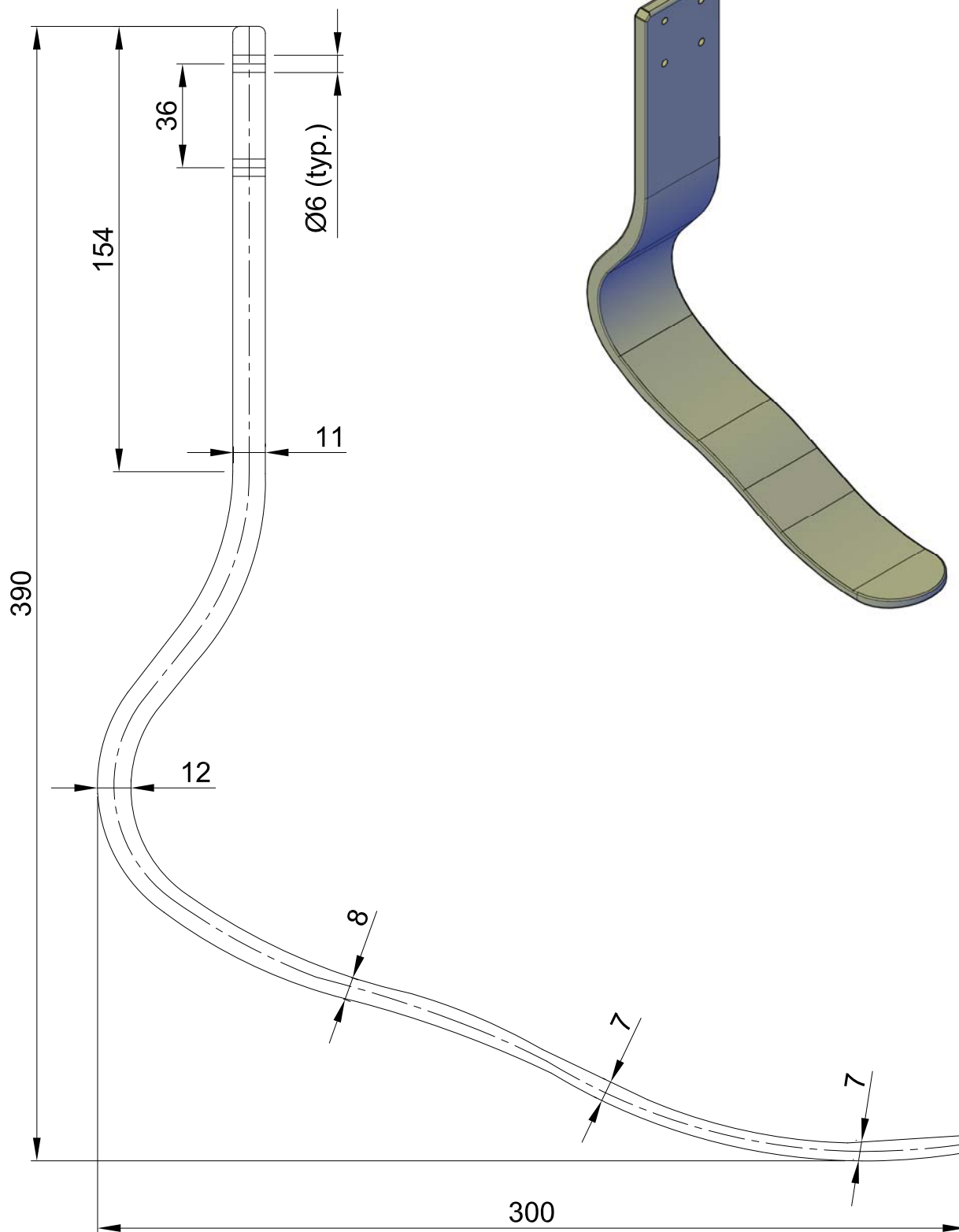
Bij de metingen van de trekbank is gebruik gemaakt van de AMTI MC3A-1000 3D sensor. Om e RSP met behulp van de wigjes op de sensor te kunnen bevestigen, diende er een T-stuk ontworpen en vervaardigd te worden. De bouwtekening hiervan is te vinden in tekeningnummer 7.1.3.

7.1.4 Accessoire bevestigen sensor op trekbank

Het was niet mogelijk om de AMTI MC3-1000 3D sensor van de VU Amsterdam direct op de trekbank Zwick 010 van de TU Delft Fac. 3ME te bevestigen. Om dit mogelijk te maken diende er een accessoire ontworpen en vervaardigd te worden. De bouwtekening hiervan is te vinden in tekeningnummer 7.1.4.

SIDE VIEW

ISO VIEW



Amerikaanse projectie.

Schaal 1: 2

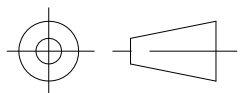
Naam: Tessa Leeflang

Maateenheid : mm

ID-Code: 11090774

Datum : 31-03-'18

Opmerking: -



MENS EN TECHNIEK
BEWEGINGSTECHNOLOGIE

Opdracht/project:
Het analyseren van de stijfheid van RSP's

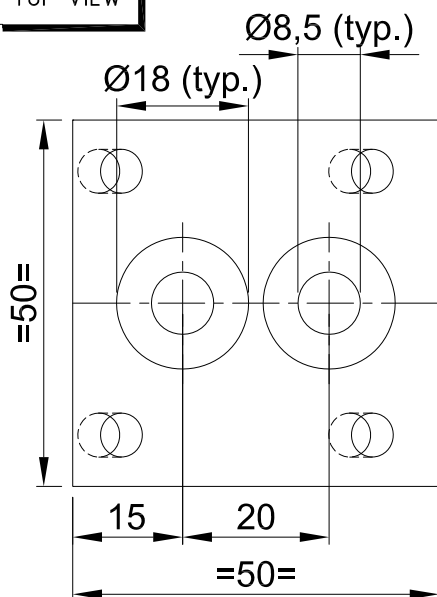
Tek.nr. 7.1.1

Bestand: RSP4.dwg

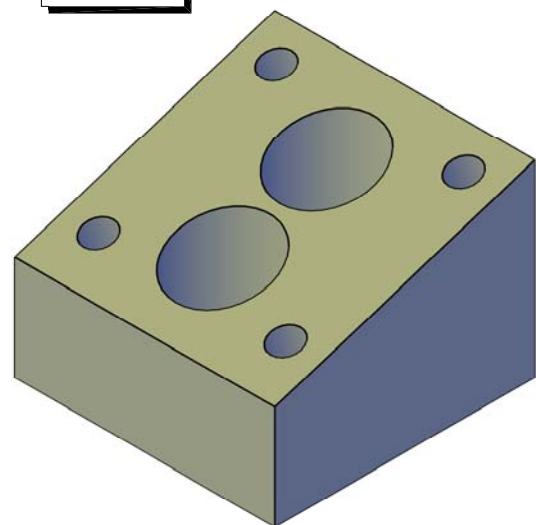
Benaming: Globale Maten RSP- Ottobock 1E90 Type IV

A4

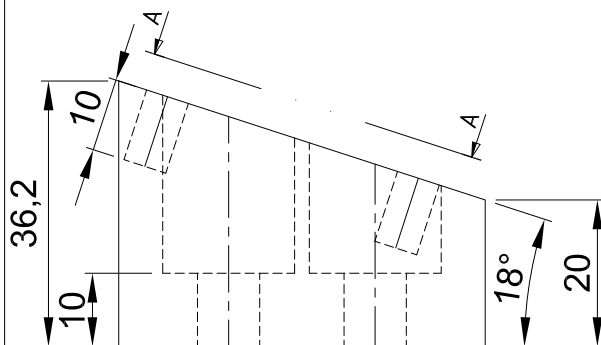
TOP VIEW



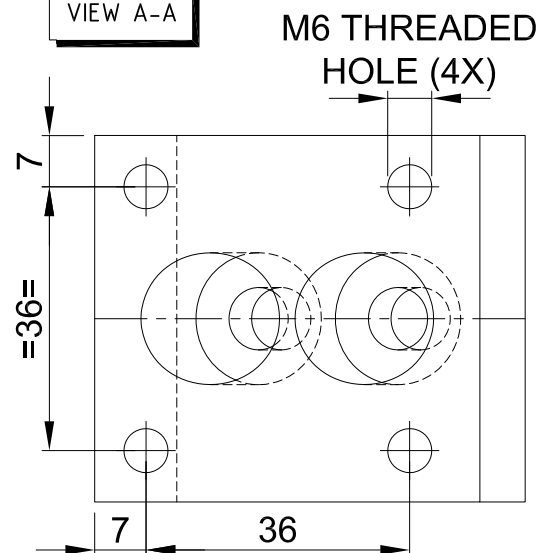
ISO VIEW



FRONT VIEW



VIEW A-A



1X TE VERVAARDIGEN UIT ALUMINIUM, 50 x 50 x 37

Amerikaanse projectie.

Schaal 1: 1

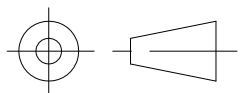
Naam: Tessa Leeflang

Maateenheid : mm

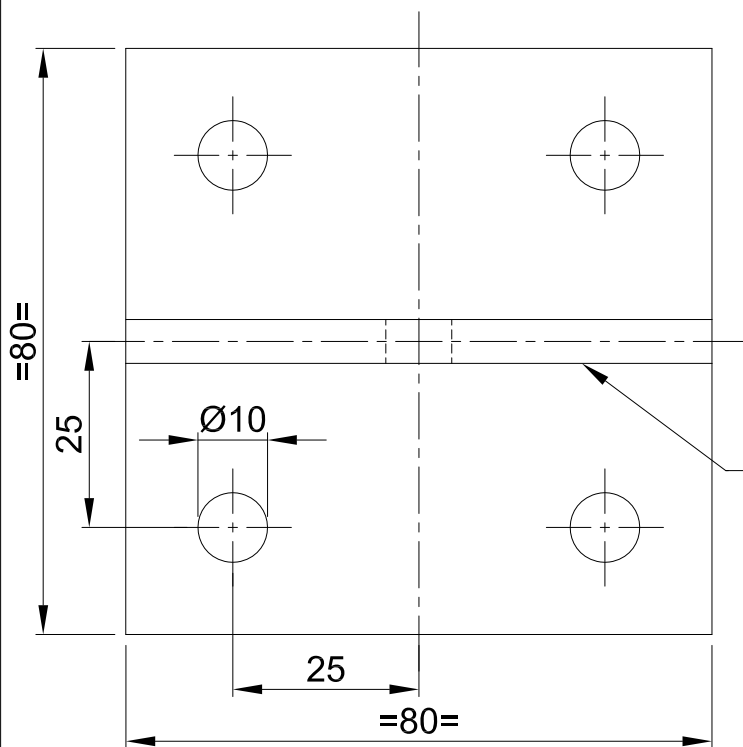
ID-Code: 11090774

Datum : 31-03-'18

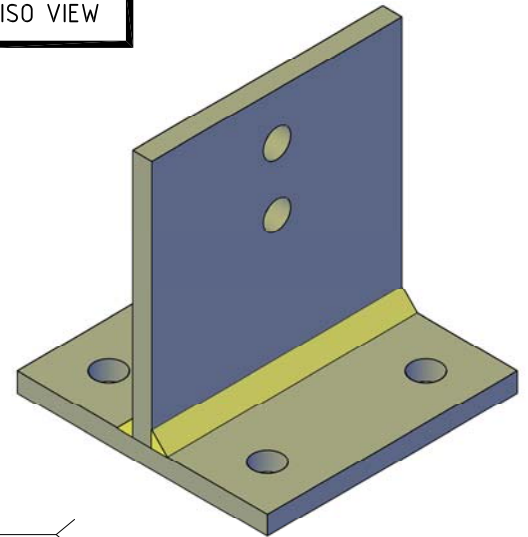
Opmerking: -



TOP VIEW

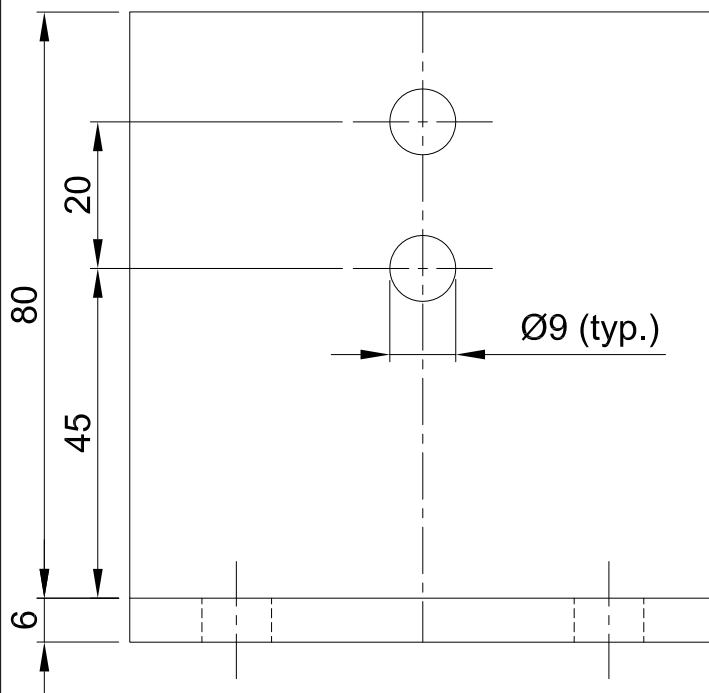


ISO VIEW



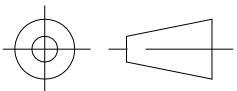
5
5

FRONT VIEW



1X TE VERVAARDIGEN UIT TENMINSTE S235, 2 MAAL 80 x 80 x 6

Amerikaanse projectie.



Schaal 1: 1

Maateenheid : mm

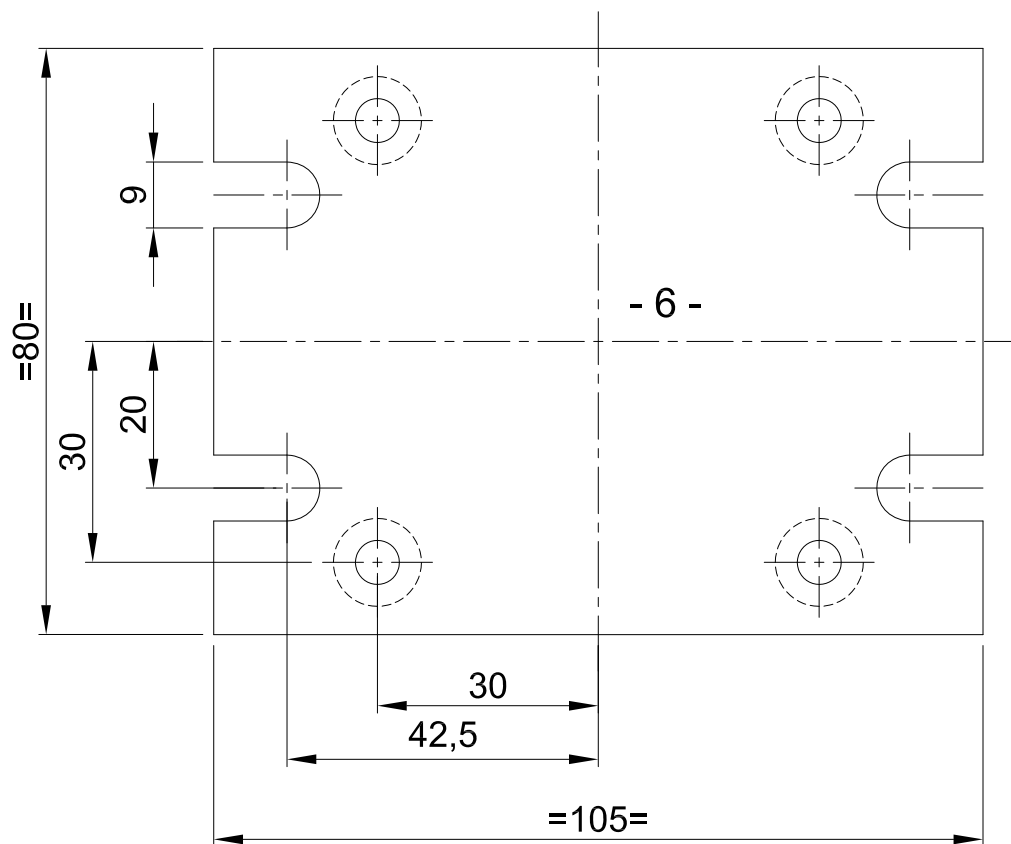
Datum : 31-03-'18

Naam: Tessa Leeftang

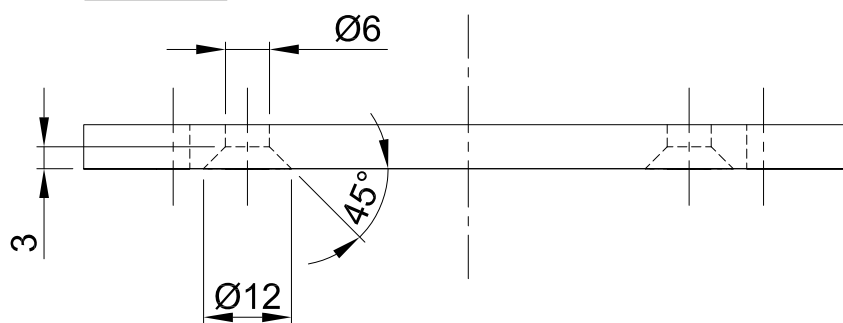
ID-Code: 11090774

Opmerking: -

TOP VIEW

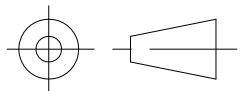


FRONT VIEW



1X TE VERVAARDIGEN UIT TENMINSTE S235, 80 x 105 x 6

Amerikaanse projectie.



