

Het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese



DE HAAGSE
HOGESCHOOL

Anouk van Gool & Iris Griffioen

Juni 2015

Opleiding Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Titelpagina

Het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese.

Opleiding Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

Afstudeerscriptie
Juni 2015

Auteurs:

Naam: Anouk van Gool
Studentnummer: 11037016
E-mail: anoukvgool@hotmail.com

Naam: Iris Griffioen
Studentnummer: 11016191
E-mail: iris-griffioen@hotmail.com

Begeleiders:

1^e begeleider: Karen van Stein Callenfels
2^e begeleider: Hester van der Sloot

Voorwoord

Voor u ligt de afstudeerscriptie 'Het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese'. De interesse in dit onderwerp is ontstaan gedurende de vierjarige HBO-opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Binnen deze opleiding hebben we meerdere groepsopdrachten samen uitgevoerd. Na overleg bleek dat we voor het afstuderen dezelfde visie voor ogen hadden: een persoon helpen met een bewegingsbeperking dat zorgt voor problemen bij een algemeen dagelijkse handeling of bij een hobby. Samen zijn we met dit project aan de slag gegaan.

Via een fysiotherapeut zijn we in aanraking gekomen met mevrouw Brinkman. Een fanatiek hockeyster. Ze heeft een sporttrauma opgelopen. Na revalidatie wilde ze haar sport weer oppakken. Hiervoor heeft zij echter wel een hulpmiddel nodig, alleen bleken de bestaande enkel-voetortheses hier niet voor gemaakt. Tot op heden is mevrouw Brinkman nog op zoek naar een hulpmiddel voor tijdens het hockeyen. Dit leek ons een leuke uitdaging. Eén waarmee we echt iemand vooruit kunnen helpen.

Het project is volledig samen uitgevoerd en beschreven. Dit naslagwerk is bestemd voor mevrouw Brinkman, de docenten en de studenten van de opleiding Bewegingstechnologie, ontwerpers van enkel voet ortheses en voor andere geïnteresseerden.

Onze dank gaat uit naar de opdrachtgeefster mevrouw Brinkman, fysiotherapeut meneer Mooij, onze eerste en tweede begeleiders vanuit de opleiding, Karen van Stein Callenfels en Hester van der Sloot. Daarnaast willen we ook onze ouders en naasten bedanken die ons gesteund hebben tijdens deze periode.

Wij wensen u veel leesplezier toe!

Anouk van Gool en Iris Griffioen

Den Haag, 17 juni 2015

Samenvatting

Het doel van deze afstudeerscriptie is om de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman in kaart te brengen ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese. Hieruit wordt een lijst van eisen en wensen samengesteld. Aan de hand van deze lijst kan de ideale hockey orthese voor mevrouw Brinkman worden ontworpen.

Het is bekend dat mevrouw Brinkman aan haar linkerenkel een voetheffersparese en een verhoogde kans op een inversietrauma heeft. Om de bewegingsmogelijkheden en beperkingen hiervan te onderzoeken zijn er meerdere deelvragen opgesteld.

1. Wat is het verschil in hoekuitslag in graden tussen het linker- en rechterbeen bij plantair- en dorsaalflexie, supinatie en pronatie in de enkel en flexie en extensie in de knie?
2. Welke bewegingen kan mevrouw Brinkman zelf uitvoeren zonder orthese?
3. Wat is het verschil in kracht tussen de linker- en rechterenkel in plantair- en dorsaalflexie, supinatie en pronatie?
4. Wat zijn de optredende krachten tijdens hockeybewegingen bij de aangedane enkel en wat zijn de optredende momenten tijdens de bewegingen waarbij er een grote pronatiekracht nodig is?
5. Heeft mevrouw Brinkman een veranderd looppatroon, wat zijn de maximale grondreactiekrachten op de enkel en wat zijn de optredende enkelhoeken in graden die tijdens het hockeyen kunnen optreden?
6. Wat is de stijfheid die de orthese in dorsaalflexie minimaal moet hebben en tijdens plantairflexie maximaal mag hebben?

Bovenstaande deelvragen zijn getoetst. Hier zijn verschillende resultaten uit naar voren gekomen. De hockey orthese moet een scharnier bevatten rond de enkel waarbij de evo 94° in dorsaalflexie en 130° in plantairflexie moet toelaten. In dorsaalflexierichting moet de evo een veer bevatten die de voet kan optillen tijdens de zwaai fase, maar ook de klapvoet tussen heel contact en standfase kan voorkomen. De stijfheid van de orthese in dorsaalflexie moet $0,23 \text{ Nm}/^\circ$ zijn. Het maximaal plantair flecterend moment dat mevrouw Brinkman tijdens de afzet levert is $163,33 \text{ Nm}$. Dit moment is groter dan $0,77 \text{ Nm}$ dat nodig is om de voet omhoog te houden bij bewegingen waarbij dorsaalflexie vereist is. Doordat de benodigde stijfheid van de orthese tegengesteld werkt aan het optredende moment tijdens de afzet, zal mevrouw Brinkman hierbij worden tegengewerkt. De hoeveelheid last die mevrouw Brinkman tijdens de afzet zal ervaren van de tegenwerkende stijfheid moet in de testfase vastgesteld worden. Dan wordt duidelijk of de benodigde stijfheid van $0,23 \text{ Nm}/^\circ$ de afzet zal belemmeren.

Ook moet de hockey orthese 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting toelaten. Doordat de pronatoren van mevrouw Brinkman niet meer werken, verzwikt zij regelmatig haar enkel. Om een inversietrauma te voorkomen moet de orthese verdere hoekuitslagen volledig tegenhouden. De spierkracht die de pronatoren niet meer kunnen leveren moet opgevangen worden door de hockey orthese. Voor de keuze van het materiaal van de hockey orthese moet de spierkracht omgerekend worden naar trekkracht. Hier is een voorbeeldberekening van gemaakt waar $44,89 \text{ N/mm}^2$ uit komt. Dit is de trekkracht dat het materiaal van de hockey orthese minimaal aan moet kunnen. Dit is de trekkracht dat het materiaal van de hockey orthese minimaal aan moet kunnen. Het materiaal dat aan de hand hiervan bepaald kan worden moet de functie van de uitgevallen pronatoren overnemen. De richting waarin het materiaal van het hulpmiddel zijn werk moet doen is de richting van de ligging van het lig. talofibulare anterieus. Dit is het ligament dat op spanning komt te staan bij een bewegingsbeperkt onderste spronggewricht.

Binnen deze afstudeerscriptie is er een lijst van eisen en wensen gemaakt waarmee een orthese ontworpen kan worden. Deze lijst van eisen en wensen kan verder worden aangevuld door supinatie en pronatie dynamisch te meten. Hieruit kan de relatie bepaald worden tussen de pronatie- en supinatiehoeken en de krachten die op de enkel van mevrouw Brinkman komen te staan tot het moment van verzwikken van de enkel. Daarnaast moet er voor het uiteindelijke ontwerp gekeken worden naar het uiterlijk van het hulpmiddel. Hiervoor zijn op dit moment nog geen aspecten bepaald, zoals het draagcomfort en het aan en uit trekken van het hulpmiddel. Ook bestaat er de mogelijkheid dat er op dit moment een hulpmiddel op de markt is dat voldoet aan de geformuleerde randvoorwaarden, eisen en wensen voor een hockey orthese voor mevrouw Brinkman. In een vervolg onderzoek zou hier naar gekeken moeten worden, voordat er een nieuw hulpmiddel wordt ontworpen.

Inhoudsopgave

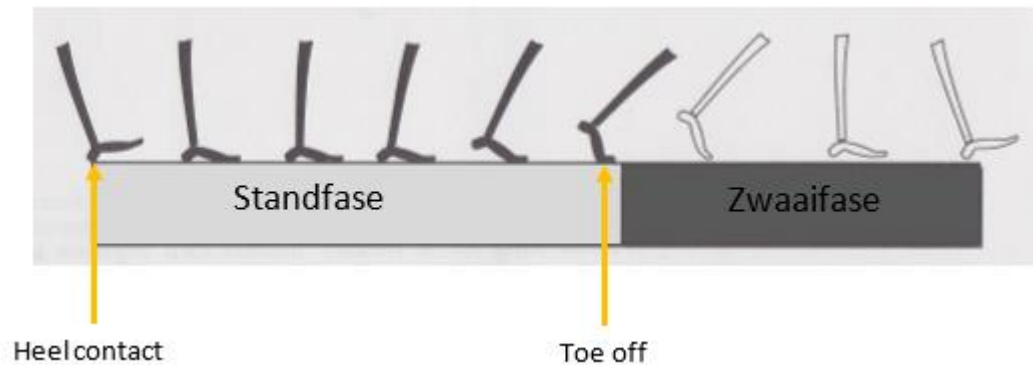
Verklarende woordenlijst.....	7
1. Inleiding	8
1.1 Voetheffersparese.....	8
1.2 Inversietrauma	8
1.3 Huidige ortheses.....	9
1.4 Doelstelling.....	10
2. Analysefase.....	11
2.1 Testen	11
2.2 Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij dorsaalflexie, plantairflexie, supinatie en pronatie in de enkel. Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij flexie en extensie in de knie?	11
2.3 Welke bewegingen kan mevrouw Brinkman zelf uitvoeren zonder orthese?	12
2.4 Wat is het verschil in kracht tussen de linker- en rechterenkel in plantair- en dorsaalflexie, supinatie en pronatie?	13
2.4.1 Hand held dynamometer	13
2.4.2 MRC-schaal.....	14
2.5 Wat zijn de optredende krachten tijdens hockeybewegingen bij de aangedane enkel en wat zijn de optredende momenten tijdens de bewegingen waarbij er een grote pronatiekracht nodig is?	15
2.5.1 Benodigde trekkracht.....	16
2.6 Heeft mevrouw Brinkman een veranderd looppatroon, wat zijn de maximale grondreactiekrachten op de enkel en wat zijn de optredende enkelhoeken in graden die tijdens het hockeyen kunnen optreden?	20
2.6.1 Zebri loopband meting.....	20
2.6.2 Hanentred.....	21
2.6.3 Enkelhoeken tijdens het gaan	22
2.7 Wat is de stijfheid die de orthese in dorsaalflexie minimaal moet hebben en tijdens plantairflexie maximaal mag hebben?	23
2.7.1 Momentberekeningen.....	23
2.7.2 Stijfheid.....	27
3. Lijst van eisen en wensen.....	29
4. Discussie	30
5. Conclusie	31
6. Bibliografie.....	32
7. Bijlage	33
Bijlage 7.1 Meetprotocol gewrichtsmobiliteit.....	33
Bijlage 7.2 Resultaten gewrichtsmobiliteit in Kinovea	37
Bijlage 7.3 Meetprotocol vaardigheidstesten	40

Bijlage 7.4 Meetprotocol krachtmeting	42
Bijlage 7.5 MRC-schaal	43
Bijlage 7.6 Meetprotocol hockeybewegingen.....	44
Bijlage 7.7 Meting op het krachtenplatform in beeld gebracht met behulp van Moxiviewer.....	46
Bijlage 7.8 Meetprotocol looppatroon.....	48
Bijlage 7.9 Ganganalyse.....	50
Bijlage 7.10 Gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam	52
Bijlage 7.11 Cd-rom met rapport Zebris loopband en data krachtenplatform	53
Bijlage 7.12 Projectplan.....	54

Verklarende woordenlijst

n. peroneus communis = n. fibularis communis

Toe off = moment tijdens het gaan waarbij de tenen van de grond komen
Heel contact = moment tijdens het gaan waarbij de hiel net de grond raakt
Zwaai fase = periode tijdens het gaan waarbij de voet (links of rechts) de grond niet raakt.
Standfase = periode tijdens het gaan waarbij de voet (links of rechts) op de grond staat.
In figuur 1 staan bovenstaande fases visueel weergegeven.



*Figuur 1: fases tijdens het gaan van één been
(Perry, 1992)*

Enkelhoek = hoek die gemaakt wordt tussen de caput fibulae, malleolus lateralis en tuberositas ossis metatarsalis V.

Evo = enkel-voetorthese

1. Inleiding

Deze afstudeerscriptie gaat over het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese. Mevrouw Brinkman hockeyt op hoog niveau. Tijdens een hockeywedstrijd heeft zij een sporttrauma opgelopen door luxatie van haar linkerknie. Hierbij is de n. peroneus communis beschadigd, waardoor zij functie uitval ondervindt van de dorsaalflectoren en pronatoren. Door uitval van de dorsaalflectoren heeft zij geen heffingsfunctie meer in haar voet, een voetheffersparese. De uitval van de pronatoren veroorzaken regelmatig verzwikkingen in de enkel.

1.1 Voetheffersparese

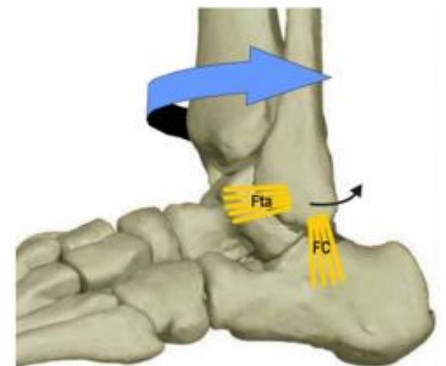
Een voetheffersparese wordt ook wel een klapvoet genoemd. Hieronder staat in de definitie beschreven wat er gebeurt als de n. peroneus communis uitvalt.

Bij uitval van de nervus peroneus ontstaat een voetheffersparese (klapvoet) en (bij uitval van de oppervlakkige tak) een dood gevoel op de voetrug. In ernstige gevallen is er een volledige verlamming waardoor de patiënt zijn been in de heup moet optillen om niet te struikelen (*hanentred*). (Kuks & Snoek, 2012)

De spieren die geïnnerveerd worden door de n. peroneus communis zijn: m. peroneus longus, m. peroneus brevis, m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. peroneus tertius, m. extensor digitorum brevis, m. plantaris lateralis, m. extensor hallucis longus, mm. interossei dorsalis (Kendall, 2008).

1.2 Inversietrauma

Doordat de pronatoren van mevrouw Brinkman niet meer werken, verzwikt zij regelmatig haar enkel. De anatomische benaming voor het verzwikken van de enkel is een inversietrauma. Een inversietrauma is een trauma dat plaatsvindt in het onderste spronggewricht, art. talocalcaneonavicularis. "Inversie is een combinatie van supinatie in het onderste spronggewricht en adductie van de voorvoet" (Beek, et al., 2010). Bij een inversietrauma treedt een supinatiebeweging op die niet tegengehouden wordt door de pronatoren. Hierdoor komt het lig. talofibulare anterius op spanning te staan, in ernstige gevallen ook het lig. calcaneofibulare. De reden dat het lig. talofibulare anterius voornamelijk op rek komt te staan komt doordat de malleolus lateralis naar achter wegdraait, zie figuur 2 (Riezebos & Lagerberg, 1998).



Figuur 2: enkel met daarin lig. talofibulare anterius (Fta) en lig. calcaneofibulare (FC) bron: (Riezebos & Lagerberg, 1998)

De uitval van de n. peroneus communis uit zich bij mevrouw Brinkman in sensorische en motorische gevolgen. Het sensorische gevolg bij mevrouw Brinkman is een dood gevoel ventraal, lateraal op het onderbeen en op de gehele voetrug. De motorische gevolgen die hierbij komen kijken zijn een klapvoet en hanentred als gevolg van een voetheffersparese. Ook heeft mevrouw Brinkman een verhoogde kans op een inversietrauma. De motorische gevolgen zoals besproken in hoofdstuk 1.1 worden in hoofdstuk 2.6 gedetailleerd uitgewerkt.

1.3 Huidige ortheses

De afgelopen drie jaar heeft mevrouw Brinkman meerdere ortheses gebruikt. “Een orthese is een hulpmiddel dat ter ondersteuning van een bepaalde motorische functie van een lichaamsdeel wordt aangebracht of wordt gedragen aan het lichaam” (D'hondt & Aufdemkampe, 2004). De ortheses die mevrouw Brinkman tot nu toe heeft gebruikt zijn gemaakt om de klapvoet tegen te gaan. Bij het maken van deze ortheses is er geen rekening gehouden met de uitval van de pronatoren. Deze zijn aangemeten en vervaardigd bij OTNN in Assen en bij de Hoogstraat in Utrecht. Dit zijn ortheses die geschikt zijn voor dagelijks gebruik, niet om een hockeywedstrijd mee te spelen.



Figuur 3: huidige ortheses voorkant



Figuur 4: huidige ortheses achterkant

Zes ortheses zijn gebroken na een aantal trainingen of binnen een aantal maanden tijdens het sporten. Deze ortheses heeft mevrouw Brinkman moeten inleveren en zijn niet meer beschikbaar. Wel zijn er een aantal voorbeelden van ortheses bewaard gebleven. Deze ortheses gebruikt zij niet meer. In figuur 3 en 4 zijn drie voorbeelden van haar ortheses te zien. Bij twee ortheses is de hiel eruit gehaald. Dit is gedaan omdat de hiel pijn veroorzaakt tijdens het hockeyen. Het nadeel daarvan is dat de ortheses zonder hiel niet stevig genoeg bleken te zijn en braken. Dit gebeurde ter hoogte van de malleolus, meestal mediaal, maar ook één keer lateraal.



Figuur 5: hockey orthese, Easy Walker



Figuur 6: hockey orthese, Easy Walker

De orthese waar mevrouw Brinkman op dit moment mee hockeyt, de Easy Walker, is te zien in figuur 5 en 6. Deze orthese is qua functie in dorsaal- en plantairflexie ideaal om mee te hockeyen, door de sterke veer. Omdat de voet door de veer ver naar dorsaal wordt opgetild, wordt de klapvoet tegen gegaan. Het nadeel is dat deze orthese niet vast zit aan het onderbeen, waardoor de orthese regelmatig naast de kuit schiet. Ook heeft mevrouw Brinkman tijdens het dragen van de Easy Walker een zweepslag in haar kuit opgelopen, al is niet duidelijk of de zweepslag een direct gevolg is van het dragen van de Easy Walker. Daarnaast is de Easy Walker niet ontworpen om stabiliteit te bieden in pronatie en supinatie richting.

Duidelijk is dat de huidige ortheses niet optimaal functioneren tijdens het hockeyen. Het hoofdprobleem is dat de ortheses veel te stijf zijn en vaak breken.

1.4 Doelstelling

De doelstelling van dit project is: Het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman ten behoeve van het ontwerpen van een hockey orthese. Hieruit wordt een volledige lijst van eisen en wensen samengesteld. Aan de hand van deze lijst kan de ideale hockey orthese voor mevrouw Brinkman ontworpen worden.

Om dit doel te bereiken wordt de aandoening van mevrouw Brinkman in kaart gebracht:

1. Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij dorsaalflexie, plantairflexie, supinatie en pronatie in de enkel. Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij flexie en extensie in de knie?
2. Welke bewegingen kan mevrouw Brinkman zelf uitvoeren zonder orthese?
3. Wat is het verschil in kracht tussen de linker- en rechterenkel in plantair- en dorsaalflexie, supinatie en pronatie?
4. Wat zijn de optredende krachten tijdens hockeybewegingen bij de aangedane enkel en wat zijn de optredende momenten tijdens de bewegingen waarbij er een grote pronatiekracht nodig is?
5. Heeft mevrouw Brinkman een veranderd looppatroon, wat zijn de maximale grondreactiekrachten op de enkel en wat zijn de optredende enkelhoeken in graden die tijdens het hockeyen kunnen optreden?
6. Wat is de stijfheid die de orthese in dorsaalflexie minimaal moet hebben en tijdens plantairflexie maximaal mag hebben?

Bij het in kaart brengen van de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman, worden er resultaten uit de testen gehaald: De minimale en maximale enkelhoek en de optredende krachten tijdens het gaan en tijdens hockeybewegingen. Uit deze testresultaten worden de momenten die de orthese aan moet kunnen en de stijfheden berekend. Met deze resultaten wordt een lijst van eisen en wensen opgesteld. Deze kunnen later toegepast worden bij het ontwerpen en testen van een hockey orthese voor mevrouw Brinkman.

2. Analysefase

2.1 Testen

Om de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman in kaart te brengen zijn er meerdere deelvragen opgesteld welke getest worden. Deze test staan uitgewerkt in de volgende paragrafen. In de bijlage zijn de bijbehorende meetprotocollen te vinden.

2.2 Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij dorsaalflexie, plantairflexie, supinatie en pronatie in de enkel. Wat is het verschil in de hoekuitslag in graden bij flexie en extensie in de knie?

Om te onderzoeken of er beperkingen zijn opgetreden in het enkel- en kniegewricht, zijn er mobiliteitstesten uitgevoerd. Deze testen komen uit de Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek (Folmer, et al., 2011). Het doel van deze test is om het verschil tussen het linker- en rechterbeen te bepalen. Het meetprotocol dat hierbij gebruikt is, is te vinden in bijlage 7.1. De video opnames die gemaakt zijn tijdens deze test zijn verwerkt in Kinovea, deze verwerking is te vinden in bijlage 7.2. De resultaten zijn weergegeven in tabel 1.

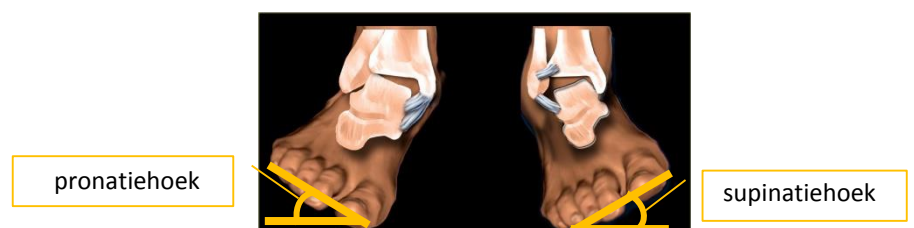
Resultaten

		Links	Rechts
<i>Plantairflexie</i>	<i>(enkel)</i>	161°	155°
<i>Dorsaalflexie in knieflexie</i>	<i>(enkel)</i>	114°	113°
<i>Dorsaalflexie in knieextensie</i>	<i>(enkel)</i>	115°	129°
<i>Supinatie</i>	<i>(enkel)</i>	61°	100°
<i>Pronatie</i>	<i>(enkel)</i>	45°	49°
<i>Flexie</i>	<i>(knie)</i>	51°	46°
<i>Extensie</i>	<i>(knie)</i>	176°	177°
<i>Extensie in heupflexie</i>	<i>(knie)</i>	169°	161°
<i>Extensie in heupadductie + heupflexie</i>	<i>(knie)</i>	159°	149°
<i>Flexie in buiklig</i>	<i>(knie)</i>	53°	41°

Tabel 1: resultaten gewrichtsmobiliteit



Figuur 7: de enkelhoek



Figuur 8: pronatiehoek en supinatiehoek

Conclusie

De resultaten geven aan dat de linker enkel verder kan plantair flecteren dan de rechter enkel. Dit kan komen doordat de plantairflectoren geen myogene weerstand ondervinden van de dorsaalflectoren. Bij een passieve meting kunnen nooit alle spierfuncties uitgeschakeld worden. Hierdoor heeft de rechter enkel bij plantairflexie wel te maken met spierspanning van de

dorsaalflectoren en de linkerenkel niet. Passief is er een enkelhoek, zie figuur 7, van 114° in dorsaalflexie en 161° in plantairflexie behaald. In de meting bij hoofdstuk 2.6.3 worden de enkelhoeken tijdens het gaan bekeken. Na deze meting kan er bepaald worden wat de minimale dorsaal- en plantairflexie hoeken zijn die de orthese moet toelaten.