Schaal 1: 1

Maateenheid : mm

Datum : 31-03-'18

Naam: Tessa Leeftang

ID-Code: 11090774

Opmerking: -

7.2 Meetprotocol

7.2.1 Meetprotocol "Drukbank"

Benodigdheden:

- Ottobock 1E90 Sprinter, gebruikt exemplaar categorie IV
- Strook rubber met $\mu \geq 0,5$ (=identiek hoppen)
- 7 Markers
- 1 Clustermarker
- Zwick 010 Drukbank
- Krachtsensor AMTI MC3A-1000
- Wiggen met hoek α ; 0° , 5° en 18°
- OptiTrack V120 TRIO
- Driepoot
- Statief
- Meetlint
- Computer met bijbehorende software; IBM SPSS Statistics 20, Matlab 2017b, OptiTrack Motive 2.0.1 en Netforce 3.5.3

Meetprotocol:

1. Bevestig de prothese op blok 1 en plaats deze op de Zwick 010.
2. Bevestig de krachtsensor zoals in de detailschets in figuur 15 op de Zwick 010. Bevestig de strook rubber op de Zwick 010 (De opstelling ziet er nu uit zoals in figuur 14).
3. Plaats de markers op de prothese volgens figuur 16.
4. Meet met het meetlint een afstand van 1.5m ten opzichte van de Zwick 010 en plaats hier beide driepoten.
5. Plaats op de ene driepoot de OptiTrack V120 TRIO en sluit deze met de USB-kabel aan op de computer. Plaats op de tweede driepoot de High-Speed Camera.
6. Maak van de drie losse markers van de clustermarker een Rigid Body in Motive.
7. Stel het beginpunt van de tafel van de Zwick 010 in dat er net een A4 blaadje kan tussen de prothese en de krachtsensor (=nulpunt).
8. Start de meting met Motive, de Zwick 010 en de AMTI-sensor.
9. Druk de prothese in door de krachtsensor van de Zwick 010 te verlagen met een snelheid van 50mm/min tot een maximum van 2000N.
10. Laat de sensor van de drukbank weer stijgen tot het startpunt met een snelheid van 50mm/min.
11. Wacht 15 seconde.
12. Herhaal stap 8 t/m 10 tien keer.
13. Vervang blok 1 voor blok 2.
14. Herhaal stap 6 t/m 11.
15. Vervang blok 2 voor blok 3.
16. Herhaal stap 6 t/m 11.

Globaal dataverwerkingsprotocol:

1. De testgegevens zijn geregistreerd in Motive en AMTI Netforce.
2. Bewerk de gegevens in Motive: onjuiste markers verwijderen en data filteren en exporteer ze als -.c3d bestand.
3. Laad de testgegevens in Matlab.
4. Bepaal de verplaatsing van de markers van de OptiTrack in Matlab
5. Laad de simulatie van de meting.
6. Bepaal de lengteverandering van de prothese gedurende de tijd.
7. Bepaal de grondreactiekracht gedurende de tijd.
8. Maak in Matlab een grafiek per hoek met op de X-as de lengteverandering(cm) en op de Y-as de grondreactiekracht(N); plot de bijbehorende metingen en het gemiddelde.
9. Start SPSS

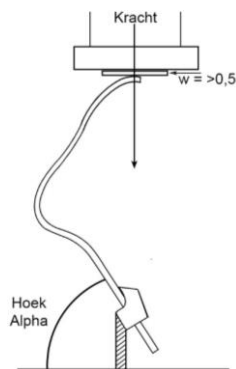
10. Bepaal de stijfheidsmatrix van meting 1-30 door middel van een regressieanalyse.
11. Voer de gegevens van de stijfheidsmatrix van de metingen in.
12. Bepaal de variatiecoëfficiënt over meting 1-10, meting 11-20 en meting 21-30.
13. Bepaal met One-Way ANOVA de relatie tussen de hoek en de stijfheid.
14. Vul de gegevens aan in tabel 2 voor III-kort.
15. Herhaal alle stappen met de tweede prothese IV-lang en vul de gegevens in tabel 3 in.

Tabel 5: Resultaten Drukbank 1E90 III-kort

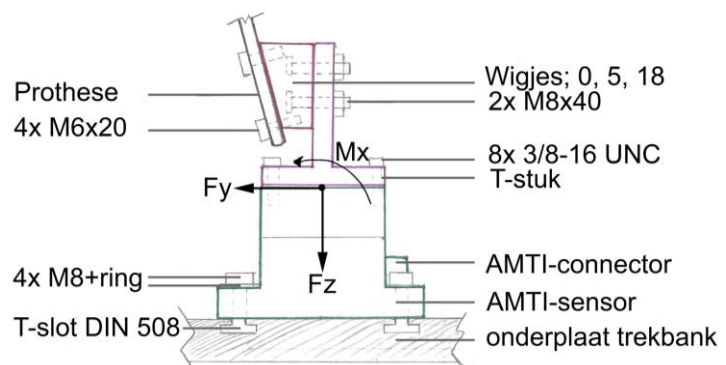
Meting	Hoek α [°]	CV	$F_{\max}$ [N]	$\Delta L_{\max}$ [mm]
1-10	0			
11-20	5			
21-30	18			

Tabel 6: Resultaten Drukbank 1E90 IV-lang

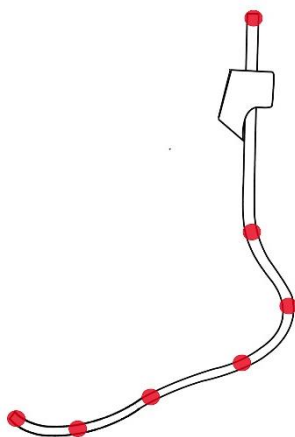
Meting	Hoek α [°]	CV	$F_{\max}$ [N]	$\Delta L_{\max}$ [mm]
1-10	0			
11-20	5			
21-30	18			



Figuur 14: Schematische weergave meetopstelling in Zwick 010 met de RSP onder hoek α en $u \geq 0,5$.



Figuur 15: Detailschets van de meetopstelling met de bevestiging op de Zwick 010.



Figuur 16: Plaatsing van de markers van de OptiTrack op de RSP.

7.2.2 Meetprotocol "Hoppen"

Benodigdheden:

- Ottobock 1E90 Sprinter, gebruikt exemplaar categorie IV
- Strook rubber met $\mu \geq 0,5$ (=identiek trekbank)
- 7 Markers
- 1 Clustermarker
- Dummyprothese van Pluimgraaff et al (2017)
- Valide Proefpersoon
 - Geen blessures
 - Man
 - Schoenmaat 39-45
- Force Plate AMTI OR6GT-1000
- Wiggen met hoek α ; 1. 0° , 2. 5° en 3. 18°
- OptiTrack V120 TRIO
- Driepoot
- Statief
- Meetlint
- Computer met bijbehorende software; IBM SPSS Statistics 20, Matlab 2017b, OptiTrack Motive 2.0.1 en Netforce 3.5.3
- Horizontale steun

Meetprotocol:

1. Plaats de markers op de prothese volgens figuur 18.
2. Bevestig de eerste prothese op de Dummyprothese onder hoek 1.
3. Laat de proefpersoon de prothese aantrekken/omdoen.
4. Laat de proefpersoon voorzichtig inlopen op de prothese en hou indien nodig de hand van de proefpersoon vast.
5. Plaats de Force Plate op de grond naast de horizontale steun.
6. Plaats op de Force Plate de strook rubber.
7. Meet met het meetlint een afstand van 1.5m ten opzichte van de Force Plate en plaats hier beiden driepoten.
8. Plaats op de driepoot de OptiTrack V120 TRIO en sluit deze aan op de computer.
9. Start de Motive software op en maak een Rigid Body aan van de drie markers van de clustermarker.
10. Vraag de proefpersoon het hoppen te oefenen met de instructie de gewrichten zo stijf mogelijk te houden en voor balans alleen licht de horizontale steun te gebruiken, totdat hij/zij zich op zijn gemak voelt.
11. Vraag de proefpersoon plaats te nemen op de Force Plate.
12. Start de meting en laat de proefpersoon 15 keer hoppen met stijf gehouden been.
13. Start de meting en laat de proefpersoon 15 keer hoppen met vrij te bewegen been.
14. Verander hoek 1 van de adapter naar hoek 2.
15. Herhaal stap 2 t/m 4 en stap 10 t/m 13.
16. Vervang hoek 2 van de adapter naar hoek 3.
17. Herhaal stap 2 t/m 4 en stap 10 t/m 13.
18. Herhaal stap 1 t/m 4 en stap 10 t/m 13 voor de tweede prothese.

Globaal dataverwerkingsprotocol:

1. De testgegevens zijn geregistreerd in Motive en Netforce.
2. Bewerk de gegevens in Motive: onjuiste markers verwijderen en data filteren en exporteer ze als -.c3d bestand.
3. Laad de testgegevens in Matlab.
4. Bepaal de verplaatsing van de markers van de OptiTrack
5. Laad de simulatie van de meting.

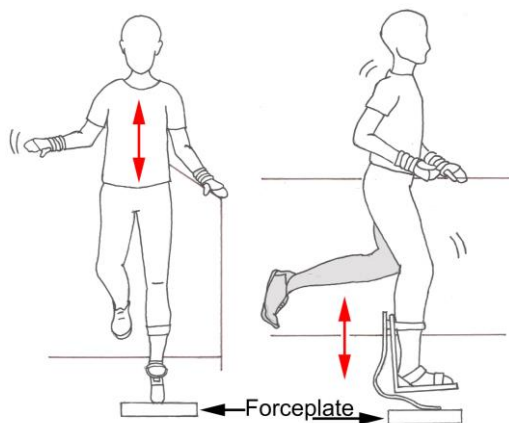
6. Bepaal de lengteverandering van de prothese gedurende de tijd.
7. Bepaal de grondreactiekracht gedurende de tijd.
8. Maak in Matlab een grafiek per hoek met op de X-as de lengteverandering(m) en op de Y-as de grondreactiekracht(N); plot de bijbehorende metingen en het gemiddelde.
9. Bepaal de stijfheidsmatrix van meting 1-40.
10. Start SPSS.
11. Voer de gegevens van de stijfheidsmatrix van de metingen in.
12. Bepaal de variatiecoëfficiënt over meting 1-10, meting 11-20 en meting 21-30.
13. Bepaal met One-Way ANOVA de relatie tussen de hoek en de stijfheid.

Tabel 7: Resultaten Hoppen met 1E90 III-kort; meting 1 t/m 30 is met stijf gehouden been en meting 31 t/m 60 met vrij te bewegen been.

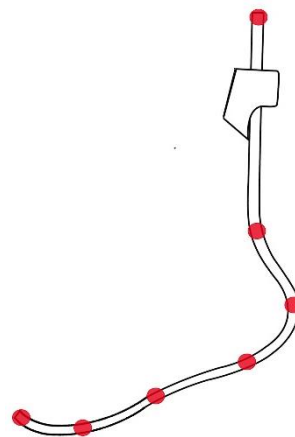
Meting	Hoek α [°]	CV	$F_{\max}$ [N]	$\Delta L_{\max}$ [mm]
1-10	0			
11-20	0			
21-30	5			
31-40	5			
41-50	18			
51-60	18			

Tabel 8: Resultaten Hoppen met 1E90 IV-lang; meting 1 t/m 30 is met stijf gehouden been en meting 31 t/m 60 met vrij te bewegen been.

Meting	Hoek α [°]	CV	$F_{\max}$ [N]	$\Delta L_{\max}$ [mm]
1-10	0			
11-20	0			
21-30	5			
31-40	5			
41-50	18			
51-60	18			



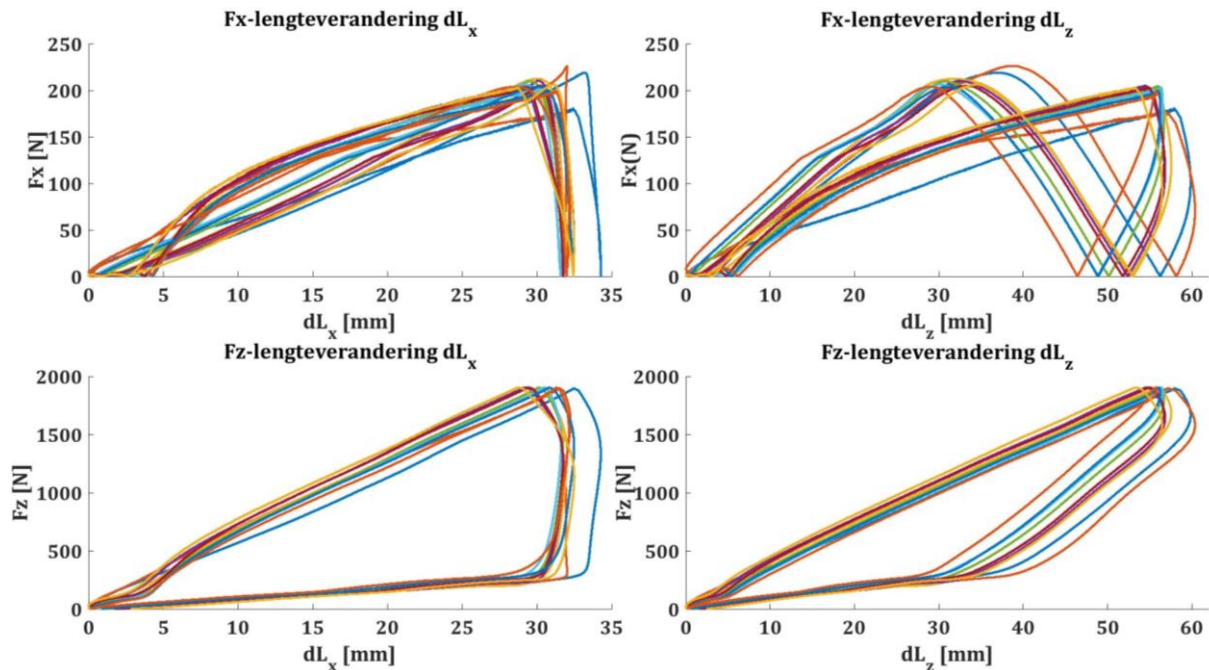
Figuur 17: Schematische weergave meetopstelling hoppen van proefpersoon op 1 been. De proefpersoon moet de heup en knie zo stijf mogelijk houden voor de eerste 10 metingen per hoek en mag vrij veren bij de tweede 10 metingen.