Ook de supinatiehoek en pronatiehoek, zie figuur 8, zijn passief gemeten. Bij supinatie en pronatie komt de linkervoet minder ver dan de rechtersvoet. Dit kan komen doordat mevrouw Brinkman al drie jaar lang een stijve orthese draagt aan haar linkerenkel. Door deze orthese beweegt de linkervoet zich in supinatie en pronatie niet meer tot de uiterste stand. Hierdoor kan het zijn dat de voet stijver is geworden. Door het bewegingsbeperkte onderste spronggewricht komt er veel spanning op het lig. talofibulare anterieus te staan, meer dan zonder beperking. De kans op beschadiging verhoogt en kan zorgen voor een inversietrauma (Riezebos & Lagerberg, 1998).

In hoofdstuk 2.3 wordt de vaardigheid van mevrouw Brinkman getest. Hierin wordt duidelijk of zij pronatie en supinatie kan uitvoeren. In hoofdstuk 2.4.2 wordt de kracht gemeten van de pronatoren en supinatoren. Hier komt uit hoeveel kracht mevrouw Brinkman maximaal kan leveren tijdens pronatie en supinatie. Als de pronatoren niet voldoende functioneren kan mevrouw Brinkman een inversietrauma oplopen. Om dit te voorkomen zal er een hulpmiddel nodig zijn waarbij de hoekuitslagen niet verder mogen komen dan 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting.

Als laatst is tijdens deze test ook de gewrichtsmobiliteit van de knie getest. Tijdens het testen is gebleken dat de knie de uiterste stand in knieflexie bereikt doordat de kuit en het bovenbeen elkaar raken. Hoogstwaarschijnlijk is dit niet de uiterste stand van het gewricht. Helaas is dit niet te achterhalen, maar kan er wel geconcludeerd worden dat de knie niet beperkt wordt door het gewricht. Met deze reden wordt er in de volgende metingen niet meer naar de knie gekeken.

2.3 Welke bewegingen kan mevrouw Brinkman zelf uitvoeren zonder orthese?

Er zijn testen uitgevoerd om de motorische vaardigheden van mevrouw Brinkman te bepalen zonder orthese. Hierbij is gekeken of zij zelfstandig de oefeningen uit tabel 2 kan uitvoeren. Het meetprotocol dat hierbij gebruikt is, is te vinden in bijlage 7.3. Alle testen zijn afkomstig uit Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek (Folmer, et al., 2011), op de test van het lopen op de binnen- en buitenkant van de voet na. Omdat de pronatie en supinatie testen ontbreken in de Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek zijn deze testen door de onderzoekers hier nog aan toegevoegd. De resultaten zijn weergegeven in tabel 2.

Resultaten	Testen	Score	+ = Test is volledig uitvoerbaar +/- = Test is onvolledig uitvoerbaar -- = Test is niet uitvoerbaar
	<i>Staan op één been, links</i>	+	
	<i>Staan één been, rechts</i>	+	
	<i>Tenenstand links</i>	+	
	<i>Tenenstand rechts</i>	+	
	<i>Tenenloop met links en rechts</i>	+	
	<i>Hielenloop met links en rechts</i>	--	
	<i>Lopen op de buitenkant van de voet</i>	+	(rechtersvoet staat schuiner dan linkervoet)
	<i>Lopen op de binnenkant van de voet</i>	--	
	<i>Squattest met twee voeten op de grond</i>	+	

Tabel 2: resultaten motorische vaardigheden

Conclusie

De resultaten laten zien dat mevrouw Brinkman geen moeite heeft met de oefeningen waarbij plantairflexie is vereist. De oefening waarbij supinatie is vereist is wel mogelijk, maar hierbij zie je duidelijk verschil tussen het linker- en rechterbeen. De oefeningen waarbij pronatie en dorsaalflexie zijn vereist, zijn met het linkerbeen niet mogelijk.

De oorzaak hiervan is dat een supinatie beweging niet tegengehouden kan worden met de pronatoren, zodra dat nodig is tijdens het hockeyen. Als de pronatoren deze beweging niet tegenhouden kan dat leiden tot een inversietrauma.

2.4 Wat is het verschil in kracht tussen de linker- en rechterenkel in plantair- en dorsaalflexie, supinatie en pronatie?

2.4.1 Hand held dynamometer

De draadloze microFET3 (*Hoggan*) is een dynamometer en inclinometer (hellingsmeter) in één apparaat, zie figuur 9. Binnen deze test is er gebruik gemaakt van de dynamometer. Met de dynamometer kan de microFET3 de kracht meten die geleverd wordt bij een bepaalde beweging in Newton.



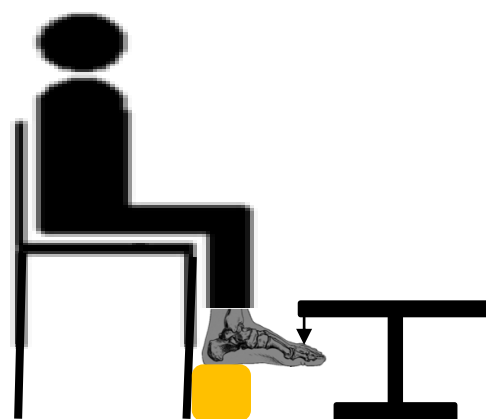
Figuur 9: microFET3
Bron:
<http://www.hogganhealth.net/microfet3.php>

Tijdens de test is de plantairflexiekracht en dorsaalflexiekracht gemeten. De meetopstellingen zijn te zien in figuur 10 en 11. De pijl geeft aan waar de Hand Held Dynamometer de kracht meet, het gele vierkant is een blokje onder de hiel. Het blokje heeft dezelfde hoogte als de Hand Held Dynamometer. Dit om de hiel en voorvoet op gelijke hoogte te laten beginnen. De kracht is gemeten om vervolgens het optredende moment uit te kunnen rekenen. Deze test is vier keer uitgevoerd ter nauwkeurigheid, de resultaten staan weergegeven in tabel 3.

Om vervolgens het moment uit te kunnen rekenen is de gemeten kracht vermenigvuldigd met de loodrechte afstand tot het draaipunt, zie figuur 12. In bijlage 7.4 is het meetprotocol te vinden dat hierbij is gebruikt.



Figuur 10: meetopstelling bij plantairflexie

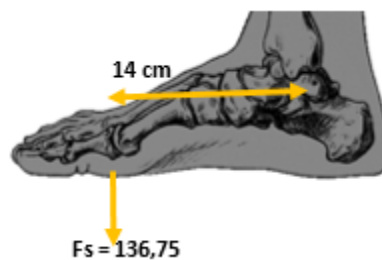


Figuur 11: meetopstelling bij dorsaalflexie

Resultaten

	Plantairflexie		Dorsaalflexie	
	Links	Rechts	Links	Rechts
1	144 N	144 N	0 N	74 N
2	123 N	137 N	0 N	69 N
3	140 N	116 N	0 N	68 N
4	140 N	105 N	0 N	75 N
Gemiddeld	$136,75 \times 0,14 = 19,15 \text{ Nm}$	$125,5 \times 0,14 = 17,57 \text{ Nm}$	/	$71,5 \times 0,14 = 10,01 \text{ Nm}$

Tabel 3: resultaten krachttest (Hand Held Dynamometer)



Figuur 12: momentberekening

Conclusie

De linkerenkel van mevrouw Brinkman kan vanaf de horizontaallijn niet dorsaal flecteren dus ook geen kracht leveren. Hierbij is het duidelijk dat de dorsaalflexie van de rechterenkel wel kracht kan leveren. Daarnaast is er gebleken dat bij plantairflexie de linkerenkel meer kracht kan leveren dan de rechterenkel, deze kwam ruim 10 Newton hoger uit. De kracht die mevrouw Brinkman met haar linkerenkel in plantairflexie levert is 19,15 Nm. Dit is het moment dat statisch optreedt. Een mogelijke reden voor de sterkere linker plantairflectoren kan zijn dat mevrouw Brinkman tijdens de afzet met haar linker plantairflectoren meer kracht uitoefent, dan dat ze uitoefent met haar rechter plantairflectoren, om de voet tijdens de zwaafase omhoog te zwaaien in dorsaalflexierichting. In hoofdstuk 2.7.1 wordt dit moment dynamisch berekend tijdens de afzet. Het grootste moment dat optreedt, statisch of dynamisch, zal het moment zijn dat de orthese moet kunnen toelaten tijdens de afzet.

2.4.2 MRC-schaal

Pronatie en supinatie zijn niet te meten met een microFET3. Dit komt doordat je voet aan de zijkant een klein oppervlakte heeft en omdat supinatie en pronatie vaak in samenstelling gaat met andere bewegingen in de enkel. Dit is de reden waarom deze bewegingen getest zijn aan de hand van de MRC-schaal. De MRC-schaal is een schaal van 0 tot en met 5, waarbij 0 aangeeft dat iemand helemaal geen kracht heeft en 5 geeft aan dat alles normaal functioneert. De MRC-schaal is te vinden in bijlage 7.5.

Resultaten

Mevrouw Brinkman kan supinatie goed uitvoeren zonder weerstand. Zodra er weerstand wordt geboden is dit niet meer mogelijk. Dit duidt op een kracht met graad 4. Pronatie is niet uit te voeren, wel is er enige spierspanning te voelen, wat ook bij dorsaalflexie het geval is. Dit duidt op een kracht met graad 1.

Conclusie

Doordat de pronatie niet uit te voeren is, worden de krachten aan de mediale zijde niet opgevangen door de pronatoren. Dit kan leiden tot een verhoogde kans op een inversietrauma. Om dit

inversietrauma met een hulpmiddel te kunnen voorkomen moet er bepaald worden hoe groot de kracht is die de pronatoren zouden moeten leveren. Om dit te bepalen wordt de trekkracht uitgerekend aan de hand van de pronatoren. Dit wordt gedaan in hoofdstuk 2.5.1.

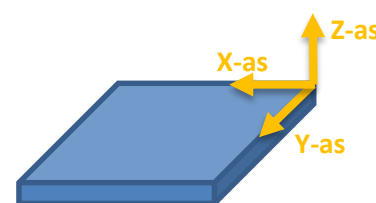
In hoofdstuk 2.2 is de maximale enkelhoek gemeten. Deze enkelhoeken zijn 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting. Dit zijn statisch gemeten enkelhoeken.

Eis

De orthese mag maximaal 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting toelaten. Hierna moet de orthese deze beweging volledig tegenhouden.

2.5 Wat zijn de optredende krachten tijdens hockeybewegingen bij de aangedane enkel en wat zijn de optredende momenten tijdens de bewegingen waarbij er een grote pronatiekracht nodig is?

Bij deze meting worden de optredende krachten op de linkerenkel bepaald tijdens hockeybewegingen die op de orthese komen te staan. Hierbij is mevrouw Brinkman gevraagd om bepaalde hockeybewegingen uit te voeren: aanzetten, rennen, stoppen en pushen. Na het globaal analyseren van een hockeywedstrijd zijn dit de bewegingen die zijn aangenomen als meest voorkomende hockeybeweging. Ook zijn dit de bewegingen waarbij verwacht wordt dat de grootste krachten in de enkel zullen optreden. De hockeybewegingen worden uitgevoerd op een krachtenplatform. Deze meet de krachten in x-, y- en z-richting, zie figuur 13, door middel van de rekstrooktechnologie. Het meetprotocol dat bij deze test is gebruikt is te vinden in bijlage 7.6.



Figuur 13: x-, y- en z-as op het krachtenplatform

De data uit het krachtenplatform is weergegeven in een grafiek en in een tabel. De grafiek is af te spelen in moviewer, tegelijkertijd met het opgenomen filmpje. In de tabel zijn alle krachten af te lezen in x-, y- en z-richting, deze data staan op de cd-rom in bijlage 7.11. Van iedere beweging is de maximale kracht afgelezen, deze krachten zijn te vinden in tabel 4. De bewegingen waarbij een grote pronatiekracht nodig is worden gebruikt voor het berekenen van de trekkracht. De berekeningen waarbij een grote plantair- of dorsaalkracht nodig is worden gebruikt voor het berekenen van de stijfheid. Alle krachten kunnen later in een testfase gebruikt worden om te testen of de orthese de gemeten krachten in x-, y- en z-richting aan kan.

Resultaten

	Maximale kracht in Newton		
	x-richting	y-richting	z-richting
Lopen (neerkomst)	45.0	234,7	1214.8
Lopen (afzet)	-5.0	-247.6	977.5
Rennen	73.8	49.8	1855.8
Aanzetten (voorwaarts)	71.1	-391.2	950.4
Aanzetten (zijwaarts)	-8.5	-510.9	1357.2
Afremmen	-18.5	1199.4	2316.9
Pushen (neerkomst)	-38.9	901.1	1514.6
Pushen (afzet)	294.5	-95.1	853.9

Tabel 4: krachtenplatform maximaal krachten

In bijlage 7.7 zijn de metingen van alle hockeybewegingen op het krachtenplatform in beeld weergegeven. Hierbij is ook weergegeven wat in beeld de x-, y- en z-richtingen zijn. De tabel in de bijlage is hetzelfde opgebouwd als tabel 4 hierboven.

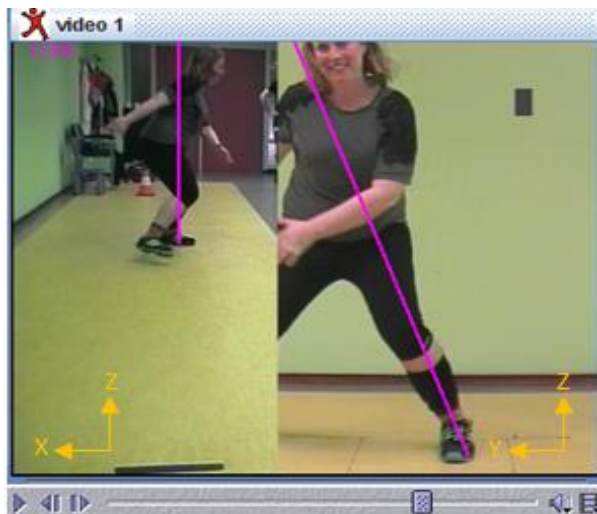
2.5.1 Benodigde trekkracht

Als er een ontwerp van een orthese gemaakt wordt, is het belangrijk om te weten hoe sterk het materiaal moet zijn. Als mevrouw Brinkman neigt haar enkel te verzwikken is het de bedoeling dat de orthese dit voorkomt. Om deze reden is er gekeken naar de optredende krachten tijdens de hockeybewegingen waarbij mevrouw Brinkman een verzwikking van de enkel zou kunnen oplopen.

Van alle gemeten krachten tijdens hockeybewegingen is er gekeken bij welke beweging er een grote pronatiekracht nodig is. Dit bleek bij het aanzetten in zijwaartse richting en de afzet aan het einde van de push. Bij deze twee bewegingen zijn de bijbehorende spierkrachten en momenten van de m. peroneus longus berekend.

Berekeningen

In figuur 14 en 15 is de 'aanzetten zijwaarts' en 'push afzet' te zien, hieruit komt de richting en grootte van de kracht (de roze lijn) die in de beweging is weergegeven. Deze bewegingen zijn gekozen, omdat dit de bewegingen zijn waarbij mevrouw Brinkman een moment moet opvangen dat ze intern met haar spieren niet kan leveren. In figuur 17 en 19 is een foto te zien van een model dat is gebruikt om de momentsarm van de grondreactiekracht te kunnen bepalen. De momentsarm in het model is gebaseerd op figuur 16. In dit model is de momentsarm opgemeten.

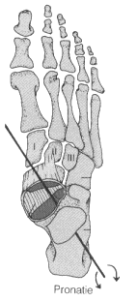


Figuur 14: aanzetten zijwaarts



Figuur 15: push afzet

Aanzetten zijwaarts



Figuur 16: gewrichtsas art. talocalcaneonavicularis

Bron: FA1 HC7 2014
https://blackboard.hhs.nl/webapps/portal/frameset.jsp?tab_tab_group_id=_2_1&url=%2Fwebapps%2Fblackboard%2Fexecute%2Flauncher%3Ftype%3DCourse%26id%3D_42777_1%26url%3D



- Grondreactiekracht
- Gewrichtsas onderste spronggewricht
- Momentsarm

Figuur 17: model momentsarm aanzetten zijwaarts

Grondreactiekracht berekening

$$XYZ = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

$$XYZ = \sqrt{8,5^2 + 510^2 + 1357,2^2}$$

$$XYZ = 1450,20 \text{ N}$$

Gegevens die bekend zijn:

Grondreactiekracht = 1450,20 N

Momentsarm van de grondreactiekracht = 65 mm

Momentsarm van de spier = 25 mm (Gerritsen & Heerkens, 2011)

Om te kunnen berekenen wat het moment is dat mevrouw Brinkman intern met haar spieren zou moeten leveren is de volgende vergelijking opgesteld:

$$\text{kracht (grondreactiekracht)} * \text{momentsarm (grondreactiekracht)} = \text{kracht (spier)} * \text{momentsarm (spier)}$$

$$1450,20 * 65 = \text{kracht (spier)} * 25$$

$$\text{kracht (spier)} = \frac{1450,20 * 65}{25}$$

$$\text{kracht (spier)} = 3770,52 \text{ N}$$

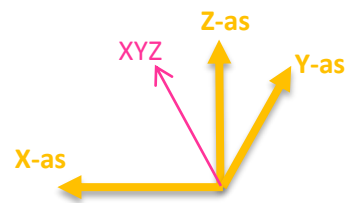
Dit is een kracht die de spier zelf niet kan leveren.

Het bijbehorende moment is =

$$\text{kracht (spier)} * \text{momentsarm (spier)} = (\text{moment spier})$$

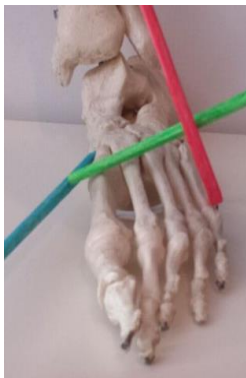
$$3770,52 * 25 = 94263 \text{ Nmm}$$

$$94,263 \text{ Nm}$$



Figuur 18: grondreactiekracht XYZ

Push afzet



- Grondreactiekracht
- Gewrichtssas onderste spronggewricht
- Momentsarm

Figuur 19: model momentsarm push afzet

Grondreactiekracht berekening

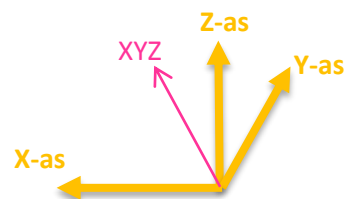
$$XYZ = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$
$$XYZ = \sqrt{294,5^2 + 95,1^2 + 853,9^2}$$
$$XYZ = 908,25 \text{ N}$$

Gegevens die bekend zijn:

Grondreactiekracht = 908,25 N

Momentsarm van de grondreactiekracht = 72 mm

Momentsarm van de spier = 25 mm (Gerritsen & Heerkens, 2011)



Figuur 20: grondreactiekracht XYZ

Om te kunnen berekenen wat het moment is dat mevrouw Brinkman intern zou moeten leveren is de volgende vergelijking opgesteld:

$$\text{kracht (grondreactiekracht)} * \text{momentsarm (grondreactiekracht)} =$$
$$\text{kracht (spier)} * \text{momentsarm (spier)}$$

$$908,25 * 72 = \text{kracht (spier)} * 25$$

$$\text{kracht (spier)} = \frac{908,25 * 72}{25}$$

$$\text{kracht (spier)} = 2615,76 \text{ N}$$

Dit is een kracht die de spier zelf niet kan leveren.

Het bijbehorende moment is =

$$\text{kracht (spier)} * \text{momentsarm (spier)} = (\text{moment spier})$$

$$2615,76 * 25 = 65394 \text{ Nmm}$$

$$65,394 \text{ Nm}$$

Voorbeeld berekening trekkracht

Om de spierkracht om te rekenen naar kracht van een materiaal kan de spierkracht omgerekend worden naar trekkracht. Deze berekening kan alleen nauwkeurig gedaan worden als men de afstand weet tot het materiaal dat als hulpmiddel dient. Omdat er nog geen ontwerp van het hulpmiddel is kan hier niet aan gerekend worden. Wel is hier een voorbeeld berekening van gemaakt. Omdat de momentsarm tot het hulpmiddel groter is dan de momentsarm tot de spier wordt er 5 mm bij opgeteld. De momentsarm tot het materiaal is per ontwerp verschillend. Ook de doorsnede van het materiaal is per ontwerp verschillend. Voor de voorbeeld berekening is hier een materiaal doorsnede van 70 mm² voor genomen.

Grondreactiekracht = 1450,20 N

Momentsarm van de grondreactiekracht = 65 mm

Momentsarm van de spier = 25 mm (Gerritsen & Heerkens, 2011) + 5 mm = 30 mm

$kracht (grondreactiekracht) * momentsarm (grondreactiekracht) =$
 $kracht (spier) * momentsarm (spier)$

$$1450,20 * 65 = kracht (spier) * 30$$

$$kracht (spier) = \frac{1450,20 * 65}{30}$$

$$kracht (spier) = 3142,1 \text{ N}$$

Spierkracht (F) = 3142,1 N

Doorsnede materiaal (A) = 70 mm

$$\sigma = \frac{F}{A}$$

$$\sigma = \frac{3142,1}{70}$$

$$\sigma = 44,89 \text{ N/mm}^2$$

Om inzicht te krijgen in welke materialen hieraan voldoen staan in tabel 5 en tabel 6 verschillende materialen met de bijbehorende trekkracht.

Materiaal	Trekkracht (N/mm ² = Mpa)
PA 6 (POLYAMIDE)	75 Mpa
PC (POLYCARBONAAT)	65 Mpa
PEEK (POLYETHERETHERKETON)	97 Mpa
PMMA (POLYMETHYLMETHACRYLAAT)	70 Mpa
PPE (POLYPHENYLEENETHER)	55 Mpa

Tabel 5: kunststoffen met de bijbehorende trekkracht

bron: http://www.hamel.nl/Files/File/Assortiment%20pdf/WEB_KUNSTSTOF.pdf

Materiaal	Trekkracht (N/mm ² = Mpa)
Staal	400 Mpa
Aluminium	150 Mpa
Koolstofvezel (T700) , Carbon	4480 Mpa

Tabel 6: materialen met de bijbehorende trekkracht

bron: <https://bodypegasus.wordpress.com/2010/01/27/staal-vs-aluminium-vs-carbon/>

Het materiaal dat bepaald kan worden aan de hand van de berekende trekkracht moet de functie van de uitgevallen pronatoren overnemen. De richting waarin het materiaal van het hulpmiddel zijn werk moet doen is de richting van de ligging van het lig. talofibulare anterius. Dit is het ligament dat op spanning komt te staan bij een bewegingsbeperkt onderste spronggewricht, zoals aangeven in hoofdstuk 1.2.

2.6 Heeft mevrouw Brinkman een veranderd looppatroon, wat zijn de maximale grondreactiekrachten op de enkel en wat zijn de optredende enkelhoeken in graden die tijdens het hockeyen kunnen optreden?

Het looppatroon van mevrouw Brinkman wordt bepaald aan de hand van een Zebris loopband. De loopband meet de loodrechte grondreactiekrachten, Z-richting, zie figuur 21. Dit wordt gemeten tijdens wandelen en hardlopen, met en zonder orthese. Het meetprotocol dat hiervoor is gebruikt is te vinden in bijlage 7.8.

Naast de grondreactiekrachten is het verschil in enkelhoek, tijdens de verschillende situaties, ook belangrijk. Om dit te kunnen bepalen zijn er markers geplakt op verschillende botpunten: malleolus lateralis, tuberositas ossis metatarsalis V en een markeerpunt tussen het laterale condyl van de tibia en de epicondyl van het femur ter hoogte van het lig. collaterale laterale. Dit is vastgelegd op video, om later te kunnen analyseren in Kinovea.