Figuur 18: Plaatsing van de markers van de OptiTrack op de RSP.

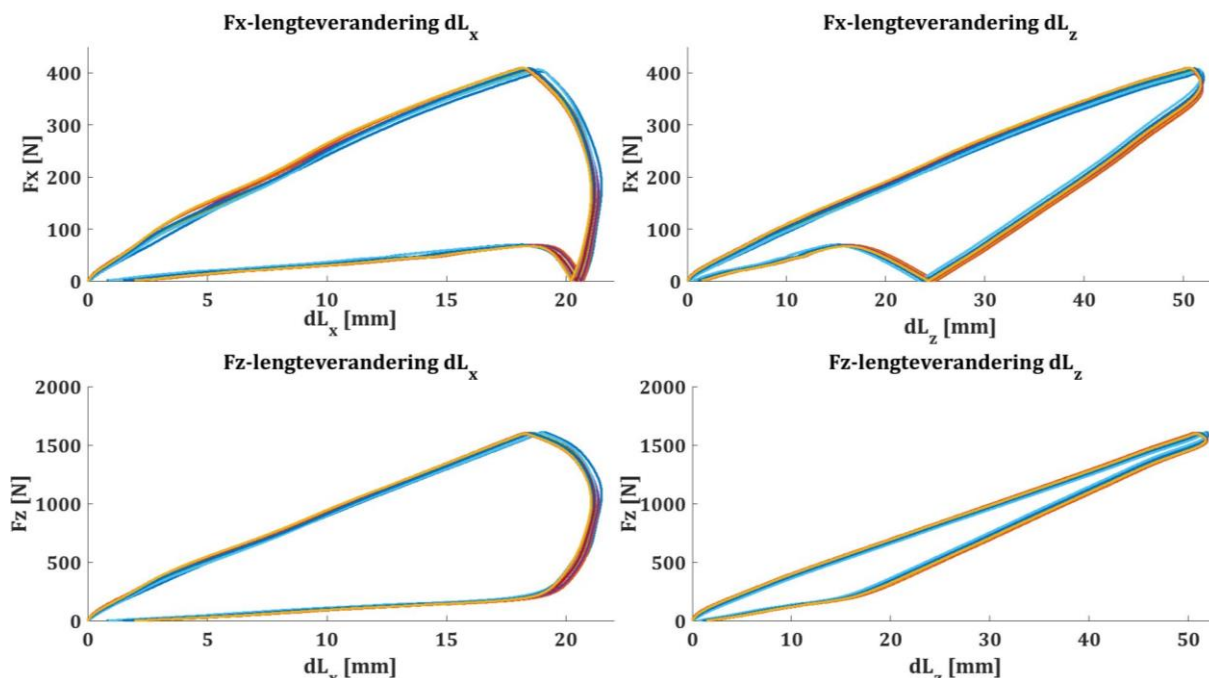
7.3 Resultaten

7.3.1 Vormverandering van de RSP



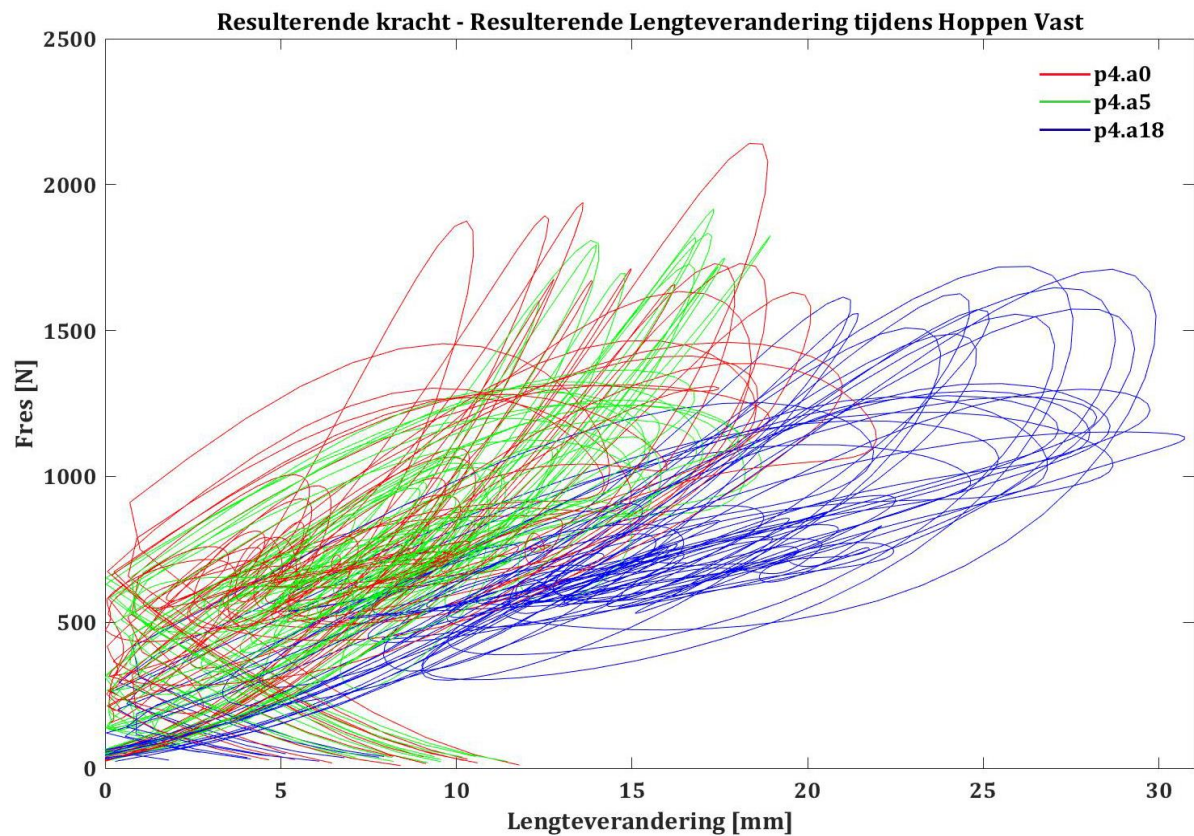
Figuur 19: Grafieken van RSP-IV onder een hoek α van 5° opgesplitst in het X-Z vlak.

- A) Linksboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 B) Rechtsboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).
 C) Linksonder is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 B) Rechtsboven is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).

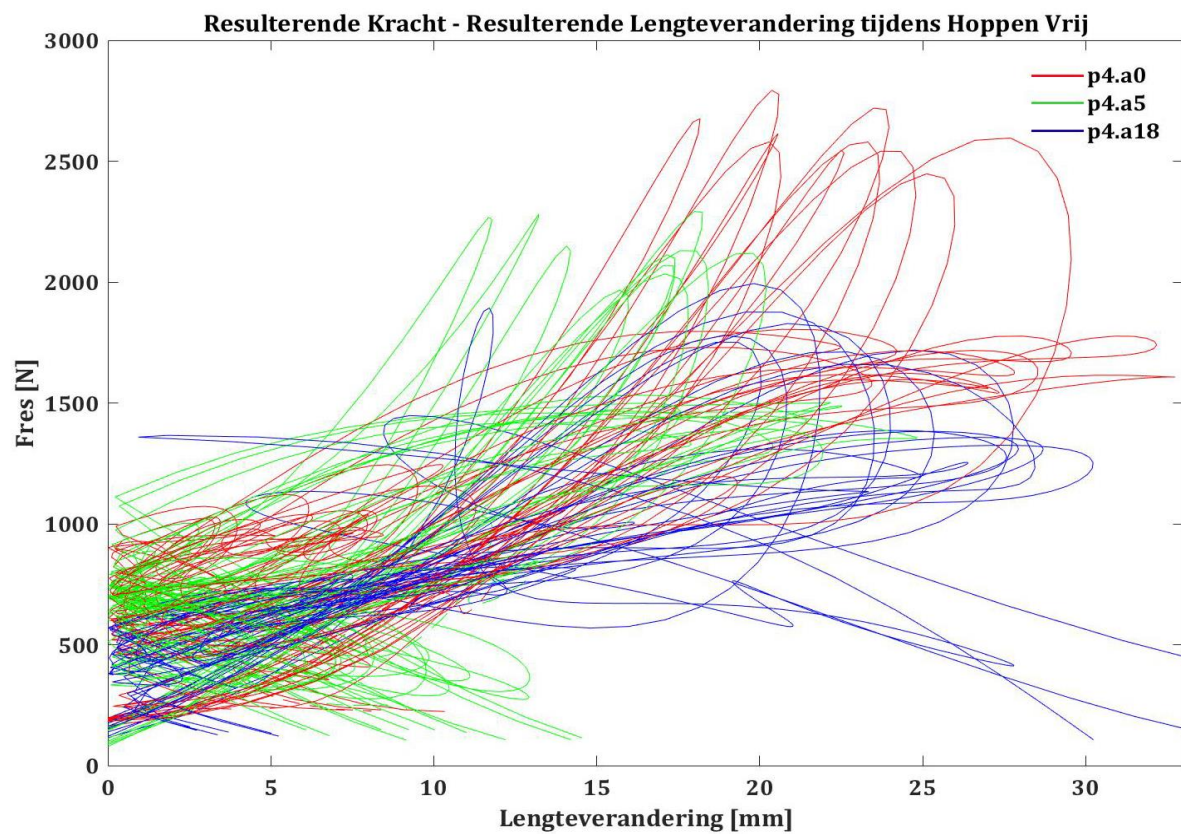


Figuur 20: Grafieken van RSP-IV onder een hoek α van 18° opgesplitst in het X-Z vlak.

- A) Linksboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 B) Rechtsboven is de kracht in de X-richting(F_x) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).
 C) Linksonder is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de X-richting(dL_x).
 B) Rechtsboven is de kracht in de Z-richting(F_z) tegenover de lengteverandering in de Z-richting(dL_z).



Figuur 21: De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering van RSP IV tijdens Hoppen-Vast bij een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).



Figuur 22: De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering van RSP IV tijdens Hoppen-Vrij bij een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).

7.3.2 Meetmethode

Tabel 9: Stijfheidsmatrix van RSP IV op de trekbank met hoek α van 0°. De waarden voor de stijfheid k zijn in [N/mm]. C1 en C2 zijn constanten en R1 is de R-waarde voor formule (4), R2 is de R-waarde voor formule (5).

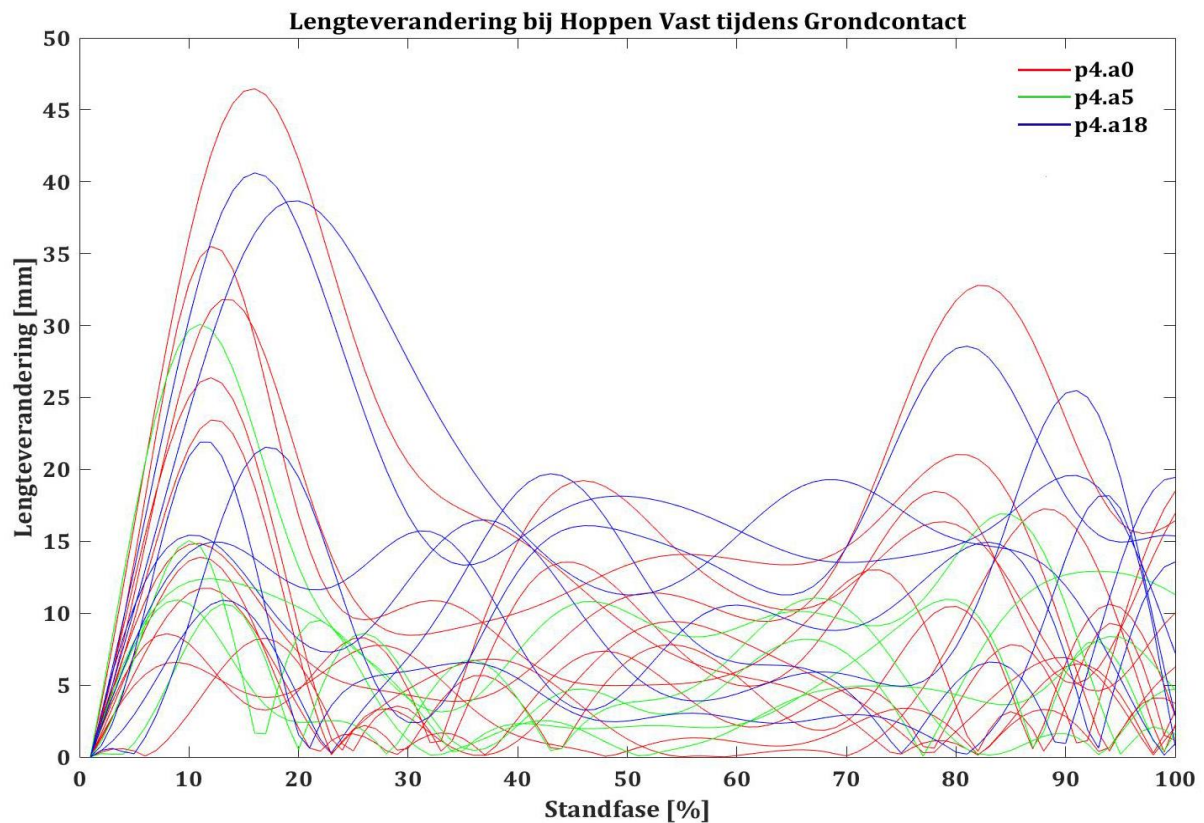
Meting	k_{11}	k_{12}	k_{21}	k_{22}	C1	C2	R1	R2	p<0.05
1	-86,801	13,701	-308,038	52,408	71,955	145,812	0,746	0,905	Ja
2	-85,883	13,609	-308,345	52,342	72,930	147,537	0,742	0,905	Ja
3	-23,713	14,600	-54,978	46,037	135,296	191,477	0,918	0,974	Ja
4	-25,306	16,179	-59,327	49,706	73,145	60,580	0,952	0,996	Ja
5	-25,833	16,239	-62,082	50,397	77,393	73,929	0,946	0,994	Ja
6	-25,756	16,228	-61,602	50,295	77,038	71,079	0,947	0,995	Ja
7	-25,740	16,173	-60,394	50,003	75,292	64,932	0,949	0,995	Ja
8	-25,206	16,131	-59,380	49,756	73,649	59,672	0,950	0,996	Ja
9	-24,990	16,026	-58,825	49,519	74,755	61,534	0,950	0,996	Ja
10	-25,140	15,949	-60,396	49,801	79,086	74,500	0,945	0,994	Ja
Mean	-25,211	15,941	-59,623	49,439	83,207	82,213	0,945	0,993	
SD	0,684	0,551	2,188	1,407	21,142	24,550	0,011	0,008	
CV	0,027	0,035	0,037	0,028	0,254	0,262	0,012	0,008	

Tabel 10: Stijfheidsmatrix van RSP IV op de trekbank met hoek α van 5°. De waarden voor de stijfheid zijn in [N/mm]. C1 en C2 zijn constanten en R1 is de R-waarde voor formule (4), R2 is de R-waarde voor formule (5).