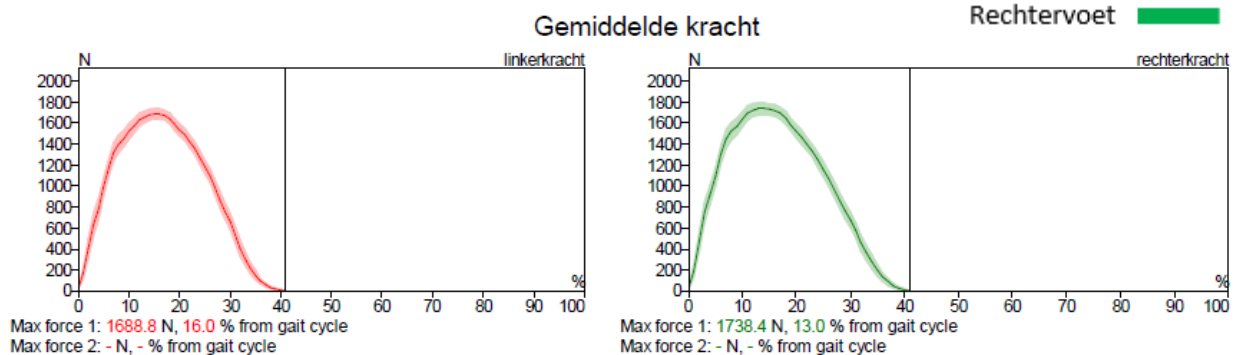


Figuur 21: loodrechte grondreactiekracht in Z-richting op de Zebris loopband

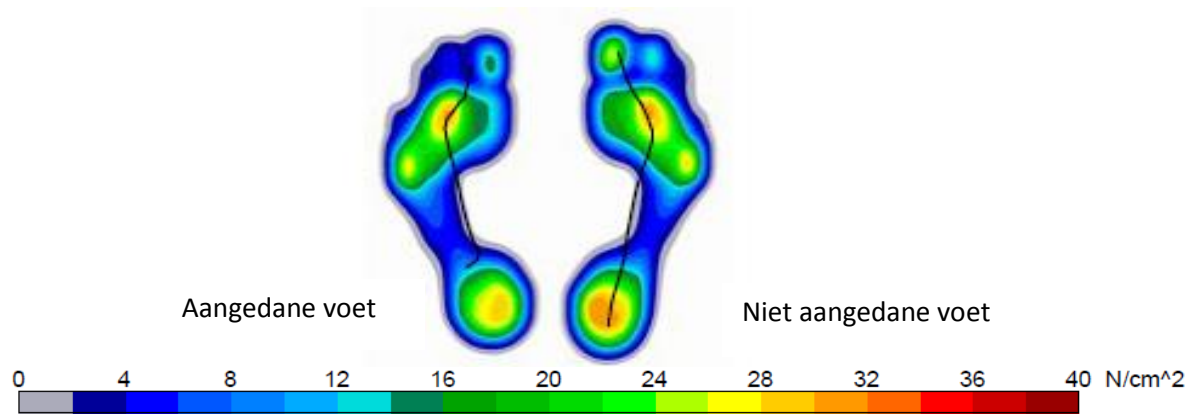
2.6.1 Zebris loopband meting

Tijdens deze meting wordt er gekeken naar wat de optredende grondreactiekrachten zijn tijdens wandelen en hardlopen. Ook wordt er naar de verschillen tussen de linker- en rechervoet gekeken. Het rapport is te vinden op de cd-rom in bijlage 7.11.

Resultaten Zebris loopband



Figuur 22: grondreactiekrachten in Newton bij hardlopen op 8 km/h (linkervoet = aangedane voet)



Figuur 23: gemiddelde druk in N/cm² op de voet

Conclusie

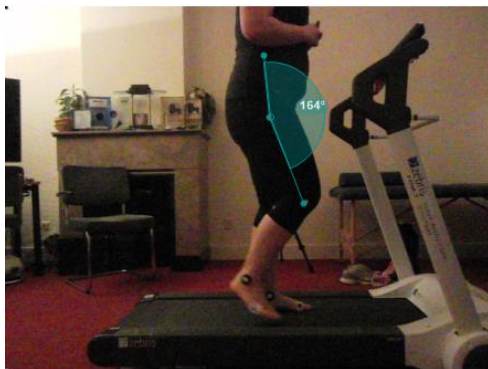
In het rapport is te zien dat de rechtervoet bij iedere situatie hogere maximaalkrachten ondervindt. De hoogste maximale grondreactiekracht op de voet vindt plaats bij hardlopen op 8 km/h met schoenen en orthese aan. Hierbij komt er een grondreactiekracht van 1688,8 N op de linkervoet te staan, zie figuur 22. Deze loodrechte grondreactiekracht is 200 N kleiner dan gemeten tijdens hockeybewegingen bij rennen, zie tabel 4 (z-richting). In hoofdstuk 2.7.1 wordt hiervan het bijbehorende moment berekend.

In figuur 23 is de gemiddelde druk in N/cm² op de voet te zien. De gemiddelde druk is de druk op de voet tijdens 2 minuten wandelen met een snelheid van 3 km/h. Verder is er te zien dat er minder druk staat op haar linkervoet dan op haar rechtervoet. Figuur 21 laat zien dat de afwijking van haar voet niet op de hiel begint. Dit wil zeggen dat zij niet met haar hiel als eerste de grond raakt bij het neerzetten van haar voet. Hieraan is te zien dat zij loopt met een klapvoet.

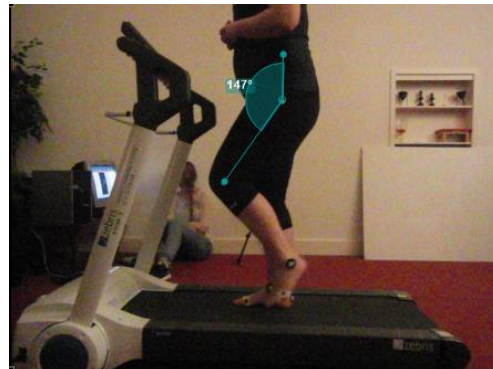
2.6.2 Hanentred

Tijdens de ganganalyse is er gekeken of mevrouw Brinkman een aangepast looppatroon aanneemt. Mensen met volledige uitval van de n. peroneus communis moeten hun been in de heup optillen om niet te struikelen. De definitie van hanentred is te zien in de inleiding op pagina 7.

Resultaat



Figuur 24: rechter heup hoek



Figuur 25: linker heup hoek (aangedane been)

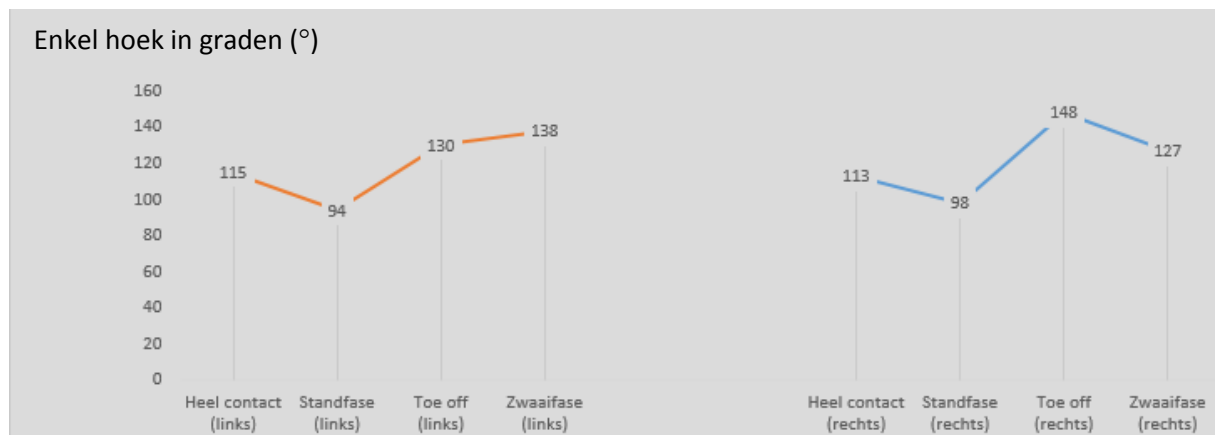
Conclusie

In figuur 24 en 25 is te zien dat mevrouw Brinkman haar linkerbeen verder anteflecteert dan haar rechterbeen. Het verschil in heuphoek tussen links en rechts is 17°. Mevrouw Brinkman vertoont hanentred tijdens het gaan.

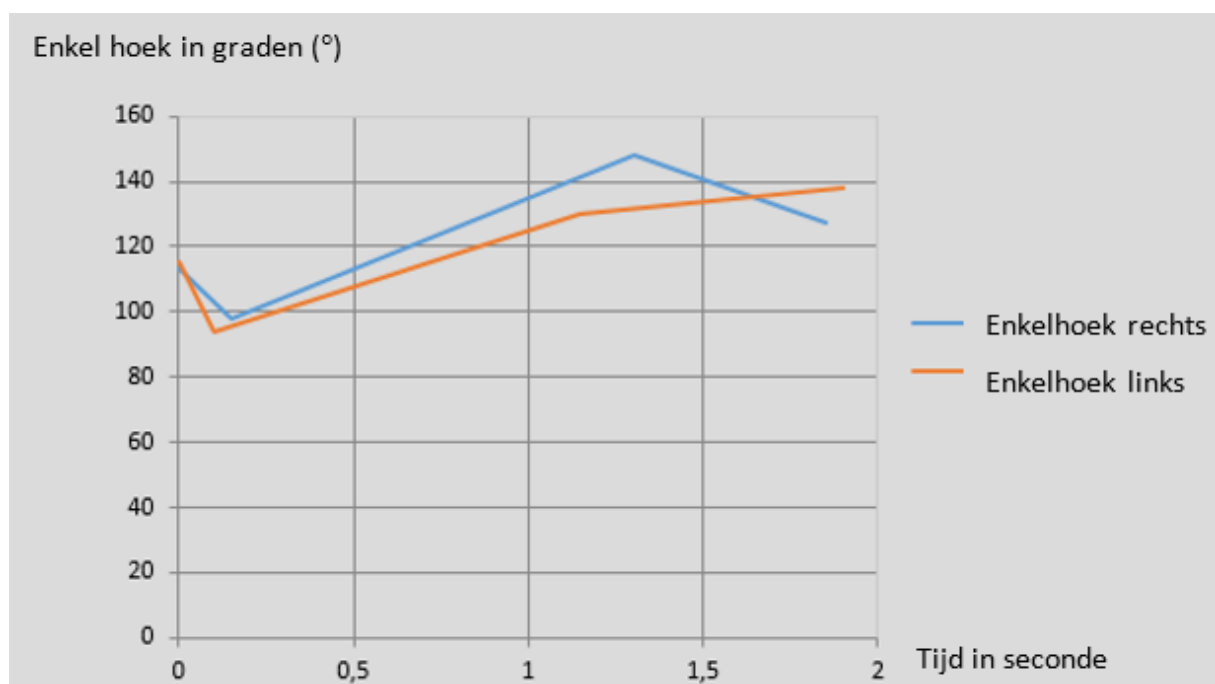
2.6.3 Enkelhoeken tijdens het gaan

De optredende enkelhoeken in graden tijdens verschillende fases van het gaan zijn bepaald in Kinovea. De verwerking hiervan is te vinden in bijlage 7.9. In grafiek 1 en 2 zijn hiervan de resultaten weergegeven. Grafiek 1 geeft de linker- en rechter enkelhoeken tijdens de verschillende fases weer. Grafiek 2 geeft de linker- en rechter enkelhoeken tegen de tijd weer.

Resultaten looppatroon loopband



Grafiek 1: resultaten looppatroon Zebris loopband (linkerbeen = aangedane been)



Grafiek 2: resultaten looppatroon Zebris loopband (linkerbeen = aangedane been)

Conclusie

In grafiek 1 is te zien dat het verloop van de enkelhoeken gelijk is tot de toe off. Na de toe off neemt de enkelhoek in de zwaai fase van haar linkerbeen toe en de enkelhoek in de zwaai fase van haar rechterbeen af. Dit is te verklaren omdat tijdens de voorwaartse snelheid van 8 km/h haar rechtersoet wel actief dorsaalflexie kan uitvoeren en haar linkersoet niet.