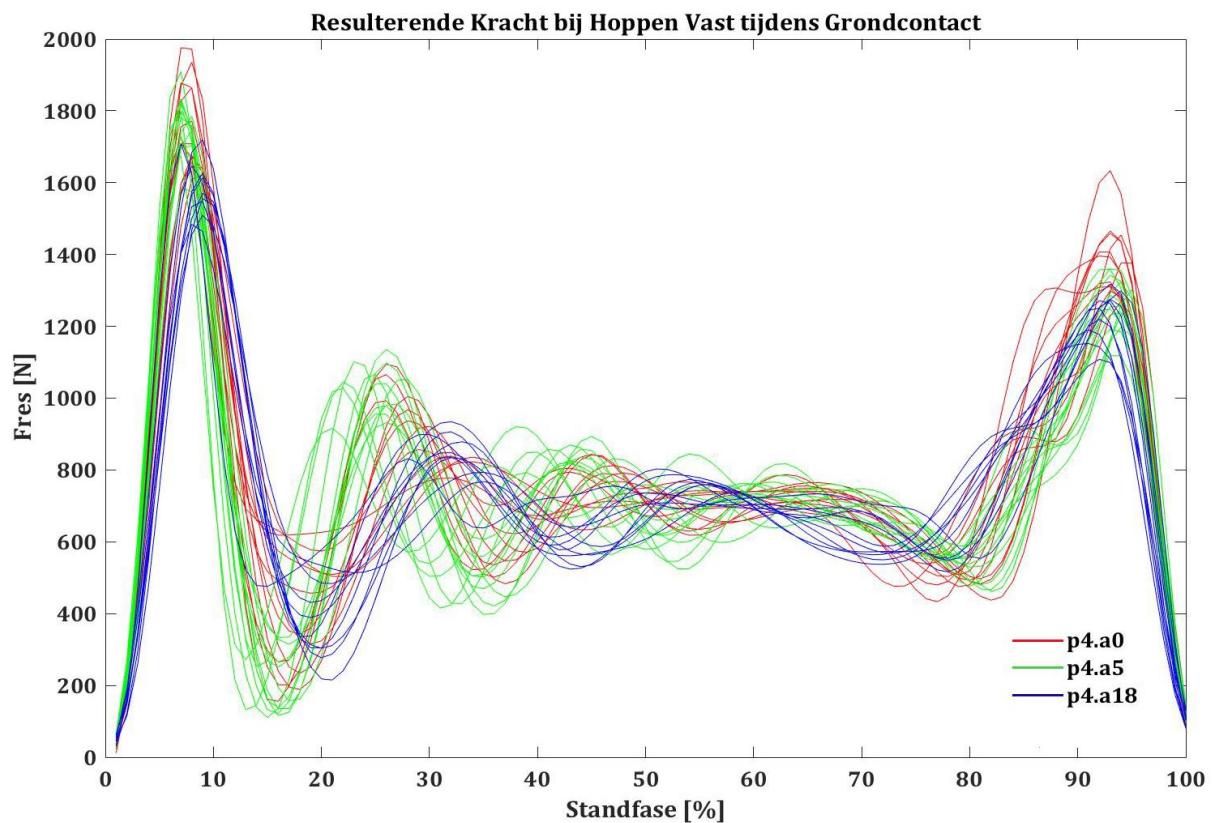
Meting	k_{11}	k_{12}	k_{21}	k_{22}	C1	C2	R1	R2	p<0.05
1	7,120	-2,036	-60,231	60,821	17,045	162,783	0,790	0,977	Ja
2	6,949	-1,879	-65,123	60,896	33,049	195,153	0,747	0,953	Ja
3	5,339	-0,727	-65,023	63,941	30,665	149,728	0,691	0,985	Ja
4	3,966	0,102	-67,380	65,046	35,384	168,392	0,657	0,984	Nee
5	4,151	0,067	-59,415	62,362	32,478	100,188	0,671	0,995	Nee
6	3,948	0,208	-55,032	60,744	32,023	68,342	0,672	0,997	Ja
7	3,687	0,299	-65,800	64,738	33,884	149,398	0,660	0,987	Ja
8	3,526	0,359	-54,589	61,415	34,376	65,299	0,666	0,998	Ja
9	3,620	0,308	-45,059	57,300	35,326	9,765	0,669	0,998	Ja
10	3,234	0,476	-70,698	67,380	37,176	186,668	0,645	0,982	Ja
Mean	3,892	0,154	-59,367	62,586	33,908	104,867	0,667	0,991	
SD	0,746	0,440	9,467	3,526	2,323	67,277	0,015	0,007	
CV	0,192	2,862	0,159	0,056	0,069	0,642	0,023	0,007	

Tabel 11: Stijfheidsmatrix van RSP IV op de trekbank met hoek α van 18°. De waarden voor de stijfheid zijn in [N/mm]. C1 en C2 zijn constanten en R1 is de R-waarde voor formule (4), R2 is de R-waarde voor formule (5).

Meting	k_{11}	k_{12}	k_{21}	k_{22}	C1	C2	R1	R2	p<0.05
1	-11,764	11,025	-22,256	38,668	36,832	35,094	0,969	0,999	Ja
2	-13,018	11,205	-28,921	40,306	49,374	79,993	0,960	0,999	Ja
3	-12,958	11,247	-27,941	40,015	47,957	73,517	0,962	0,999	Ja
4	-12,726	11,220	-26,665	39,765	45,743	63,683	0,964	0,999	Ja
5	-12,583	11,273	-25,393	39,398	42,234	56,136	0,967	0,999	Ja
6	-11,830	11,187	-20,846	38,199	35,287	28,471	0,972	0,999	Ja
7	-12,754	11,316	-25,983	39,539	43,789	59,674	0,966	0,999	Ja
8	-12,612	11,337	-24,754	39,222	41,461	51,346	0,968	0,999	Ja
9	-13,327	11,430	-28,422	40,095	48,753	76,463	0,963	0,999	Ja
10	-13,239	11,443	-27,365	39,801	47,433	68,898	0,965	0,999	Ja
Mean	-12,724	11,331	-25,461	39,376	43,160	56,831	0,967	0,999	
SD	0,541	0,097	2,626	0,653	4,810	16,577	0,003	0,000	
CV	0,042	0,009	0,103	0,017	0,111	0,292	0,003	0,000	



Figuur 23: De resulterende lengteverandering[mm] van RSP-IV tegenover de standfase[%] tijdens het Hoppen-Vast. Iedere lijn weergeeft een sprong met een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).



Figuur 24: De resulterende grondreactiekracht[N] van RSP-IV tegenover de standfase[%] tijdens het Hoppen-Vast. Iedere lijn weergeeft een sprong met een hoek α van 0°(rood), 5°(groen) en 18°(blauw).

7.4 Matlab

7.4.1 Ruwe data – Bewerkte data: OptiTrack

Contents

- [Onderstaande aanpassen per meetmethode en commenten bij eerste keer.](#)
- [Vanaf hieronder: Copyright \(C\) 2018 T. Leeftang](#)
- [Indien de marker kwijt is moet de waarde nul aangepast worden naar NaN.](#)
- [filteren van de ruwe data](#)

```
%-----  
%      LEES MIJ!  
% Deze bestanden mogen NIET in een ZIP-bestand staan.  
% Druk op F5 om het script te starten.  
%      Dit script opent een C3D-bestand m.b.v. 'ReadC3DOptitrackFunction'  
%      en plot de ingelezen gegevens.  
%-----  
%      Dit script is geschreven voor Motive versie 1.8 of hoger.  
%  
%      Copyright (C) 2013 M. Schrauwen (mjschrau@hhs.nl)  
%  
%      This program is free software: you can redistribute it and/or modify  
%      it under the terms of the GNU General Public License as published by  
%      the Free Software Foundation, either version 3 of the License, or  
%      (at your option) any later version.  
clc;  
clear all;  
close all;  
cd(fileparts(mfilename('fullpath')));  
addpath(genpath('..'));  
[fileName pathName] = uigetfile('.c3d');  
[coordinaten, namen, nChan, fs, nSamples, unit, ForcesAndMoments] = ReadC3DOptitrackFunction(pathName,  
fileName);  
for i = 1:13  
    coordinaten{1,i} = coordinaten{1,i}(2300:end,:);  
end
```

Onderstaande aanpassen per meetmethode en % bij eerste keer.

```
load('resultaten_motive_12.mat')  
%%      opvragen van acties van gebruiker  
disp(['Er zijn ' num2str(nChan) ' kanalen (markers) beschikbaar']);  
disp('Druk 5 keer op ENTER als je alles wilt plotten');  
beginKanaal = input('Typ het begin kanaalnummer in: ');  
eindKanaal = input('Typ het eind kanaalnummer in: ');  
bl3Dplots = input('Wilt u 3D-plots zien? (J=>1, N==0): ');  
blPlots = input('Wilt u normale-plots zien? (J=>1, N==0): ');  
blAllInOne3DPlot = input('Wilt u alle data in 1 3D-plot zetten? (J=>1, N==0): ');  
UndefinedMarker = input('Heeft u gebruik gemaakt van undefined/single markers?(J=>1, N==0): ');  
%%      controleren of gebruiker input heeft gegeven.  
if length(beginKanaal) == 0  
    beginKanaal = 1;  
end  
if length(eindKanaal) == 0  
    eindKanaal = nChan;  
end
```



```

if length(bl3Dplots) == 0
    bl3Dplots = 1;
end
if length(blPlots) == 0
    blPlots = 1;
end
if length(blAllInOne3DPlot) == 0
    blAllInOne3DPlot = 1;
end
if length(UndefinedMarker) == 0
    t = (0:(1/fs):(nSamples/fs)-(1/fs))';
    [RigidBody,MarkerVector] = FilterUndefinedMarkers(t,coordinaten,beginKanaal,eindKanaal);
    figure
    xlabel('Tijd(s)');
    ylabel('Positie(cm)');
    title(['Optitrack coordinaten: Rigid Body in ' unit])
    plot(RigidBody)
    for nMarkers = 1:length(MarkerVector)
        figure
        plot(MarkerVector{1,nMarkers})
        xlabel('Tijd(s)');
        ylabel('Positie(cm)');
        title(['Optitrack coordinaten marker:' nMarkers 'in' unit])
    end
end
%%          plot x-y-z
t = (0:(1/fs):(nSamples/fs)-(1/fs))';
coordinatenISB = cell(1,nChan);
for kanaal = beginKanaal:eindKanaal
    x = coordinaten{kanaal}{:,1}';
    y = coordinaten{kanaal}{:,2}';
    z = coordinaten{kanaal}{:,3}';
    %%      ISB coordinaten aanmaken

if blPlots
    figure('units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
    subplot(3,1,1), plot(t,x,'r')
    title(['OPTI-X-Plot in ' unit]);
    grid 'minor'
    xlabel('Tijd [s]');
    ylabel('Positie');
    subplot(3,1,2), plot(t,y,'b')
    title(['OPTI-Y-Plot in ' unit]);
    grid 'minor'
    xlabel('Tijd [s]');
    ylabel('Positie');
    subplot(3,1,3), plot(t,z,'g')
    title(['OPTI-Z-Plot in ' unit]);
    grid 'minor'
    xlabel('Tijd [s]');
    ylabel('Positie');
end

```

```

if bl3Dplots
    %3D-plot eerste 2 datapunten
    figure('units','normalized','outerposition',[0 0 1 1]);
    col = (1:length(x));
    surface([x;x],[y;y],[z;z],[col;col],...
        'facecol','no',...
        'edgecol','interp',...
        'linew',2);
    title(['3DPlot (Optitrack coördinaten): ' namen(kanaal) 'in' unit]);
    view(3)
    grid 'minor'
    xlabel('X');
    ylabel('Y');
    zlabel('Z');
end
end

```

Vanaf hieronder: Copyright (C) 2018 T. Leeflang

Indien de marker kwijt is moet de waarde nul aangepast worden naar NaN.

```

for i = 1:length(coordinaten)
    coordinaten{i}(find(coordinaten{i}==0)) = NaN;
    missing = isnan(coordinaten{i});
    samples = 1:length(coordinaten{i});
    fprintf('Missing %d samples of %d\n',sum(missing),max(samples))
    % Vervolgens de NaN waardes interpoleren:
    coordinaten{i}(:,1) = resample(coordinaten{i}(:,1),samples,'pchip');
    coordinaten{i}(:,2) = resample(coordinaten{i}(:,2),samples,'pchip');
    coordinaten{i}(:,3) = resample(coordinaten{i}(:,3),samples,'pchip');
end

```

Filteren van de ruwe data

De ruwe data moet gefilterd worden met behulp van een lowpass filter, met name de verticale richting beweging is erg "rommelig".

```

order = 4;
fc = 3;
filt_coordinaten = coordinaten;
for i = 1:nChan
    figure('Name',['marker' i])
    signaal_x = coordinaten{i}(:,1);
    filt_x = filtcol_new(signaal_x,fs,fc,order,[],[],0); %Copyright (C) 2015 L. Oudehoven & J. Boes voor filtcol_new
    subplot(3,1,1)
    plot(signaal_x)
    hold on
    plot(filt_x)
    signaal_y = coordinaten{i}(:,2);
    filt_y = filtcol_new(signaal_y,fs,fc,order,[],[],0); %Copyright (C) 2015 L. Oudehoven & J. Boes voor filtcol_new
    subplot(3,1,2)
    plot(signaal_y)
    hold on

```

```

plot(filt_y)
signaal_z = coordinaten{i}(:,3);
filt_z = filtcol_new(signaal_z,fs,fc,order,[],[],0);%Copyright (C) 2015 L. Oudehoven & J. Boes voor filtcol_new
filt_coordinaten{i} = [filt_x filt_y filt_z];
subplot(3,1,3)
plot(signaal_z)
hold on
plot(filt_z)
end
% Plotten van de markers op tijdstip 0:
figure('Name','Markers op tijdstip 0')
for i = 1 : nChan
    scatter3(filt_coordinaten{i}(1,2), filt_coordinaten{i}(1,1),filt_coordinaten{i}(1,3))
    legend;
    hold on
end
xlabel('Positie X(cm)');
ylabel('Positie Y(cm)');
zlabel('Positie Z(cm)');
% Vragen wat de volgorde van de markers zijn:
volgorde_markers = input('Wat is de volgorde van de markers voor de segmenten? [.. .. etc]')
n_segementen = size(volgorde_markers,2)-1;
% Nu de volgorde van de markers bekend zijn kunnen de markers op volgorde
% opgeslagen worden:
% marker.meetmethode = [];
% marker.prothese = [];
% marker.hoek = [];
% marker.meting = [];
% marker.data = [];
% Vragen welke meting dit is:
meting = input('Welke meting is dit?');
% Welke prothese is dit?
prothese = input('Welke prothese is er gebruikt? (3 = III-kort, 4 = IV-lang)');
% Welke meetmethode is dit? (1 = hoppen, 2 = trekbank)
meetmethode = input('Welke meetmethode is er gebruikt? (1.1=hop vast, 1.2 = hop vrij, 2=trekbank)');
% Wat is de hoek? (1 = 0graden, 2 = 5 graden en 3 = 18 graden)
hoek = input('Wat is de hoek van de prothese? (0=0, 5=5 en 18=18 graden)');
j = 5;% size(marker_tabel,1)+1;
marker(j).meetmethode = meetmethode;
marker(j).prothese = prothese;
marker(j).hoek = hoek;
marker(j).meting = meting;
for i = 1: length(volgorde_markers)
    marker(j).data{i} = filt_coordinaten{1,volgorde_markers(i)};
end
% tabel maken van de structure:
marker_tabel = struct2table(marker)
% Opslaan:
save(['resultaten_motive_' num2str(meetmethode) '.mat'],'marker','marker_tabel')
figure
plot(marker(j).data{1,1}(:,3))
% hold on
% end

```

7.4.2 Ruwe data – Bewerkte data: Krachten

Contents

- [Laadt de data van het krachtenplatform:](#)
- [Onderstaande aanpassen per meetmethode en commenten bij eerste keer.](#)
- [gebruiker geeft, indien bekend, de frequentie van de meting op](#)
- [Bewerkingen Force Plate-data](#)
- [Opslaan van de data:](#)

Laadt de data van het krachtenplatform:

```
% Copyright (C) 2014 M. Schrauwen, Karen de Vreede
%
% This program is free software: you can redistribute it and/or modify
% it under the terms of the GNU General Public License as published by
% the Free Software Foundation, either version 3 of the License, or
% (at your option) any later version.
%
% This program is distributed in the hope that it will be useful,
% but WITHOUT ANY WARRANTY; without even the implied warranty of
% MERCHANTABILITY or FITNESS FOR A PARTICULAR PURPOSE. See the
% GNU General Public License for more details.
%
% You should have received a copy of the GNU General Public License
% along with this program. If not, see <http://www.gnu.org/licenses/>.
clc;
clear all;
close all;
% bestand kiezen door de gebruiker
[fileName pathName] = uigetfile('*.txt');
Naam = fullfile(pathName,fileName);
data_krachtplatform = load(Naam);
```

Onderstaande aanpassen per meetmethode en % bij eerste keer.

```
load('resultaten_kracht_11.mat')
```

Gebruiker geeft, indien bekend, de frequentie van de meting op

```
l = length(data_krachtplatform(:,1));
fs = 120; %input('Vul, indien bekend, de ingestelde samplefrequentie in druk in elk ander geval op enter: ')
if fs ~= 0
    samplePeriod = 1/fs;
    xas = 0:samplePeriod:(l/fs)-samplePeriod;
    labelXas = 'Tijd [s]';
else %zelf een vector aanmaken met samples
    xas = 0:l-1;
    labelXas = 'Aantal samples';
end
aantalSubPlots = 3;
% Krachten plotten
figure('units','normalized','outerposition',[0 0 1 1],'Name', 'Forceplate data');
axis equal
hold on;
subplot(aantalSubPlots,1,1);
```

```

plot(xas,data_krachtplatform(:,1), 'r');
hold on;
plot(xas,data_krachtplatform(:,2), 'g');
hold on;
plot(xas,data_krachtplatform(:,3), 'b');
hold on;
ylabel('Kracht (N)');
title('Forceplate: krachten');
legend('X', 'Y', 'Z');
xlabel(labelXas);
grid on
% Momenten plotten
subplot(aantalSubPlots,1,2);
plot(xas,data_krachtplatform(:,4), 'r');
hold on;
plot(xas,data_krachtplatform(:,5), 'g');
hold on;
plot(xas,data_krachtplatform(:,6), 'b');
ylabel('Moment (Nm)');
title('Forceplate: momenten');
legend('X', 'Y', 'Z');
xlabel(labelXas);
grid on

%Het eenvoudig berekenen van Centre of Pressure
x = -data_krachtplatform(:,4)*100./data_krachtplatform(:,3);
y = -data_krachtplatform(:,5)*100./data_krachtplatform(:,3);
z = -data_krachtplatform(:,6)*100./data_krachtplatform(:,3);
CoP = [x y z];
%Het schuiven van het COP-patroon zodat het precies in het midden wordt getekend.
maxx = abs(max(max(x)));
minx = abs(min(min(x)));
maxy = abs(max(max(y)));
miny = abs(min(min(y)));
bereikx = (maxx+minx)/2;
bereiky = (maxy+miny)/2;
x = x + (bereikx-maxx);
y = y + (bereiky-maxy);

subplot(aantalSubPlots,1,3);
plot(x,y);
ylabel('afstand y (cm)');
title('Forceplate: COP');
legend('COP');
xlabel('afstand x (cm)');
grid on

% Opruimen van de workspace:
clear aantalSubPlots bereikx bereiky l maxx maxy minx miny x xas y Naam pathName

```

Bewerkingen Forceplate-data

Copyright (C) 2018 T. Leeflang

```
Fz = (data_krachtplatform(:,3));
dal = min(Fz);
Fz = Fz+abs(dal);
figure
plot(Fz)
Fx = (data_krachtplatform(:,1));
Fy = (data_krachtplatform(:,2));
% Als eerste de offset eraf halen door middel van bepalen gemiddelde waarde
% eerste 10 samples:
Kracht_offset_Fz = 10; %sum(Fz(1:10))/10;
Fz_offset = Fz-Kracht_offset_Fz; %+abs(dal);
Kracht_offset_Fx = sum(Fx(1:10))/10;
Fx_offset = Fx-Kracht_offset_Fx;
Kracht_offset_Fy = sum(Fy(1:10))/10;
Fy_offset = Fy - Kracht_offset_Fy;
nul = find(Fz_offset<0);
Fz_offset(nul)=0;
% Omklappen van de data ten opzichte van de 0-lijn, zodat de krachten positief zijn:
Fz = abs(Fz_offset);
Fx = abs(Fx_offset);
Fy = abs(Fy_offset);

% Copyright (C) 2015 L. Oudehoven & J. Boes voor filtcol_new
% Bij de trekbank is de meting zo nauwkeurig verlopen dat filteren niet
% nodig is.
filter = 0; % input('Wilt u de krachten filteren? (J=>1, N==0): ');
fc = 8;
order = 4;
if filter == 1
    Fx_filt = filtcol_new(Fx,fs,fc,order,[],[],0);
    Fy_filt = filtcol_new(Fy,fs,fc,order,[],[],0);
    Fz_filt = filtcol_new(Fz,fs,fc,order,[],[],0);
    figure
    subplot(3,1,1)
    plot(Fx_filt)
    subplot(3,1,2)
    plot(Fy_filt)
    subplot(3,1,3)
    plot(Fz_filt)
else
    Fx_filt = Fx;
    Fy_filt = Fy;
    Fz_filt = Fz;
end
```

Opslaan van de data:

kracht.meetmethode = []; kracht.prothese = []; kracht.hoek = []; kracht.meting = []; kracht.data = []; Vragen welke meting dit is:

```
meting = input('Welke meting is dit?');
% Welke prothese is dit?
prothese = input('Welke prothese is er gebruikt? (3 = III-kort, 4 = IV-lang)');
% Welke meetmethode is dit? (1 = hoppen, 2 = trekbank)
meetmethode = input('Welke meetmethode is er gebruikt? (1.1=hop vast, 1.2 = hop vrij, 2=trekbank)');
% Wat is de hoek? (1 = 0graden, 2 = 5 graden en 3 = 18 graden)
hoek = input('Wat is de hoek van de prothese? (0=0, 5=5 en 18=18 graden)');
if fs == 120
    Fx_klaar = Fx_filt;
    Fy_klaar = Fy_filt;
    Fz_klaar = Fz_filt;
else
    [p,q] = rat(120 / fs);
    Fx_klaar = resample(Fx_filt,p,q);
    Fy_klaar = resample(Fy_filt,p,q);
    Fz_klaar = resample(Fz_filt,p,q);
end

j = meting;%size(kracht_tabel,1)+1;
kracht(j).meetmethode = meetmethode;
kracht(j).prothese = prothese;
kracht(j).hoek = hoek;
kracht(j).meting = meting;
kracht(j).data = [Fx_klaar Fy_klaar Fz_klaar];

% tabel maken van de structure:
kracht_tabel = struct2table(kracht)
% Opslaan:
save(['resultaten_kracht_' num2str(meetmethode) '.mat'],'kracht_tabel','kracht')
```

7.4.3 Berekenen parameters voor SPSS

Contents

- [Hoofprogramma Matlab:](#)
- [Laadt de motive data:](#)
- [Laadt de krachten data:](#)
- [Metingen gelijk stellen aan elkaar](#)
- [Start en eindpunt meting instellen](#)
- [Lengteverandering van de RSP](#)
- [Wegschrijven van de data](#)

Hoofprogramma Matlab:

Copyright (C) 2018 T. Leeftang

```
clc;
clear all;
close all;
```


Laadt de motive data:

```
cd(fileparts(mfilename('fullpath')));
addpath(genpath('..'));
[fileName pathName] = uigetfile('.mat');
load(fileName)
```

Laadt de krachten data:

```
cd(fileparts(mfilename('fullpath')));
addpath(genpath('..'));
[fileName pathName] = uigetfile('.mat');
load(fileName)
clear fileName pathName
% Welke meetmethode is dit? (1 = hoppen, 2 = trekbank)
meetmethode = input('Welke meetmethode is er gebruikt? (11=hop vast, 12 = hop vrij, 2=trekbank)');
figure
for i = 1:size(kracht_tabel,1)
    plot(kracht(i).data(:,3))
    hold on
end
```

Metingen gelijkstellen aan elkaar

De verplaatsing van de teen is maximaal wanneer de kracht ook maximaal is: beide toppen moeten op overeenkomstig moment plaatsvinden.

```
for i = 1 : size(marker_tabel,1)
    dal = min(marker(i).data{1}{:,3});
    marker_tabel.top{i,1}=find(marker(i).data{1}{:,3} == dal);
    top = max(kracht(i).data(:,3));
    kracht_tabel.top{i,1} = find(kracht(i).data(:,3) == top);
    marker_tabel_verschil(i) = kracht_tabel.top{i,1} - marker_tabel.top{i,1};
end
```

Start en eindpunt meting instellen

Startpunt en eindpunt van de meting wordt ingesteld bij een treshold van 1N, alles wat kleiner is dan 1N is niet relevant: Selecteren van de start en stoppunten:

```
treshold_start = 1;
treshold_stop = 2;
for i = 1 : size(marker_tabel,1)
    start = find(kracht(i).data(1:(0.3*length(kracht(i).data(:,3))),3)<treshold_start);
    kracht_tabel.start{i,1} = start(end);
    marker_tabel.start{i,1} = kracht_tabel.start{i,1}+ marker_tabel_verschil(i);
    einde_meting = find(diff(kracht(i).data(:,3))==0);
    stop = find(kracht(i).data(((0.5*einde_meting(1)):einde_meting(1)),3)<treshold_stop);
    kracht_tabel.stop{i,1} = round(stop(1) + (0.5*einde_meting(1))) ;
    marker_tabel.stop{i,1} = kracht_tabel.stop{i,1}+ marker_tabel_verschil(i);
end
% Data selecteren van de markers en de krachten:
% Laadt de empty structure om de data in samen te voegen:
load('m2_empty.mat')
```

```

% Nu wordt er per meting gekeken aan welke voorwaarden er is voldaan; welke
% hoek er gebruikt is en om welke prothese het gaat. Vervolgens wordt van
% de krachten en de markers de bruikbare data geselecteerd die eerder
% gedefinieerd was als start en stop.
for i = 1:size(marker_tabel,1)
%   if marker(i).prothese == 3 && marker(i).hoek == 0 % Metingen prothese 3 en hoek 0 graden
%       for j = 1: size(marker(i).data,2)
%           m2.p3.a0(marker(i).meting).Markers{1,j} = marker(i).data{1,j}(
marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
%           m2.p3.a0(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
%       end
%   end
%   if marker(i).prothese == 3 && marker(i).hoek == 5 % Metingen prothese 3 en hoek 5 graden
%       for j = 1: size(marker(i).data,2)
%           m2.p3.a5(marker(i).meting).Markers{1,j} = marker(i).data{1,j}(
marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
%           m2.p3.a5(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
%       end
%   end
%   if marker(i).prothese == 3 && marker(i).hoek == 18 % Metingen prothese 3 en hoek 18 graden
%       for j = 1: size(marker(i).data,2)
%           m2.p3.a18(marker(i).meting).Markers{1,j} = marker(i).data{1,j}(
marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
%           m2.p3.a18(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
%       end
%   end
    if marker(i).prothese == 4 && marker(i).hoek == 0 % Metingen prothese 4 en hoek 0 graden
        for j = 1: size(marker(i).data,2)
            m2.p4.a0(marker(i).meting).Markers{1,j} =
marker(i).data{1,j}(marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
            m2.p4.a0(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
        end
    end
    if marker(i).prothese == 4 && marker(i).hoek == 5 % Metingen prothese 4 en hoek 5 graden
        for j = 1: size(marker(i).data,2)
            m2.p4.a5(marker(i).meting).Markers{1,j} = marker(i).data{1,j}(
marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
            m2.p4.a5(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
        end
    end
    if marker(i).prothese == 4 && marker(i).hoek == 18 % Metingen prothese 4 en hoek 18 graden
        for j = 1: size(marker(i).data,2)
            m2.p4.a18(marker(i).meting).Markers{1,j} = marker(i).data{1,j}(
marker_tabel.start{i,1}:marker_tabel.stop{i,1},:);
            m2.p4.a18(marker(i).meting).Kracht = kracht(i).data(kracht_tabel.start{i,1}:kracht_tabel.stop{i,1},:);
        end
    end
end
% Stickfigure maken van de vervorming van de prothese:
% Aanmaken van een nieuw figure:
figure('Name','[Stickfigure met streamline van de RSP-III]')
% Gemakshalve een nieuwe variabele aanmaken
% stream_p3 = m2.p3.a18(3).Markers;

```

```

% % Nu moet en beginstand en de maximaal ingepeerde stand van de markers nog
% % als segmenten geplot worden. Om dit te kunnen doen moet het dal bepaald
% % worden van de marker op de teen:
dal = min(stream_p3{1,end}{:,3});
tjdstip_dal=find(stream_p3{1,end}{:,3} == dal);
%
% for i = 1:size(stream_p3,2) % bepalen aantal markers
%   plot3(stream_p3{1,i}{:,1},stream_p3{1,i}{:,2},stream_p3{1,i}{:,3},'LineWidth',2) % de streamline van iedere
%   marker plotten
%   hold on
%   x_rust_p3(i) = stream_p3{1,i}(1,1);
%   y_rust_p3(i) = stream_p3{1,i}(1,2);
%   z_rust_p3(i) = stream_p3{1,i}(1,3);
%   x_max_p3(i) = stream_p3{1,i}(tjdstip_dal,1);
%   y_max_p3(i) = stream_p3{1,i}(tjdstip_dal,2);
%   z_max_p3(i) = stream_p3{1,i}(tjdstip_dal,3);
% end
% % Plot de segmenten tijdens de rustlengte/start meting:
% plot3(x_rust_p3,y_rust_p3,z_rust_p3,'-ko','LineWidth',1)
% hold on
% % Plot de segmenten tijdens maximaal ingepeerde situatie:
% plot3(x_max_p3,y_max_p3,z_max_p3,'-ko','LineWidth',1)

% Doe nu hetzelfde verhaal voor prothese IV:
% Aanmaken van een nieuw figure:
figure('Name','Stickfigure met streamline van de RSP-IV')
% Gemakshalve een nieuwe variabele aanmaken
stream_p4 = m2.p4.a18(1).Markers;
% Nu moet en beginstand en de maximaal ingepeerde stand van de markers nog
% als segmenten geplot worden. Om dit te kunnen doen moet het dal bepaald
% worden van de marker op de teen:
dal = min(stream_p4{1,end}{:,3});
tjdstip_dal=find(stream_p4{1,end}{:,3} == dal);

for i = 1:size(stream_p4,2) % bepalen aantal markers
    plot3(stream_p4{1,i}{:,1},stream_p4{1,i}{:,2},stream_p4{1,i}{:,3},'LineWidth',2) % de streamline van iedere marker
    plotten
    hold on
    x_rust_p4(i) = stream_p4{1,i}(1,1);
    y_rust_p4(i) = stream_p4{1,i}(1,2);
    z_rust_p4(i) = stream_p4{1,i}(1,3);
    x_max_p4(i) = stream_p4{1,i}(tjdstip_dal,1);
    y_max_p4(i) = stream_p4{1,i}(tjdstip_dal,2);
    z_max_p4(i) = stream_p4{1,i}(tjdstip_dal,3);
end
% Plot de segmenten tijdens de rustlengte/start meting:
plot3(x_rust_p4,y_rust_p4,z_rust_p4,'-ko','LineWidth',1)
hold on
% Plot de segmenten tijdens maximaal ingepeerde situatie:
plot3(x_max_p4,y_max_p4,z_max_p4,'-ko','LineWidth',1)