In de standfase is te zien dat mevrouw Brinkman een enkelhoek van 94° in haar linkervoet maakt en 98° in haar rechtersvoet. Dit is in tegenstelling tot de gemeten hoekuitslagen tijdens de test van de gewrichtsmobiliteit in hoofdstuk 2.2. Dit valt te verklaren omdat ze met haar gewicht en snelheid haar enkel verder kan dorsaal flecteren dan dat een onderzoeker dat passief bij haar kan uitvoeren.

In grafiek 2 zijn de enkelhoeken tegen de tijd uitgezet. Hierin is duidelijk te zien dat mevrouw Brinkman een klapvoet heeft. Van 0 tot 0,2 seconde is te zien dat de oranje lijn stijler afneemt dan de blauwe lijn. Ofwel de linkervoet heeft veel sneller de standfase bereikt dan de rechtersvoet

Eis

De orthese moet in de enkel een hoek toelaten van 94° in dorsaalflexie en 130° in plantairflexie tijdens het gaan.

Dit betekent dat de orthese een scharnier moet bevatten rond de enkel zodat de evo bovenstaande hoekuitslagen haalt. In dorsaalflexierichting moet de evo een veer bevatten die de voet kan optillen tijdens zwaai fase, maar ook de klapvoet tussen heel contact en standfase kan voorkomen. Tijdens de afzet zou het het meest ideaal zijn als mevrouw Brinkman hier geen belemmering in ondervindt. Om hier een absolute waarde aan te geven wordt in hoofdstuk 2.7.1 het verschil in momenten berekend en in hoofdstuk 2.7.2. de benodigde stijfheid.

2.7 Wat is de stijfheid die de orthese in dorsaalflexie minimaal moet hebben en tijdens plantairflexie maximaal mag hebben?

2.7.1 Momentberekeningen

Bij het berekenen van de benodigde stijfheid van de orthese zijn er drie verschillende situaties uitgewerkt. Bij deze drie situaties is in eerste instantie het benodigde moment uitgerekend. Na het berekenen van de momenten wordt er gekeken wat voor verbanden deze situaties met elkaar hebben.

- 1) Het neerkomen van de voet, heel contact
 - Om de klapvoet te voorkomen
- 2) Het optillen van de voet tijdens de zwaai fase
 - Zodat ze niet over haar eigen tenen struikelt
- 3) De afzet van de voet
 - Om te bepalen welk moment in plantairflexie mevrouw Brinkman zelf levert
 - Het meest ideaal zou zijn als dit optredend moment groter is dan het benodigd moment van nr. 1 en groter is dan het benodigd moment van nr. 2

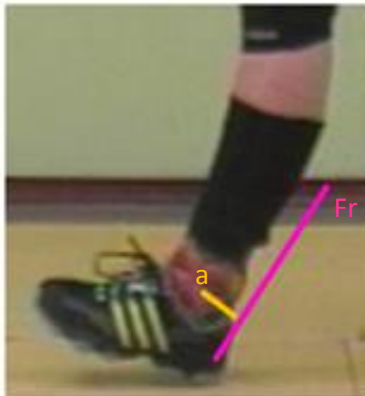
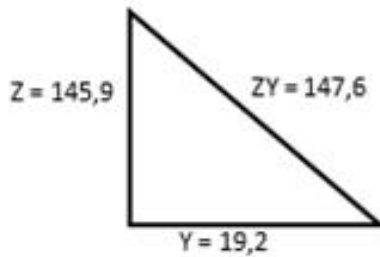
Voor onderstaande berekeningen is er gebruik gemaakt van de data afkomstig uit de meting op het krachtenplatform. De data zijn te vinden op de cd-rom in bijlage 7.11. De waardes komen niet overeen met de maximaalkrachten in tabel 4. Het zijn de optredende krachten bij de fases die berekend worden: heel contact, standfase en afzet. Iedere fase is per video opname bekeken. De video van de hockeybeweging waarbij de desbetreffende fase de grootste kracht laat zien, wordt gebruikt voor de momentberekening.

Berekeningen

1. Het neerkomen van de voet, heel contact

Het verschil in moment tussen heel contact en standfase is berekend. Dit verschil is gebruikt omdat dit de fase is waarin mevrouw Brinkman een klapvoet heeft. Voor de berekeningen is er gebruik gemaakt van de stelling van pythagoras, de formule van moment en hieruit is het verschil in moment bepaald tussen heel contact en standfase.

Heel contact



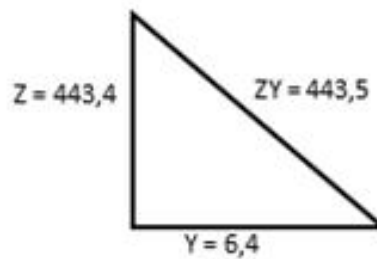
Figuur 26: moment heel contact
video 2015-04-
20_patient_rennen2_R8

$$Fr = 147,6 \text{ N}$$
$$a = 0,073 \text{ m}$$

$$\text{Moment} = Fr * a$$
$$\text{Moment} = 147,6 * 0,073$$
$$\text{Moment} = 10,77 \text{ Nm}$$

$$\Delta \text{Moment} = 14,19 - 10,77$$
$$\Delta \text{Moment} = 3,42 \text{ Nm}$$

Standfase



Figuur 27: moment standfase
video 2015-04-
20_patient_rennen2_R8

$$Fr = 443,5 \text{ N}$$
$$a = 0,032 \text{ m}$$

$$\text{Moment} = Fr * a$$
$$\text{Moment} = 443,5 * 0,032$$
$$\text{Moment} = 14,19 \text{ Nm}$$

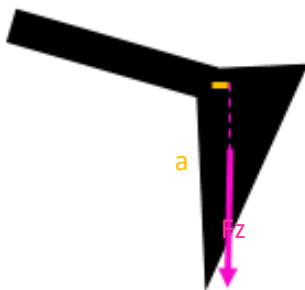
— Grondreactiekracht
— Momentsarm

2. Het optillen van de voet tijdens de zwaai fase

Het verschil in moment tussen het begin en einde van de zwaai fase is de fase waarin de voet opgetild moet worden. Als de voet niet opgetild wordt, blijft de voet van mevrouw Brinkman hangen en zal ze over haar eigen tenen struikelen.

Om het moment, dat optreedt in de enkel, uit te kunnen rekenen moet het gewicht van de voet worden bepaald. Een voet weegt 1,2% van het maximale lichaamsgewicht, zie bijlage 7.10. Het gewicht van mevrouw Brinkman is 88 kg. 1,2% van 88 kg = 1,056 kg (10,56 N).

Begin zwaai fase



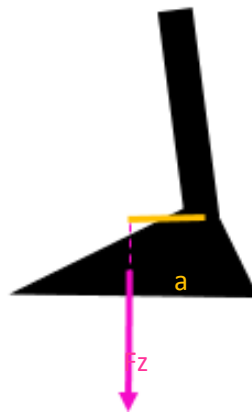
Figuur 28: moment begin zwaai fase

$$F_z = 10,56$$
$$a = 0,010 \text{ m}$$

$$\text{Moment} = F_z * a$$
$$\text{Moment} = 10,56 * 0.010$$
$$\text{Moment} = 0,11 \text{ Nm}$$

$$\Delta \text{Moment} = 0,88 - 0,11$$
$$\Delta \text{Moment} = 0,77 \text{ Nm}$$

Eind zwaai fase



Figuur 29: moment eind zwaai fase

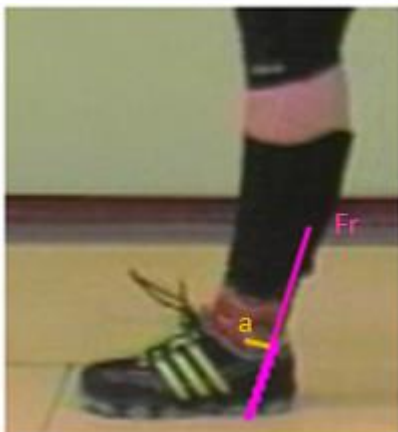
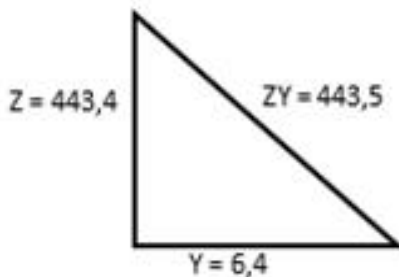
$$F_z = 10,56$$
$$a = 0,083 \text{ m}$$

$$\text{Moment} = F_z * a$$
$$\text{Moment} = 10,56 * 0,083$$
$$\text{Moment} = 0,88 \text{ Nm}$$

3. De afzet van de voet

Het verschil in moment tussen de standfase en de afzet is het moment dat mevrouw Brinkman levert met haar plantairflectoren. Het meest ideaal zou zijn als dit moment groter is dan het benodigde moment bij situatie 1 en het benodigde moment bij situatie 2. Als dit zo is dan kan mevrouw Brinkman de benodigde momenten in dorsaalflexie overwinnen met haar eigen plantairflexiekracht. Voor de berekingen is er gebruik gemaakt van de stelling van pythagoras, de formule van moment en hieruit is het verschil in moment bepaald tussen standfase en de afzet.

Standfase



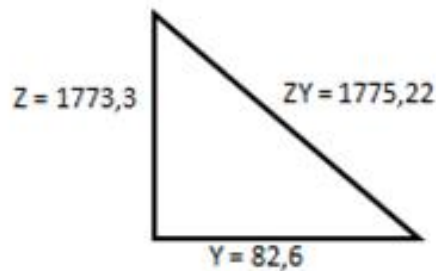
*Figuur 30: moment heel contact
video 2015-04-
20_patient_rennen2_R8*

$$\begin{aligned} Fr &= 443,5 \text{ N} \\ a &= 0,032 \text{ m} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Moment} &= Fr * a \\ \text{Moment} &= 443,5 * 0,032 \\ \text{Moment} &= 14,19 \text{ Nm} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \Delta \text{Moment} &= 177,52 - 14,19 \\ \Delta \text{Moment} &= 163,33 \text{ Nm} \end{aligned}$$

Afzet



*Figuur 31: moment heel contact
video 2015-04-
20_patient_rennen2_R8*

$$\begin{aligned} Fr &= 1775,22 \text{ N} \\ a &= 0,10 \text{ m} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \text{Moment} &= Fr * a \\ \text{Moment} &= 1775,22 * 0,10 \\ \text{Moment} &= 177,52 \text{ Nm} \end{aligned}$$

— Grondreactiekracht
— Momentsarm

Conclusie

Uit de berekeningen komt naar voren dat het moment van situatie 3 vele malen groter is dan het moment van situatie 1 en 2. Dit betekent dat mevrouw Brinkman tijdens de afzet een groter moment kan leveren dan de momenten die nodig zijn om haar voet op te tillen tijdens de fase van neerkomen of tijdens de zwaai fase. De afzet ondervindt bij het dragen van een orthese, met deze momenten erin verwerkt, een weerstand. In de testfase van het prototype zal moeten blijken of deze weerstand een belemmering vormt tijdens de afzet. Ook kan het zijn dat deze weerstand zo klein is dat mevrouw Brinkman hier geen last van ondervindt.

2.7.2 Stijfheid

Bij de volgende berekening wordt de stijfheid uitgerekend die nodig is om de voet op te tillen of tegen te houden. Hierbij zijn twee factoren van belang, het verschil in moment van de voet en het verschil in enkelhoek. De momenten zijn in hoofdstuk 2.7.1. berekend. Voor de enkelhoeken wordt gebruik gemaakt van de enkelhoeken van het rechterbeen, omdat het van belang is dat mevrouw Brinkman niet wordt beperkt tijdens het gaan met orthese. De enkelhoeken staan weergegeven in bijlage 7.9. De stijfheid wordt berekend voor situatie 1 en situatie 2 uit hoofdstuk 2.7.1. Dit zijn de stijfheden waaraan de orthese moet voldoen. Bij situatie 3 is het moment berekend dat optreedt tijdens de afzet. Dit moment kan mevrouw Brinkman zelf leveren met haar plantairreflectoren.