```

Lengteverandering van de RSP

De lengteverandering van de RSP wordt aangenomen als de lengteverandering tussen de marker op de teen en de rigidbody. De marker van de teen is de 1e marker in meetmethode.prothese.hoek(i).Marker{1,1} RigidBody is de laatste marker: meetmethode.prothese.hoek(i).Marker{1,end}. Dit moet gedaan worden binnen een loop voor iedere prothese en iedere hoek:

```
for i = 1:size(m2.p4.a0,2) % prothese IV en hoek 0
    L = m2.p4.a0(i).Markers{1,1}-m2.p4.a0(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
    Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
    Fres = ((m2.p4.a0(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p4.a0(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
    m2.p4.a0(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
    m2.p4.a0(i).dL(:, :) = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z in mm
    m2.p4.a0(i).dLres(:, :) = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering in mm
end

for i = 1:size(m2.p4.a5,2) % prothese IV en hoek 5
    L = m2.p4.a5(i).Markers{1,1}-m2.p4.a5(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
    Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
    Fres = ((m2.p4.a5(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p4.a5(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
    m2.p4.a5(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
    m2.p4.a5(i).dL = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z
    m2.p4.a5(i).dLres = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering
end

for i = 1:size(m2.p4.a18,2) % prothese IV en hoek 18
    L = m2.p4.a18(i).Markers{1,1}-m2.p4.a18(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
    Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
    Fres = ((m2.p4.a18(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p4.a18(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
    m2.p4.a18(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
    m2.p4.a18(i).dL = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z
    m2.p4.a18(i).dLres = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering
end

% if isempty(m2.p3.a0(1).Markers)==0
%     for i = 1:size(m2.p3.a0,2) % prothese III en hoek 0
%         L = m2.p3.a0(i).Markers{1,1}-m2.p3.a0(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
%         Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
%         Fres = ((m2.p3.a0(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p3.a0(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
%         m2.p3.a0(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
%         m2.p3.a0(i).dL = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z
%         m2.p3.a0(i).dLres = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering
%     end
% end
%
% if isempty(m2.p3.a5(1).Markers)==0
%     for i = 1:size(m2.p3.a5,2) % prothese III en hoek 5
%         L = m2.p3.a5(i).Markers{1,1}-m2.p3.a5(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
%         Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
%         Fres = ((m2.p3.a5(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p3.a5(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
%         m2.p3.a5(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
%         m2.p3.a5(i).dL = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z
%         m2.p3.a5(i).dLres = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering
%     end
% end
```

```

% for i = 1:size(m2.p3.a18,2)
%   if isempty(m2.p3.a18(i).Markers) ==0% prothese III en hoek 18
%     L = m2.p3.a18(i).Markers{1,1}-m2.p3.a18(i).Markers{1,end}; % Bepalen lengteverandering
%     Lres = ((L(:,1).^2)+(L(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende lengteverandering(X-Z)
%     Fres = ((m2.p3.a18(i).Kracht(:,1).^2)+(m2.p3.a18(i).Kracht(:,3).^2)).^(1/2); % Bepalen resulterende kracht(X-Z)
%     m2.p3.a18(i).Fres = Fres; % Wegschrijven van de resulterende kracht
%     m2.p3.a18(i).dL = abs((L(:,:)-L(1,:))*10); % Wegschrijven van de lengteverandering in X,Y en Z
%     m2.p3.a18(i).dLres = abs((Lres(:,:)-Lres(1,:))*10); % Wegschrijven van de resulterende lengteverandering
%   end
% end
% % Maken van een scatterplot van de lengteverandering van de prothese
% % tegenover de kracht in het X-Z vlak per prothese, per hoek:
sz = 2;
% f_scatter_p3_a0 = figure('Name','Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP III bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a0 :','NumberTitle','off');
% if isempty(m2.p3.a0(1).Markers)==0
%   for i = 1:size(m2.p3.a0,2) % Prothese III en hoek 0
%     figure(f_scatter_p3_a0)
%     subplot(2,2,1), scatter(m2.p3.a0(i).dL(:,1),m2.p3.a0(i).Kracht(:,1),sz);
%     title('Fx-lengteverandering d_Lx');
%     xlabel('d_Lx(mm)');
%     ylabel('Fx(N)');
%     hold on
%     subplot(2,2,2), scatter(m2.p3.a0(i).dL(:,3),m2.p3.a0(i).Kracht(:,1),sz);
%     title('Fx-lengteverandering dL_z');
%     xlabel('dL_z(mm)');
%     ylabel('Fx(N)');
%     hold on
%     subplot(2,2,3), scatter(m2.p3.a0(i).dL(:,1),m2.p3.a0(i).Kracht(:,3),sz);
%     title('Fz-lengteverandering dL_x');
%     xlabel('dL_x(mm)');
%     ylabel('Fz(N)');
%     hold on
%     subplot(2,2,4), scatter(m2.p3.a0(i).dL(:,3),m2.p3.a0(i).Kracht(:,3),sz);
%     title('Fz-lengteverandering dL_z');
%     xlabel('dL_z(mm)');
%     ylabel('Fz(N)');
%     hold on
%   end
% end
%
% f_scatter_p3_a5 = figure('Name','Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP III bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a5 :','NumberTitle','off');
% if isempty(m2.p3.a5(1).Markers)==0
%   for i = 1:size(m2.p3.a5,2) % Prothese III en hoek 5
%     figure(f_scatter_p3_a5)
%     subplot(2,2,1), scatter(m2.p3.a5(i).dL(:,1),m2.p3.a5(i).Kracht(:,1),sz);
%     title('Fx-lengteverandering d_Lx');
%     xlabel('d_Lx(mm)');
%     ylabel('Fx(N)');
%     hold on
%   end
% end

```

```

subplot(2,2,2), scatter(m2.p3.a5(i).dL(:,3),m2.p3.a5(i).Kracht(:,1),sz);
% title('Fx-lengteverandering dL_z');
% xlabel('dL_z(mm)');
% ylabel('Fx(N)');
% hold on
% subplot(2,2,3), scatter(m2.p3.a5(i).dL(:,1),m2.p3.a5(i).Kracht(:,3),sz);
% title('Fz-lengteverandering dL_x');
% xlabel('dL_x(mm)');
% ylabel('Fz(N)');
% hold on
% subplot(2,2,4), scatter(m2.p3.a5(i).dL(:,3),m2.p3.a5(i).Kracht(:,3),sz);
% title('Fz-lengteverandering dL_z');
% xlabel('dL_z(mm)');
% ylabel('Fz(N)');
% hold on
% end
% end
% f_scatter_p3_a18 = figure('Name', ['Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP III bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a18:'], 'NumberTitle', 'off');
% for i = 1:size(m2.p3.a18,2) % Prothese III en hoek 18
% if isempty(m2.p3.a18(i).Markers) ==0
% figure(f_scatter_p3_a18)
% subplot(2,2,1), scatter(m2.p3.a18(i).dL(:,1),m2.p3.a18(i).Kracht(:,1),sz);
% title('Fx-lengteverandering d_Lx');
% xlabel('d_Lx(mm)');
% ylabel('Fx(N)');
% hold on
% subplot(2,2,2), scatter(m2.p3.a18(i).dL(:,3),m2.p3.a18(i).Kracht(:,1),sz);
% title('Fx-lengteverandering dL_z');
% xlabel('dL_z(mm)');
% ylabel('Fx(N)');
% hold on
% subplot(2,2,3), scatter(m2.p3.a18(i).dL(:,1),m2.p3.a18(i).Kracht(:,3),sz);
% title('Fz-lengteverandering dL_x');
% xlabel('dL_x(mm)');
% ylabel('Fz(N)');
% hold on
% subplot(2,2,4), scatter(m2.p3.a18(i).dL(:,3),m2.p3.a18(i).Kracht(:,3),sz);
% title('Fz-lengteverandering dL_z');
% xlabel('dL_z(mm)');
% ylabel('Fz(N)');
% hold on
% end
% end
f_scatter_p4_a0 = figure('Name', ['Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP IV bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a0 :'], 'NumberTitle', 'off');
for i = 3:size(m2.p4.a0,2) % Prothese IV en hoek 0
figure(f_scatter_p4_a0)
subplot(2,2,1), scatter(m2.p4.a0(i).dL(:,1),m2.p4.a0(i).Kracht(:,1),sz);
title('Fx-lengteverandering d_Lx');
xlabel('d_Lx(mm)');
ylabel('Fx(N)');
hold on

```

```

subplot(2,2,2), scatter(m2.p4.a0(i).dL(:,3),m2.p4.a0(i).Kracht(:,1),sz);
    title('Fx-lengteverandering dL_z');
    xlabel('dL_z(mm)');
    ylabel('Fx(N)');
    hold on
subplot(2,2,3), scatter(m2.p4.a0(i).dL(:,1),m2.p4.a0(i).Kracht(:,3),sz);
    title('Fz-lengteverandering dL_x');
    xlabel('dL_x(mm)');
    ylabel('Fz(N)');
    hold on
subplot(2,2,4), scatter(m2.p4.a0(i).dL(:,3),m2.p4.a0(i).Kracht(:,3),sz);
    title('Fz-lengteverandering dL_z');
    xlabel('dL_z(mm)');
    ylabel('Fz(N)');
    hold on
end

f_scatter_p4_a5 = figure('Name','Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP IV bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a5 :','NumberTitle','off');
for i = 1:size(m2.p4.a5,2) % Prothese IV en hoek 5
    figure(f_scatter_p4_a5)
    subplot(2,2,1), scatter(m2.p4.a5(i).dL(:,1),m2.p4.a5(i).Kracht(:,1),sz);
    title('Fx-lengteverandering d_Lx');
    xlabel('d_Lx(mm)');
    ylabel('Fx(N)');
    hold on
    subplot(2,2,2), scatter(m2.p4.a5(i).dL(:,3),m2.p4.a5(i).Kracht(:,1),sz);
    title('Fx-lengteverandering dL_z');
    xlabel('dL_z(mm)');
    ylabel('Fx(N)');
    hold on
    subplot(2,2,3), scatter(m2.p4.a5(i).dL(:,1),m2.p4.a5(i).Kracht(:,3),sz);
    title('Fz-lengteverandering dL_x');
    xlabel('dL_x(mm)');
    ylabel('Fz(N)');
    hold on
    subplot(2,2,4), scatter(m2.p4.a5(i).dL(:,3),m2.p4.a5(i).Kracht(:,3),sz);
    title('Fz-lengteverandering dL_z');
    xlabel('dL_z(mm)');
    ylabel('Fz(N)');
    hold on
end

f_scatter_p4_a18 = figure('Name','Scatterplot kracht tegenover de lengteverandering RSP IV bij meetmethode '
num2str(meetmethode) 'en a18:','NumberTitle','off');
for i = 1:size(m2.p4.a18,2) % Prothese IV en hoek 18
    figure(f_scatter_p4_a18)
    subplot(2,2,1), scatter(m2.p4.a18(i).dL(:,1),m2.p4.a18(i).Kracht(:,1),sz);
    title('Fx-lengteverandering d_Lx');
    xlabel('d_Lx(mm)');
    ylabel('Fx(N)');
    hold on

```



```

subplot(2,2,2), scatter(m2.p4.a18(i).dL(:,3),m2.p4.a18(i).Kracht(:,1),sz);
title('Fx-lengteverandering dL_z');
xlabel('dL_z(mm)');
ylabel('Fx(N)');
hold on
subplot(2,2,3), scatter(m2.p4.a18(i).dL(:,1),m2.p4.a18(i).Kracht(:,3),sz);
title('Fz-lengteverandering dL_x');
xlabel('dL_x(mm)');
ylabel('Fz(N)');
hold on
subplot(2,2,4), scatter(m2.p4.a18(i).dL(:,3),m2.p4.a18(i).Kracht(:,3),sz);
title('Fz-lengteverandering dL_z');
xlabel('dL_z(mm)');
ylabel('Fz(N)');
hold on
end
% Per meetmethode en per hoek wordt ook nog de resulterende kracht tegenover
% de samples geplot, de resulterende lengte over de samples en de
% resulterende kracht tegenover de resulterende lengte. Tot slot wordt er
% per meting de maximale kracht en de maximale lengteverandering bepaald:
% f_Fres_p3 = figure('Name','De resulterende kracht bij RSP-III');
% xlabel('Samples meting')
% ylabel('Kracht(N)')
% title('De resulterende kracht bij RSP-III')
% f_dLres_p3 = figure('Name','De resulterende lengteverandering bij RSP-III');
% xlabel('Samples meting')
% ylabel('Lengteverandering(mm)')
% title('De resulterende lengteverandering bij RSP-III')
% f_dL_F_p3 = figure('Name','De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering bij RSP-III');
% xlabel('Lengteverandering(mm)')
% ylabel('Kracht(N)')
% title('De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering bij RSP-III')
f_Fres_p4 = figure('Name','De resulterende kracht bij RSP-IV');
xlabel('Samples meting')
ylabel('Kracht(N)')
title('De resulterende kracht bij RSP-IV')
f_dLres_p4 = figure('Name','De resulterende lengteverandering bij RSP-IV');
xlabel('Samples meting')
ylabel('Lengteverandering(mm)')
title('De resulterende lengteverandering bij RSP-IV')
f_dL_F_p4 = figure('Name','De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering bij RSP-IV bij');
xlabel('Lengteverandering(mm)')
ylabel('Kracht(N)')
title('De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering bij RSP-IV')
f_dL_F = figure('Name','De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering');
xlabel('Lengteverandering(mm)')
ylabel('Kracht(N)')
title('De resulterende kracht tegenover de resulterende lengteverandering')
% for i = 1:13 % Prothese III
%   figure(f_Fres_p3) % Fres plotten
%   plot(m2.p3.a0(i).Fres,'-r') % bij hoek 0
%   plot(m2.p3.a5(i).Fres,'-g') % bij hoek 5
%   plot(m2.p3.a18(i).Fres,'-b') % bij hoek 18
%   hold on

```

```

% figure(f_dLres_p3) % dLres plotten
% plot(m2.p3.a0(i).dLres,'-r') % bij hoek 0
% plot(m2.p3.a5(i).dLres,'-g') % bij hoek 5
% plot(m2.p3.a18(i).dLres,'-b') % bij hoek 18
% hold on
% figure(f_dL_F_p3) % Fres tegenover dLres plotten
% plot(m2.p3.a0(i).dLres,m2.p3.a0(i).Fres,'-r') % bij hoek 0
% plot(m2.p3.a5(i).dLres,m2.p3.a5(i).Fres,'-g') % bij hoek 5
% plot(m2.p3.a18(i).dLres,m2.p3.a18(i).Fres,'-b') % bij hoek 18
% hold on
% figure(f_dL_F) % Fres tegenover dLres plotten
% plot(m2.p3.a0(i).dLres,m2.p3.a0(i).Fres,'--r') % bij hoek 0
% plot(m2.p3.a5(i).dLres,m2.p3.a5(i).Fres,'--g') % bij hoek 5
% plot(m2.p3.a18(i).dLres,m2.p3.a18(i).Fres,'--b') % bij hoek 18
% hold on
% % Bepalen van de maximale waarden:
% Fmax_p3(i,1) = max(m2.p3.a0(i).Fres);
% Fmax_p3(i,2) = max(m2.p3.a5(i).Fres);
% Fmax_p3(i,3) = max(m2.p3.a18(i).Fres);
% dLmax_p3(i,1) = max(m2.p3.a0(i).dLres);
% dLmax_p3(i,2) = max(m2.p3.a5(i).dLres);
% dLmax_p3(i,3) = max(m2.p3.a18(i).dLres);
% end
j = [0 0 3 4 5 6 7 8 9 10];
for i = 1:size(m2.p4.a18,2) % Prothese IV
    figure(f_Fres_p4) % Fres plotten
    if i == j(i)
        plot(m2.p4.a0(i).Fres,'-r') % bij hoek 0
    end
    plot(m2.p4.a5(i).Fres,'-g') % bij hoek 5
    plot(m2.p4.a18(i).Fres,'-b') % bij hoek 18
    hold on
    figure(f_dLres_p4) % dLres plotten
    if i == j(i)
        plot(m2.p4.a0(i).dLres,'-r') % bij hoek 0
    end
    plot(m2.p4.a5(i).dLres,'-g') % bij hoek 5
    plot(m2.p4.a18(i).dLres,'-b') % bij hoek 18
    hold on
    figure(f_dL_F_p4) % Fres tegenover dLres plotten
    if i == j(i)
        plot(m2.p4.a0(i).dLres,m2.p4.a0(i).Fres,'-r') % bij hoek 0
    end
    plot(m2.p4.a5(i).dLres,m2.p4.a5(i).Fres,'-g') % bij hoek 5
    plot(m2.p4.a18(i).dLres,m2.p4.a18(i).Fres,'-b') % bij hoek 18
    hold on
    figure(f_dL_F) % Fres tegenover dLres plotten
    if i == j(i)
        plot(m2.p4.a0(i).dLres,m2.p4.a0(i).Fres,'-r') % bij hoek 0
    end
    plot(m2.p4.a5(i).dLres,m2.p4.a5(i).Fres,'-g') % bij hoek 5
    plot(m2.p4.a18(i).dLres,m2.p4.a18(i).Fres,'-b') % bij hoek 18
    hold on