Berekeningen

Stijfheid 1. Het neerkomen van de voet, heel contact

Het aantal graden waarover ze dit moment uitvoert is vanaf heel contact tot standfase.

Enkelhoek heel contact = 113°

Enkelhoek standfase = 98°

$\Delta \text{ enkelhoek} = \text{enkelhoek (heel contact)} - \text{enkelhoek (standfase)}$

$\Delta \text{ enkelhoek} = 113^{\circ} - 98^{\circ}$

$\Delta \text{ enkelhoek} = 15^{\circ}$

$$\text{Stijfheid} = \frac{\Delta \text{ moment}}{\Delta \text{ enkelhoek}} \quad (\text{Bregman, 2011})$$

$$\text{Stijfheid} = \frac{3,42}{15}$$

$$\text{Stijfheid} = 0,23 \text{ Nm}/^{\circ}$$

Stijfheid 2. Het optillen van de voet tijdens de zwaai fase

Het aantal graden waarover ze dit moment uitvoert is vanaf begin zwaai fase tot eind zwaai fase.

Enkelhoek begin zwaai fase = 148°

Enkelhoek eind zwaai fase = 113°

$\Delta \text{ enkelhoek} = \text{enkelhoek (begin zwaai fase)} - \text{enkelhoek (eind zwaai fase)}$

$\Delta \text{ enkelhoek} = 148^{\circ} - 113^{\circ}$

$\Delta \text{ enkelhoek} = 35^{\circ}$

Nu kan ook de stijfheid berekend worden.

$$\text{Stijfheid} = \frac{\Delta \text{ moment}}{\Delta \text{ enkelhoek}} \quad (\text{Bregman, 2011})$$

$$\text{Stijfheid} = \frac{0,77}{35}$$

$$\text{Stijfheid} = 0,022 \text{ Nm}/^{\circ}$$

Conclusie

Uit de berekeningen komt naar voren dat de stijfheid van situatie 1 tien keer zo groot is dan de stijfheid van situatie 2. De stijfheid van situatie 1 is dus groot genoeg om beide situaties tijdens het gaan op te vangen. De stijfheid van situatie 2 is niet genoeg om de klapvoet van situatie 1 tegen te gaan. Om deze reden wordt de stijfheid van situatie 1 gebruikt.

Eis

De stijfheid van de orthese in dorsaalflexie moet $0,23 \text{ Nm/}^\circ$ zijn.

3. Lijst van eisen en wensen

Randvoorwaarden

- Randvoorwaarde 1:** De orthese moet tijdens het hockeyen gebruikt kunnen worden.
- Randvoorwaarde 2:** De orthese moet in de schoen passen (dames maat 41).
- Randvoorwaarde 3:** De orthese moet onder de hockeyscheenbeschermer passen en niet verder uitsteken in laterale en mediale richting dan de hockeyscheenbeschermer. De scheenbeschermer is 1 cm dik.
- Randvoorwaarde 4:** De hiel moet vrij zijn.

Eisen

- Eis 1:** De orthese moet 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting toelaten. Hierna moet de orthese deze beweging volledig tegenhouden.
- Eis 2:** De orthese moet in de enkel een hoek toelaten van 94° in dorsaalflexie en 130° in plantairflexie tijdens het gaan.
- Eis 3:** De stijfheid van de orthese in dorsaalflexie moet $0,23 \text{ Nm}/^\circ$ zijn.

Wensen

- Wens 1:** De orthese moet niet te groot/lomp zijn.
- Wens 2:** De orthese moet mevrouw Brinkman zo min mogelijk beperken in de functies die zij op dit moment wel kan uitvoeren.

Trekkkracht

In hoofdstuk 2.5.1 is de benodigde trekkkracht gemeten voor het hulpmiddel. Hiervan is een voorbeeldberekening weergegeven. Deze berekening geeft echter voor ieder ontwerp een andere uitkomst. Na het ontwerpen van een orthese kan deze berekening met de juiste getallen ingevuld worden om op die manier het materiaal te bepalen.

4. Discussie

Binnen dit project zijn er een aantal discussiepunten naar voren gekomen.

Mevrouw Brinkman heeft behoefte aan een orthese die zij kan gebruiken tijdens het hockeyen. Alvorens tot een goed werkende hockey orthese te komen is het van belang om de bewegingsmogelijkheden en beperkingen van mevrouw Brinkman in kaart te brengen. Aan de hand hiervan wordt een lijst van eisen en wensen samengesteld, die dient als uitgangspunt voor het ontwerp van de ideale hockey orthese.

Binnen deze aanpak zijn er een aantal dingen die nog niet zijn onderzocht. Als gevolg van de beperkte tijd voor de metingen zijn de pronatie- en supinatiehoeken alleen statisch gemeten. Dit is niet gedaan tijdens de hockeybewegingen. Doordat dit niet gemeten is, is er niet duidelijk wat de relatie is tussen de pronatie- en supinatiehoeken en de krachten die op de enkel van mevrouw Brinkman komen te staan tot het moment van verzwikken van de enkel. Als dit wel gemeten zou kunnen worden kan er berekend worden bij hoeveel graden hoeveel kracht de orthese zou moeten opvangen. Het probleem hiervan is, is dat er geen test uitgevoerd kan worden met mevrouw Brinkman waarbij de grens tot verzwikking wordt opgezocht. Een andere meting die nauwkeuriger uitgevoerd zou kunnen worden is de meting op het krachtenplatform. Tijdens deze meting zijn de hockeybewegingen nagebootst. Aspecten die hierbij buiten beschouwing zijn gelaten zijn wrijvingscoëfficiënt van het hockeyveld, weersomstandigheden en diverse hockeyduellen. De meting op het krachtenplatform geeft wel een goede indicatie weer van de krachten die tijdens hockeybewegingen in de enkel optreden.

Er is binnen dit project ook tegen een aantal beperkingen aangelopen. Zo was het binnen dit project niet mogelijk om naar de breuken van de eerder gebruikte ortheses te kijken. Als hier vakkundig naar gekeken wordt zou de oorzaak van het regelmatig breken van de ortheses nog meer duidelijkheid kunnen geven. De gebroken ortheses zijn helaas niet meer te achterhalen. Daarnaast wordt er door de keuze van de aanpak van deze afstudeerscriptie niet gekeken naar ortheses die op dit moment op de markt zijn waar mevrouw Brinkman geen weet van heeft. Mogelijk bestaat er wel een hulpmiddel die voldoet aan de randvoorwaarden, eisen en wensen voor een hockey orthese voor mevrouw Brinkman. In een vervolg onderzoek zou hier wel naar gekeken kunnen worden, voordat er een nieuw hulpmiddel wordt ontworpen. Mocht dit er niet zijn, moet er voor het uiteindelijke ontwerp ook gekeken worden naar het uiterlijk van het hulpmiddel. Hiervoor zijn op dit moment geen aspecten bepaald, zoals het draagcomfort en het aan en uit trekken van het hulpmiddel. Deze verdere eisen en wensen zijn nodig voordat de meest ideale hockey orthese voor mevrouw Brinkman tot stand komt.

Als laatst is er tijdens dit project ook veel tijd verloren gegaan door verschillende tegenslagen. Er is veel tijd besteed aan SolidWorks. Hierin was het plan om de optredende krachten tijdens hockeybewegingen op de huidige orthese plaatsen in SolidWorks, om hier de kritieke breekpunten van de huidige orthese in te bepalen. SolidWorks blijkt te rekenen met een homogeen product terwijl een orthese een heterogeen product is. Dit bleek uiteindelijk niet nauwkeurig genoeg te zijn, waardoor hier geen bruikbare waardes uit kwamen. Bij de planning is er ook tijd verloren gegaan aan het afhankelijk zijn van andere mensen en apparaturen. Zo heeft mevrouw Brinkman een fulltime baan en werden metingen op verschillende locaties uitgevoerd met apparatuur op leenbasis. Het project liep vertraging op door het wachten op een volgende meting.

5. Conclusie

Vanuit mevrouw Brinkman is de vraag naar een optimale hockey orthese ontstaan. Mevrouw Brinkman heeft een voetheffersparese en een verhoogde kans op een inversietrauma. Hiervoor is een hulpmiddel nodig voor tijdens het hockeyen. Na vijf metingen met testen, berekeningen en analyses is er een lijst van eisen en wensen opgesteld. Met deze lijst van eisen en wensen kan de meest ideale hockey orthese voor mevrouw Brinkman worden ontworpen.

Het advies luidt dat de hockey orthese een scharnier moet bevatten rond de enkel waarbij de evo 94° in dorsaalflexie en 130° in plantairflexie moet toelaten. In dorsaalflexierichting moet de evo een veer bevatten die de voet kan optillen tijdens de zwaafase, maar ook de klapvoet tussen heel contact en standfase kan voorkomen. De stijfheid van de orthese in dorsaalflexie moet $0,23 \text{ Nm}/^\circ$ zijn. Het maximaal plantair flecterend moment dat mevrouw Brinkman tijdens de afzet levert is $163,33 \text{ Nm}$. Dit moment is groter dan $0,77 \text{ Nm}$ dat nodig is om de voet omhoog te houden bij bewegingen waarbij dorsaalflexie vereist is. Dit betekent dat mevrouw Brinkman tijdens de afzet een groter moment kan leveren dan de momenten die nodig zijn om haar voet op te tillen tijdens de fase van neerkomen of tijdens de zwaafase. Doordat de benodigde stijfheid van de orthese tegengesteld werkt aan het optredende moment tijdens de afzet, ondervindt mevrouw Brinkman bij het dragen van een orthese, een weerstand. De hoeveelheid last die mevrouw Brinkman tijdens de afzet zal ervaren van de tegenwerkende stijfheid moet in de testfase vastgesteld worden. Dan wordt duidelijk of de benodigde stijfheid van $0,23 \text{ Nm}/^\circ$ de afzet zal belemmeren.

Ook moet de hockey orthese 45° in pronatierichting en 61° in supinatierichting toelaten. Doordat de pronatoren van mevrouw Brinkman niet meer werken, verzwikt zij regelmatig haar enkel. Om een inversietrauma te voorkomen moet de orthese verdere hoekuitslagen volledig tegenhouden. De spierkracht die de pronatoren niet meer kunnen leveren moet opgevangen worden door de hockey orthese. Voor de keuze van het materiaal van de hockey orthese moet de spierkracht omgerekend worden naar trekkracht. Hier is een voorbeeldberekening van gemaakt waar een trekkracht van $44,89 \text{ N/mm}^2$ uit komt. Dit is de trekkracht dat het materiaal van de hockey orthese minimaal aan moet kunnen. Het materiaal dat aan de hand hiervan bepaald kan worden moet de functie van de uitgevallen pronatoren overnemen. De richting waarin het materiaal van het hulpmiddel zijn werk moet doen is de richting van de ligging van het lig. talofibulare antierius. Dit is het ligament dat op spanning komt te staan bij een bewegingsbeperkt onderste spronggewricht.

Binnen deze afstudeerscriptie is er een lijst van eisen en wensen gemaakt waarmee een orthese ontworpen kan worden. Deze lijst van eisen en wensen kan verder worden aangevuld. Supinatie en pronatie kan nog dynamisch gemeten worden. Hieruit kan de relatie bepaald worden tussen de pronatie- en supinatiehoeken en de krachten die op de enkel van mevrouw Brinkman komen te staan tot het moment van verzwikken van de enkel. Daarnaast moet er voor het uiteindelijke ontwerp gekeken worden naar het uiterlijk van het hulpmiddel. Hiervan zijn op dit moment nog geen aspecten bepaald, zoals het draagcomfort en het aan en uit trekken van het hulpmiddel. Ook bestaat er de mogelijkheid dat er op dit moment een hulpmiddel op de markt is die voldoet aan de randvoorwaarden, eisen en wensen voor een hockey orthese voor mevrouw Brinkman. In een vervolg onderzoek zou hier naar gekeken kunnen worden, voordat er een nieuw hulpmiddel wordt ontworpen.