```

```

% Bepalen van de maximale waarden:
Fmax_p4(i,1) = max(m2.p4.a0(i).Fres);
Fmax_p4(i,2) = max(m2.p4.a5(i).Fres);
Fmax_p4(i,3) = max(m2.p4.a18(i).Fres);
dLmax_p4(i,1) = max(m2.p4.a0(i).dLres);
dLmax_p4(i,2) = max(m2.p4.a5(i).dLres);
dLmax_p4(i,3) = max(m2.p4.a18(i).dLres);
end
figure(f_dL_F)
legend('p4_a0','p4_a5','p4_a18')
figure(f_dL_F_p4)
legend('p4_a0','p4_a5','p4_a18')
figure(f_dLres_p4)
legend('p4_a0','p4_a5','p4_a18')
figure(f_Fres_p4)
legend('p4_a0','p4_a5','p4_a18')

```

Wegschrijven van de data

```

%m11 = m2; % Bij hoppen vast comment weghalen.
%m12 = m2; % Bij hoppen vrij comment weghalen.
% Eerst wegschrijven naar een mat bestand met een meting per cell:
% resultaten_p3_a0 = cell(10,1);
% resultaten_p3_a5 = cell(10,1);
% resultaten_p3_a18 = cell(10,1);
resultaten_p4_a0 = cell(10,1);
resultaten_p4_a5 = cell(10,1);
resultaten_p4_a18 = cell(10,1);
% Meteen wegschrijven van het Excel bestand:
% for i = 1: size(m2.p3.a0,2)
%   for j = 1:length(m2.p3.a0(i).Fres)
%     Meetmethode(j,1) = meetmethode;
%     Prothese(j,1) = 3;
%     Hoek(j,1) = 0;
%     Meting(j,1) = i;
%   end
%   Fx = m2.p3.a0(i).Kracht(:,1);
%   Fy = m2.p3.a0(i).Kracht(:,2);
%   Fz = m2.p3.a0(i).Kracht(:,3);
%   Fres = m2.p3.a0(i).Fres;
%   dLx = m2.p3.a0(i).dL(:,1);
%   dLy = m2.p3.a0(i).dL(:,2);
%   dLz = m2.p3.a0(i).dL(:,3);
%   dLres = m2.p3.a0(i).dLres;
%   resultaten_p3_a0{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
%   filename = 'resultaten_p3_a0.xlsx';
%   meting = i;
%   sheet = i;
%   clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
%   resultaat = table2array(resultaten_p3_a0{meting,1});
%   xlswrite(filename,resultaat,sheet)
% end
%

```

```

% for i = 1: size(m2.p3.a5,2)
%   for j = 1:length(m2.p3.a5(i).Fres)
%     Meetmethode(j,1) = meetmethode;
%     Prothese(j,1) = 3;
%     Hoek(j,1) = 5;
%     Meting(j,1) = i;
%   end
%   Fx = m2.p3.a5(i).Kracht(:,1);
%   Fy = m2.p3.a5(i).Kracht(:,2);
%   Fz = m2.p3.a5(i).Kracht(:,3);
%   Fres = m2.p3.a5(i).Fres;
%   dLx = m2.p3.a5(i).dL(:,1);
%   dLy = m2.p3.a5(i).dL(:,2);
%   dLz = m2.p3.a5(i).dL(:,3);
%   dLres = m2.p3.a5(i).dLres;
%   resultaten_p3_a5{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
%   filename = 'resultaten_p3_a5.xlsx';
%   meting = i;
%   sheet = i;
%   clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
%   resultaat = table2array(resultaten_p3_a5{meting,1});
%   xlswrite(filename,resultaat,sheet)
% end
%
% for i = 1: size(m2.p3.a18,2)
%   for j = 1:length(m2.p3.a18(i).Fres)
%     Meetmethode(j,1) = meetmethode;
%     Prothese(j,1) = 3;
%     Hoek(j,1) = 18;
%     Meting(j,1) = i;
%   end
%   Fx = m2.p3.a18(i).Kracht(:,1);
%   Fy = m2.p3.a18(i).Kracht(:,2);
%   Fz = m2.p3.a18(i).Kracht(:,3);
%   Fres = m2.p3.a18(i).Fres;
%   dLx = m2.p3.a18(i).dL(:,1);
%   dLy = m2.p3.a18(i).dL(:,2);
%   dLz = m2.p3.a18(i).dL(:,3);
%   dLres = m2.p3.a18(i).dLres;
%   resultaten_p3_a18{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
%   filename = 'resultaten_p3_a18.xlsx';
%   meting = i;
%   sheet = i;
%   clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
%   resultaat = table2array(resultaten_p3_a18{meting,1});
%   xlswrite(filename,resultaat,sheet)
% end

```

```

for i = 1: size(m2.p4.a0,2)
    for j = 1:length(m2.p4.a0(i).Fres)
        Meetmethode(j,1) = meetmethode;
        Prothese(j,1) = 4;
        Hoek(j,1) = 0;
        Meting(j,1) = i;
    end
    Fx = m2.p4.a0(i).Kracht(:,1);
    Fy = m2.p4.a0(i).Kracht(:,2);
    Fz = m2.p4.a0(i).Kracht(:,3);
    Fres = m2.p4.a0(i).Fres;
    dLx = m2.p4.a0(i).dL(:,1);
    dLy = m2.p4.a0(i).dL(:,2);
    dLz = m2.p4.a0(i).dL(:,3);
    dLres = m2.p4.a0(i).dLres;
    resultaten_p4_a0{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
    filename = 'resultaten_p4_a0.xlsx';
    meting = i;
    sheet = i;
    clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
    resultaat = table2array(resultaten_p4_a0{meting,1});
    xlswrite(filename,resultaat,sheet)
end

for i = 1: size(m2.p4.a5,2)
    for j = 1:length(m2.p4.a5(i).Fres)
        Meetmethode(j,1) = meetmethode;
        Prothese(j,1) = 4;
        Hoek(j,1) = 5;
        Meting(j,1) = i;
    end
    Fx = m2.p4.a5(i).Kracht(:,1);
    Fy = m2.p4.a5(i).Kracht(:,2);
    Fz = m2.p4.a5(i).Kracht(:,3);
    Fres = m2.p4.a5(i).Fres;
    dLx = m2.p4.a5(i).dL(:,1);
    dLy = m2.p4.a5(i).dL(:,2);
    dLz = m2.p4.a5(i).dL(:,3);
    dLres = m2.p4.a5(i).dLres;
    resultaten_p4_a5{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
    filename = 'resultaten_p4_a5.xlsx';
    meting = i;
    sheet = i;
    clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
    resultaat = table2array(resultaten_p4_a5{meting,1});
    xlswrite(filename,resultaat,sheet)
end

```

```

for i = 1: size(m2.p4.a18,2)
    for j = 1:length(m2.p4.a18(i).Fres)
        Meetmethode(j,1) = meetmethode;
        Prothese(j,1) = 4;
        Hoek(j,1) = 18;
        Meting(j,1) = i;
    end
    Fx = m2.p4.a18(i).Kracht(:,1);
    Fy = m2.p4.a18(i).Kracht(:,2);
    Fz = m2.p4.a18(i).Kracht(:,3);
    Fres = m2.p4.a18(i).Fres;
    dLx = m2.p4.a18(i).dL(:,1);
    dLy = m2.p4.a18(i).dL(:,2);
    dLz = m2.p4.a18(i).dL(:,3);
    dLres = m2.p4.a18(i).dLres;
    resultaten_p4_a18{i,1} = table(Meetmethode,Prothese,Hoek,Meting,Fx,Fy,Fz,Fres,dLx,dLy,dLz,dLres);
    filename = 'resultaten_p4_a18.xlsx';
    meting = i;
    sheet = i;
    clear Meetmethode Prothese Hoek Meting
    resultaat = table2array(resultaten_p4_a18{meting,1});
    xlswrite(filename,resultaat,sheet)
end
% Opvragen van de figuur met de resulterende lengteverandering en kracht
% van alle hoeken en protheses:
figure(f_dL_F)
% Legenda toevoegen:
legend('p4_a0','p4_a5','p4_a18')

```

7.5 Projectvoorstel

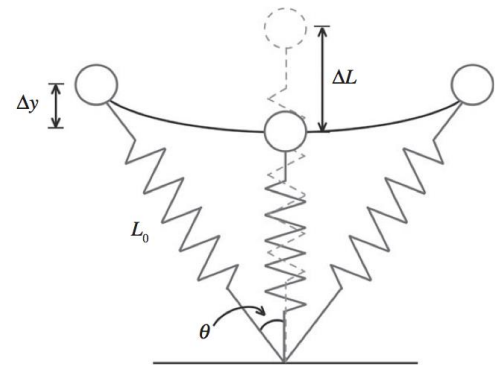
Probleemstelling en het doel van het project

1.1 Inleiding

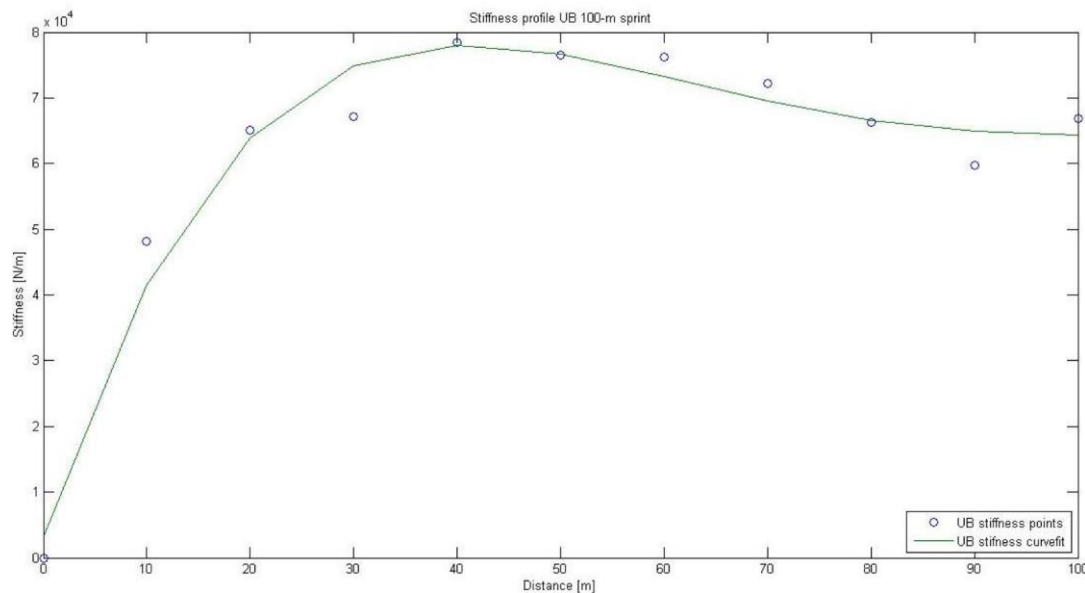
Het verlangen van mensen met een onderbeenamputatie om mee te kunnen doen aan sporten in combinatie met de grote vraag naar specifieke protheses bij de atletiek, heeft geresulteerd in de ontwikkeling van running specifieke protheses (RSP) (Noroozi, et al., 2013). Alhoewel de ontwerpeisen per onderdeel van de atletiek verschillen, bijvoorbeeld de 100m sprint versus de marathon, werken ze in principe hetzelfde. Een RSP is gemaakt van koolstofvezel met een VTM® epoxyhars en functioneert als een veer die in staat is energie op te slaan bij grondcontact en dit terug te geven tussen “mid-stance” en “toe-off” voor extra voorwaartse kracht (Versluys, et al., 2009). In essentie vervangt de RSP een deel van de functies van het intacte been, echter is het rendement een stuk lager, 95%, tegen 241% bij een enkel van een intact been (Nolan, 2008). Noroozi et al. (2014) heeft de belangrijkste biomechanische indicatoren voor de maximale sprintsnelheid samengevat: grondreactiekracht (Weyand, Sternlight, Bellizzi, & Wright, 2000), korte grondreactietijd (Nummela, Keranen, & Mikkelsen, 2007), staplengte (Cronin, Ogden, Lawton, & Brughelli, 2007), stapfrequentie (Babic, Harasin, & Dizdar, 2007) en beenstijfheid (Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour, 2002).

1.2 Beenstijfheid

De stijfheid van de RSP is direct gecorreleerd met de beenstijfheid, zie figuur 1, en de maximale sprintsnelheid (Nolan, 2008) (Lechler, 2005). Ondanks dat RSP's ontworpen zijn om het natuurlijke veergedrag van een menselijke voet na te bootsen, vonden McGowan e.a. (2012) een significant lagere beenstijfheid bij unilateraal trans-tibiaal geamputeerde atleten dan bij valide atleten. In figuur 2 is te zien dat valide atleten hun beenstijfheid kunnen variëren gedurende een race, terwijl bij geamputeerde de stijfheid van de prothese bepalend lijkt te zijn voor de totale beenstijfheid gedurende een sprint (Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017) (Hobara, et al., 2012). Wanneer de beenstijfheid bij het sprinten groter is, neemt de contacttijd af en kan de stapfrequentie en dus de snelheid toenemen (Vletter, 2014) (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2015). Er wordt verwacht dat verbetering in prestaties op topniveau eerder veroorzaakt zullen worden door innovaties in de technologie van de RSP, dan de prestatie van de atleet zelf (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2015). De stijfheid van de RSP kan niet oneindig groot zijn; hoe stijver de veer, hoe meer energie de atleet moet leveren om energie in de RSP op te kunnen slaan. Op den duur moet de atleet zoveel energie leveren om de eigenfrequentie van de stijvere prothese bij te houden, dat dit ten koste gaat van de efficiëntie (Hafner, Sanders, Czerniecki, & Ferguson, 2002). Ergens hierin in een optimum, dat momenteel nog niet is gevonden, omdat de huidige stijfheid van de RSP nog niet bekend is.



**Figuur 1: Beenstijfheid is de ratio tussen de verticale piekgrondreactiekracht en de verandering van de beenlengte.
Bron: McGowan e.a. (2012)**



**Figuur 2: De beenstijfheid(y-as) van Usain Bolt per stap berekend over de 100m sprint(x-as).
Bron: Vletter (2014)**

1.3 Stijfheid RSP

De stijfheid van de prothese is de relatie tussen grondreactiekracht en de lengteverandering van de prothese (N/m). Protheses worden steeds complexer in ontwerp en het toekennen van de juiste prothese wordt steeds moeilijker. Makers refereren naar ISO 10328, maar geven nooit mechanische eigenschappen. (Geil, 2002) Het formele testprotocol ISO 10328 heeft eisen ten opzichte van de statische belasting, maar deze zijn voornamelijk gebaseerd aan de midstand-fase tijdens het gaan en niet aan de condities vergelijkbaar met topsport (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014). Om de stijfheid te kunnen bepalen moet de lengteverandering en de grondreactiekracht bekend zijn. Een gestandaardiseerde lineaire veer vertoont onder belasting in verschillende richtingen niet uitsluitend één waarde voor de stijfheid, maar er is sprake van een stijfheidsmatrix (Ellens, 2016). Wegens de complexe vorm van een RSP is het moeilijk om de lengteverandering te bepalen, de keuze voor de methode van het bepalen van de lengteverandering leidt tot een significant ander resultaat voor de gevonden stijfheid (Leefflang, 2015). De allereerste vraag in dit onderzoek luidt dan ook:

“Hoe verandert de RSP van vorm bij belasting?”

De verwachting is dat de vervorming niet lineair is, aangezien uit eerder onderzoek ook een niet lineair resultaat kwam (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2014). Door simulatie wordt een poging gedaan meer inzicht te krijgen in hoe de vervorming van een Ottobock 1E90 eruitziet gedurende belasting vergelijkbaar met eerder onderzoek. (Noroozi, et al., 2013).

Volgens Naroozi et al. (2013) worden huidige onderzoeken naar de stijfheid van de RSP vaak uitgevoerd met behulp van unilateraal trans-tibiaal geamputeerde atleten als proefpersonen. Hierdoor is het moeilijk om onderscheid te maken tussen de bijdrage van de atleet en de prothese bij het behalen van hoge sprintsnelheden. Als beter begrepen wordt wat het gevolg van de verandering van de afstelling van de RSP op de stijfheid is, dan kan de RSP gerichter aangepast worden naar de gebruiker en krijgt iedere gebruiker een optimale RSP (Noroozi, et al., 2013). Door de mechanische stijfheid te bepalen in een drukbank worden gevolgen, zoals belasten onder een hoek, objectiever gemeten. In 2015 werd echter gevonden dat de ecologische validiteit binnen dit soort onderzoeken erg laag zijn (Dyer, Sewell, & Noroozi, Sprinting with an amputation: Some race-based lower-limb step observations, 2015).

Juist de vertaling van de mechanische stijfheid naar de praktijk ontbreekt. Daarom wordt in dit onderzoek een vergelijking gemaakt met een andere meetmethode, met behulp van een proefpersoon, door de stijfheid van de prothese te bepalen gedurende het hoppen; stuiteren op 1 been. Hoppen is een gebruikelijke manier om de beenstijfheid en ook prestaties te voorspellen (Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017). Dit leidt tot de volgende hypothese:

“Als de correlatie tussen de mechanisch gevonden stijfheid van de RSP en de stijfheid gemeten tijdens het hoppen groter of gelijk is aan 0,9, dan is het mogelijk met de gevonden mechanische stijfheid een vertaling naar de praktijk te maken.”

Om te bekijken of de meetmethodes individueel wel betrouwbaar zijn, dient de variatiecoëfficiënt(CV) binnen een meetmethode groter of gelijk zijn aan 90%.

Pol en Pluimgraaff zijn bezig met ontwikkelen van een dummy-prothese waarbij het effect van de uitlijning en de hoek van de prothese gemakkelijker onderzocht kan worden. In eerder onderzoek (Dyer, Sewell, & Noroozi, 2013) werd al aangedrongen dat nader onderzoek nodig is naar het effect van de hoek van de RSP tijdens belasting op de gevonden stijfheid. Dit leidt tot de laatste hypothese:

“Een verandering van de hoek van belasting van de RSP resulteert in een significant($p=0.05$) ander resultaat voor de gevonden stijfheid.”

De verwachting is dat de RSP een significant andere stijfheid zal hebben tijdens de angle of attack, midstance and toe-off. Om het onderzoek eenduidiger te maken, gelden de volgende randvoorwaarden:

- Onderzoek wordt alleen 2D uitgevoerd in het sagittale vlak.
- Onderzoek wordt uitgevoerd met uitsluitend 1 prothese: Ottobock 1E90.
- Onderzoek wordt uitgevoerd met 3 hoeken; angle of attack, midstance, toe off.

2. Methode

In de inleiding zijn de volgende drie onderzoeksvragen naar voren gekomen:

1. “Hoe verandert de RSP van vorm bij belasting?”
2. “Als de correlatie tussen de mechanisch gevonden stijfheid van de RSP en de stijfheid gemeten tijdens het hoppen groter of gelijk is aan 0,9, dan is het mogelijk met de gevonden mechanische stijfheid een vertaling naar de praktijk te maken.”
3. “Een verandering van de hoek van belasting van de RSP resulteert in een significant($p=0.05$) ander resultaat voor de gevonden stijfheid.”

Nu zal toegelicht worden welke methode gehanteerd wordt om deze vragen te kunnen beantwoorden.

2.1 Materiaal

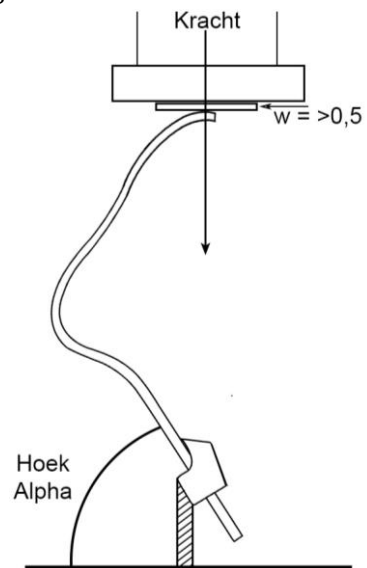
RSP: Ottobock 1E90, 1 gebruikt exemplaar

Voorwaarden proefpersoon:

- Geen blessures
- Trans-tibiale amputatie
- Ervaring met Ottobock 1E90
- Geen wonden aan de stomp

2.2 Design

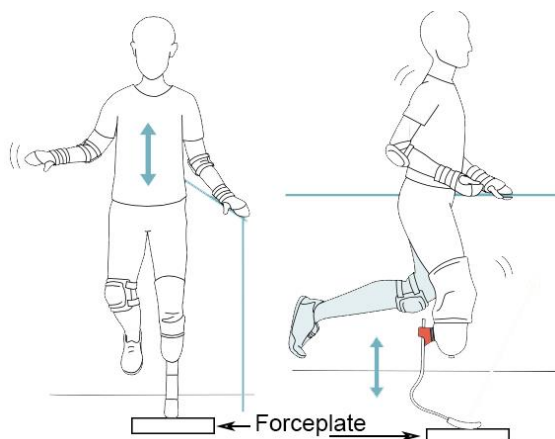
Het design bestaat uit twee verschillende meetmethodes; een mechanische meetmethode met trekbank en een meetmethode met proefpersoon. Het design voor het mechanische onderzoek is gebaseerd op eerdere studies (Dyer, Sewell, & Noroozi, An investigation into the measurement and prediction of mechanical stiffness of lower limb prostheses used for running, 2014) (Kruiswijk, 2014). De prothese wordt op geen enkele manier aangepast voor dit onderzoek. De RSP wordt verticaal ingedrukt in een gefixeerde en omgekeerde positie onder een hoek α in een Zwick 1484 drukkbank, aanwezig op de TU Delft. De RSP wordt belast tot een belasting van 2000N met een snelheid van 50mm/minuut, zoals in de eerdergenoemde studies. In figuur 3 is een schematische weergave te zien van de meetopstelling in de drukkbank. Aan de onderkant zit de RSP vast bevestigd onder een hoek α , aan de bovenkant kan de RSP vrij bewegen. Tussen de RSP en de drukkbank zit een laag met een wrijvingscoëfficiënt tussen de 0,5 en 0,8; de wrijvingscoëfficiënt van een atletiekbaan moet groter zijn dan 0,5 volgens de regelgeving van de International Association of the Athletics Federations (IAAF).



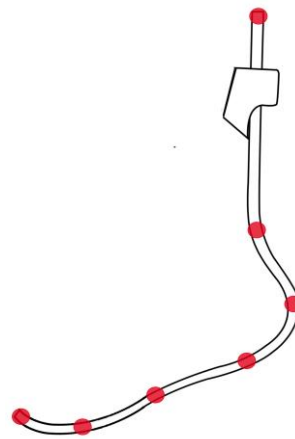
Figuur 3: Schematische weergave meetopstelling in Zwick 1484 met de RSP onder hoek α en $\mu \geq 0,5$.

Voor de methode met proefpersoon wordt het onderzoek van Oudenhoven en Boes gebruikt (Oudenhoven, Boes, Hak, Faber, & Houdijk, 2017). Belangrijk hierbij is dat uitsluitend op het aangedane been gehopt wordt, anders leidt dit tot significant andere resultaten (Aslani, Noroozi, Shin Yee, Ong Chao, & Maggs, 2016). De proefpersoon zal een verticale hopmeting uitvoeren op het aangedane been met de RSP op een Forceplate AMTI-OR6GT-1000, zie figuur 4. De proefpersoon heeft de instructie de overige gewrichten volledig gestrekt en zo stijf mogelijk te houden en mag voor balans licht een horizontale bar vasthouden.

Bij beiden meetmethodes zal gebruik gemaakt worden van de Optitrack balk, waarbij de plaatsing van de markers gebaseerd is op eerder onderzoek (Noroozi, et al., 2013) en een Forceplate AMTI-OR6GT-1000. De plaatsing van de markers voor de Optitrack zijn te zien in figuur 5. Alle metingen worden tien keer herhaald met dezelfde RSP zodat gekeken kan worden naar de betrouwbaarheid van de meetmethode. Tot slot worden alle metingen onder drie hoeken uitgevoerd; angle-of-attack, mid-stance en toe-off, in totaal zullen zestig metingen uitgevoerd worden.



Figuur 4: Schematische weergave meetopstelling hoppen van proefpersoon op 1 been. De proefpersoon moet de heup en knie zo stijf mogelijk houden.



Figuur 5: Plaatsing van de markers van de Optitrack op de RSP.

2.3 Uitkomstmaten

Om de eerste onderzoeksvraag: “Hoe verandert de RSP van vorm bij belasting?” te kunnen beantwoorden wordt een simulatie gemaakt van de RSP bij belasting. Dit zal worden gedaan in Matlab door de verplaatsing van de markers van de Optitrack te bepalen. Er wordt een stickfiguur van de prothese gemaakt aan de hand van de markers van de Optitrack.

Om de tweede en derde onderzoeksvraag te kunnen beantwoorden moet de stijfheidsmatrix bepaald worden. Om de stijfheidsmatrix te kunnen berekenen moet de lengteverandering van de RSP en de grondreactiekracht gedurende de meting bepaald worden. De keuze van bepalen van de lengteverandering hangt af van de resultaten uit het eerste onderzoek. De grondreactiekracht wordt bij de mechanische meting bepaald met een krachtopnemer. Bij de meting met proefpersoon zal deze gemeten worden door middel van de Forceplate AMTI-OR6GT-1000.

2.4 Dataverwerking

Allereerst wordt de data van de Optitrack en de Forceplate AMTI-OR6GT-1000 geladen in Matlab, waarbij de verplaatsing van de markers van de Optitrack bepaald wordt. Vervolgens wordt er in een guide een stickfiguur aangemaakt met behulp van de markers van de Optitrack, zodat de vormverandering van de RSP gesimuleerd wordt. Het doel is om meer duidelijkheid te krijgen over het effect van de verschillende vormdelen bij belasting.

Vervolgens wordt in Matlab een Load-Deflection curve aangemaakt, zodat in een grafiek duidelijk de relatie zichtbaar is tussen de vervorming en de belasting van de RSP. Hierna kan de stijfheidsmatrix van de RSP bepaald worden. Alle gevonden stijfheidsmatrixen worden geëxporteerd naar SPSS voor verder statistische analyse.

In SPSS wordt allereerst de variatiecoëfficiënt bepaald van de twee verschillende meetmethodes. Vervolgens wordt gekeken naar de correlatie tussen de twee verschillende meetmethodes met behulp van Pearsons correlatietest. Tot slot wordt gekeken of een andere hoek van belasting een significant ander resultaat voor de stijfheid geeft met behulp van de One-Way ANOVA.

Tabel 1: Eerste globale planning.

Week	Deadlines	Voorbereiding	Uitvoeren	Schrijven
20-21	Inleveren projectplan	Hoeken uitzoeken Meetprotocol	Matlab schrijven	
22	Op vakantie			
23 24 25		-Apparatuur en/of ruimte reserveren -Informatiebrief -Registratie/logboek	Matlab schrijven Pilot meting	Inleiding
26 - 28		M. meetopstelling drukbank	Metingen: Hoppen	Methode
29 - 34	Vakantie HHS: dicht		Metingen: Drukbank Verwerken data Matlab en SPSS	
35(1) 36(2) 37(3)	Inl. t/m methode Inl. 0 versie			Resultaten 1. Kracht-lengte 2. Hoeken 3. Meetsystemen
38(4)	Op vakantie			
39(5) 40(6) 41(7) 42 43(8) 44(9) 45(10)	Vakantie Inl. scriptie Eindgesprek			Discussie Conclusie Opmaak

7.6 Persoonlijke leerdoelen

1. Verbreden van mijn materiaalkennis

Probleem	Ik heb onvoldoende kennis van het gebruik en de karakteristieken van composieten.
Oorzaak	Er wordt weinig materiaalkunde binnen de opleiding Bewegingstechnologie gegeven; alleen oppervlakkig.
Symptoom	Ik weet niet hoe composiet zich gedraagt onder statische of dynamische omstandigheden. Ik weet onvoldoende hoe RSP's vervaardigd worden.
Leerdoel	Ik heb aan het einde van mijn afstuderen mijn materiaalkennis verbreed met de kennis over composieten.
Acties	- Verdiepen d.m.v. interviews op de TU Delft, faculteit 3ME. - Uitvoeren van statische metingen op de drukbank (Zwick 010) en dynamische metingen door middel van hoppen.
Evaluatie	Door middel van de metingen op de trekbank en tijdens het hoppen heb ik veel meer een beeld gekregen hoe het materiaal composiet zich gedraagt onder belasting. Door gesprekken met Elise Reinton en Tobias Vermeulen heb ik meer kennis gekregen over de samenstelling, het gebruik en de karakteristieken van composiet en de gebruikte harsen.

2. Eerder hulp zoeken/ gebruik maken van kennis van anderen

Probleem	Ik besteed te veel tijd aan zaken uitzoeken, waarbij de kennis al voorhanden is bij anderen.
Oorzaak	Ik vind het moeilijk om hulp te vragen bij anderen.
Symptoom	Ik probeer alles zelf op te lossen, ook bij vastlopen. Ik wil graag alles zelf uitzoeken en weten.
Leerdoel	Tijdens mijn afstuderen zal ik eerst de kennis van anderen raadplegen alvorens ik deze kennis eerst helemaal zelf ga opdoen.
Acties	Als ik merk dat ik ergens onvoldoende vanaf weet, zoek ik eerst een expert op dat gebied. Door middel van een interview probeer ik door middel van zijn kennis mijn kennis te verbreden. Als dan nog blijkt dat ik onvoldoende van het onderwerp afweet, vraag ik zijn advies hoe ik daar meer over te weten kan komen.
Evaluatie	Met name binnen Matlab heb ik eerst gekeken wat er al beschikbaar is. Zo heb ik als basis voor het laden van de data in Matlab de code van Mark Schrauwen gebruikt, voor het filteren van de data heb ik delen van de code van Judith Bos en Laura Oudenhoven gebruikt. Tot slot heb ik eerst geprobeerd de simulatie van de RSP in beeld te krijgen met een matlabcode van de VU, pas toen ik hier niet uitkwam met de data van de OptiTrack i.p.v. de OptoTrack ben ik gestart met een eigen code. Tot slot heb ik bij presentaties en besprekingen zoveel mogelijk problemen samengevat in een beslisboom, zodat ik advies aan anderen kon vragen om het probleem op te lossen.

3. Presentatievaardigheden verbeteren (stapsgewijs uitleggen)

Probleem	Bij het uitleggen wat ik gedaan heb vergeet ik vaak een aantal stappen in mijn methode.
Oorzaak	Wanneer ik zelf goed verdiept in een onderwerp zit, vergeet ik dat de buitenwereld niet bekend is met voor mij logische tussenstappen.
Symptoom	Anderen begrijpen niet wat ik bedoel. Anderen begrijpen niet hoe een resultaat tot stand is gekomen.
Leerdoel	Ik documenteer al mijn tussenstappen van begin tot eindproduct en plaats deze in mijn presentaties.
Acties	- Elke twee weken een ECBT-pitch: waarin ik erop focus dat iedereen het begrijpt (zonder extra tekeningen buiten de presentatie om). - Alle stappen documenteren op papier door middel van mind mappen.
Evaluatie	Helaas is het door persoonlijke omstandigheden niet mogelijk geweest om altijd bij de ECBT-vergaderingen aanwezig te zijn. Wel heb ik voor iedere bespreking een presentatie voorbereid met de focus op stapsgewijs uitleggen. Uiteindelijk heb ik dit niet alleen doorgetrokken naar de presentaties, maar naar mijn verslaglegging. Zo heb ik binnen deze scriptie geprobeerd alles zo stapsgewijs en gesorteerd mogelijk te presenteren. Wat hierbij erg geholpen heeft is het regelmatig maken van mind-mappen op papier. Dit heeft mij niet alleen geholpen bij de structuur van mijn verslag, maar ook bij de structuur van het schrijven van mijn Matlabcode alsmede het maken van een structuur voor het wegschrijven van mijn data uit Matlab naar Excel. Ik denk dat het uiteindelijk niet alleen voor anderen helpt, maar dat het ook mij erg geholpen heeft om het overzicht te houden.