6. Bibliografie

- Beek, D. P., Bloo, H., Dijk, P. C., Kerkhoffs, D. G., Lim, D. L., Smid, D. H., . . . Voogt, N. (2010, februari). <http://sportgeneeskunde.com/richtlijnen-vsg>. Opgehaald van [www.sportgeneeskunde.com](http://sportgeneeskunde.com/files/Richtlijn%20%27Acute%20inversietrauma%20van%20de%20enkel%27.pdf): <http://sportgeneeskunde.com/files/Richtlijn%20%27Acute%20inversietrauma%20van%20de%20enkel%27.pdf>
- Bregman, D. J. (2011). *The Optimal Ankle Foot Orthosis*. Amsterdam: vrije universiteit.
- Broeren, B. (2011). *Antropometrische Data*. Den Haag: Opleiding bewegingstechnologie.
- D'hondt, N., & Aufdemkampe, G. (2004). Zin van orthesen bij behandeling van het patellofemorale pijnsyndroom. Een Cochrane systematische review. *Stimulus*, pp 6-10.
- Folmer, K., Becher, J., Doorenbosch, C., Scholtes, V., Voorman, J., & Wolterbeek, N. (2011). *Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek*. Amsterdam: Reed Business.
- Gerritsen, B. J., & Heerkens, Y. F. (2011). *Anatomie in vivo*. Amsterdam: Reed Business.
- Kendall, F. P. (2008). *Spieren*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Kuks, d. J., & Snoek, d. J. (2012). *Klinische neurologie*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- mrc-schaal*. (2003). Opgehaald van www.aanhetbed.nl: <http://www.aanhetbed.nl/mrc-schaal>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis*. Thorofare: SLACK incorporated.
- Riezebos, C., & Lagerberg, A. (1998). inversietrauma van de enkel. *versus*, 16 - 47.

7. Bijlage

Bijlage 7.1 Meetprotocol gewrichtsmobiliteit

Wat wordt er gemeten?

De mobiliteit in haar enkel en knie gewricht.

Hoe wordt het gemeten?

De gewrichtsmobiliteit zal gemeten worden aan de hand van de Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek (Folmer, et al., 2011). Tijdens deze test worden videofragmenten gemaakt, deze videofragmenten zullen in Kinovea worden geanalyseerd. Hieruit zullen de maximale hoeken bepaald worden.

Benodigdheden

Huidpotlood
4 high-speed camera's 120fs
4 statieven
Behandelbank

Testen, Enkel

1) Plantairflexie



2) Dorsaalflexie



In knieflexie



In knieextensie

3) Supinatie



4) Pronatie



Hypothese

De verwachting is dat de gewrichtsmobiliteit van de knie normaal is en de gewrichtsmobiliteit van de enkel een verschil zal tonen tussen links en rechts. Omdat bij mevrouw Brinkman in de linkerknie de n. peroneus communis is aangetast, wordt er verwacht dat er problemen ontstaan bij de dorsaalflexie en pronatie. Deze bewegingen kunnen niet meer actief uitgevoerd worden. Waarschijnlijk zal dit ook passief effect hebben op de hoekuitslagen van de enkel.

Testen, Knie

1) Flexie (in ruglig)



2) Extensie



3) Extensie in heupflexie (=popliteale hoek)



4) Extensie in heupadductie + heupflexie (= med. popl. hoek)

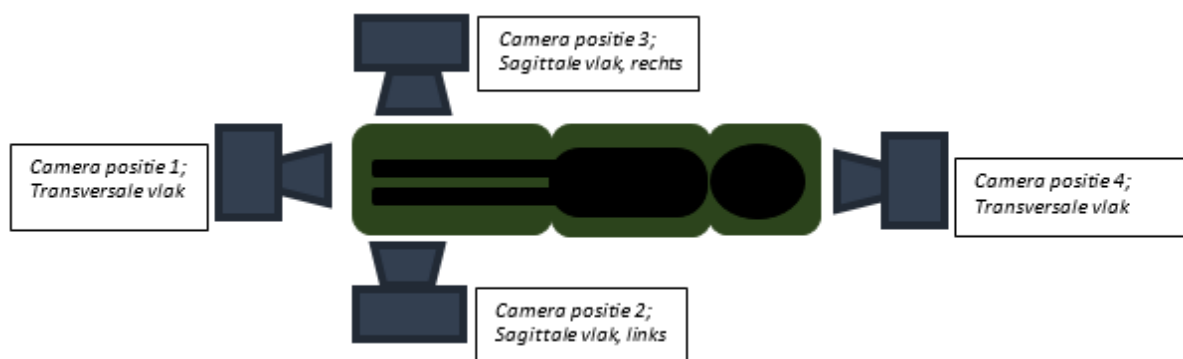


5) Flexie in buiklig



Alle bovenstaande testen, zowel van de enkel als van de knie, worden door een onderzoeker uitgevoerd bij mevrouw Brinkman, waarbij haar been passief wordt bewogen.

Meetopstelling



Protocol enkel

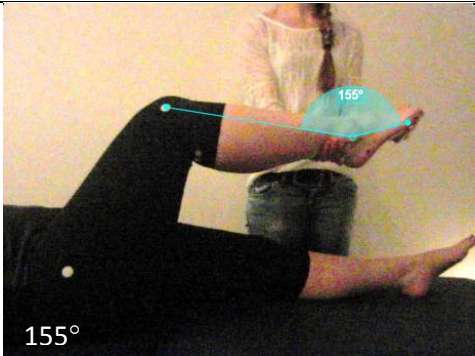
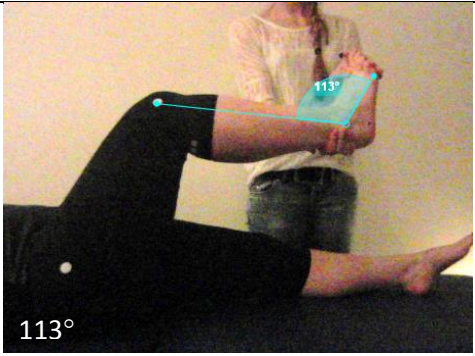
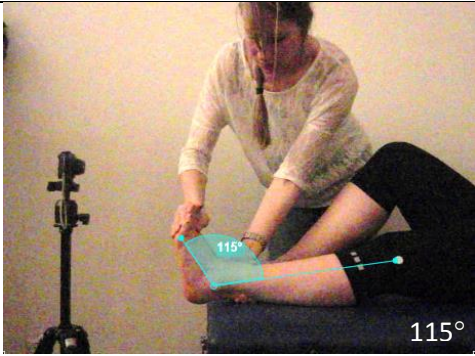
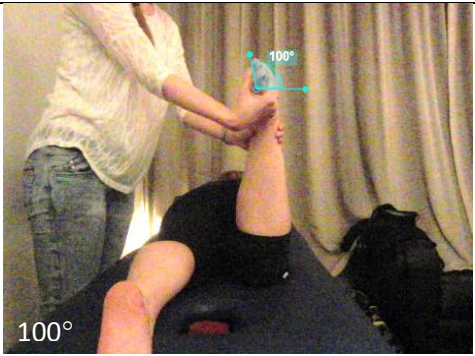
1. Zet de camera's neer aan de zijkanten, voeteinde en hoofdeinde ter hoogte van de behandeltafel. Zie meetopstelling.
2. Markeer met een huidpotlood op beide benen de tuberositas ossis metatarsalis V, de malleolus lateralis, de caput fibulae en op de dorsale zijde het meest distale punt van de tuber calcanei.
3. Mevrouw Brinkman moet in ruglig op de behandelbank gaan liggen met 90° heupflexie en 90° knieflexie.
4. Zet de camera's aan.
5. De onderzoeker gaat naast de behandelbank staan, aan de tegenovergestelde kant van het been dat bewogen gaat worden
6. De onderzoeker houdt de ondersteunende hand onder de kuit en de uitvoerende hand ter hoogte van de midvoet van mevrouw Brinkman.
7. Plantairflecteer de enkel met de uitvoerende hand.
 - a. Mevrouw Brinkman blijft te allen tijde passief liggen.
8. Herhaal stap 5 t/m 7 voor het andere been.
9. De onderzoeker houdt de ondersteunende hand op de knie en de uitvoerende hand ter hoogte van de middenvoet van mevrouw Brinkman.
10. De voet wordt met de uitvoerende hand in de maximale dorsaalflexie stand geduwd.
11. Vanuit de uiterste dorsaalflexie stand en 90° heupflexie en knieflexie wordt de knie met de ondersteunende hand geextendeerd.
 - a. Houdt de enkel in de zo ver mogelijke dorsaalflexie stand.
12. Herhaal stap 9 t/m 11 voor haar andere been.
13. Leg de ondersteunende hand op de enkel en de uitvoerende hand onder de middenvoet.
14. Pak de gehele voorvoet vast ter hoogte van de distale uiteinden van de ossa metatarsalia en fixeert de enkel in neutrale positie met de ondersteunende hand.
15. Breng de voorvoet naar supinatie en daarna vanuit de neutrale positie naar pronatie.
16. Herhaal stap 13 t/m 15 voor haar andere been.
17. Leg mevrouw Brinkman in buiklig met heupextensie en knieflexie in 90°.
18. Zet de ondersteunende hand distaal van het onderbeen ter hoogte van de enkel en de uitvoerende hand op de voetzool met de duim en wijsvinger rondom de calcaneus.
19. Breng met de uitvoerende hand de calcaneus naar inversie en daarna naar eversie.
20. Herhaal stap 17 t/m 19 voor haar andere been.
21. Test 2 is afgerond.

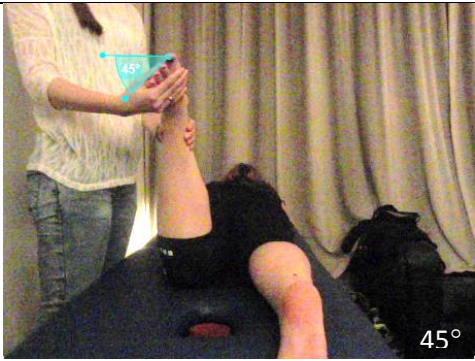
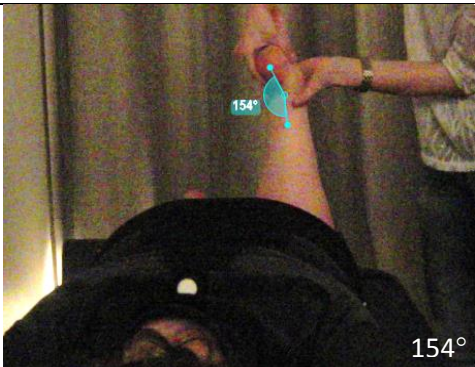
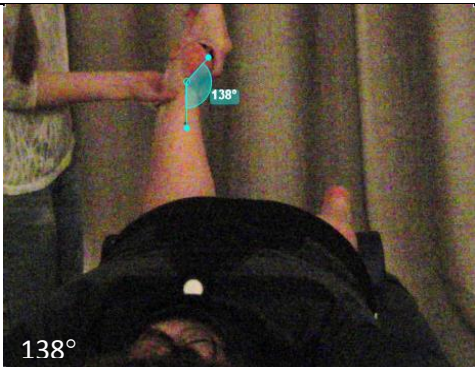
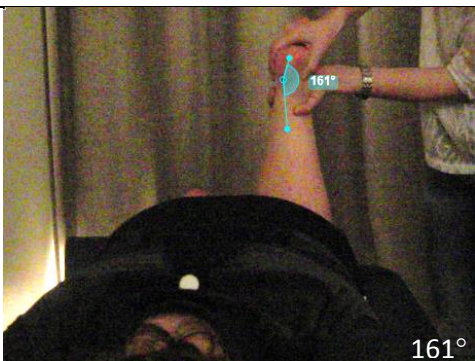
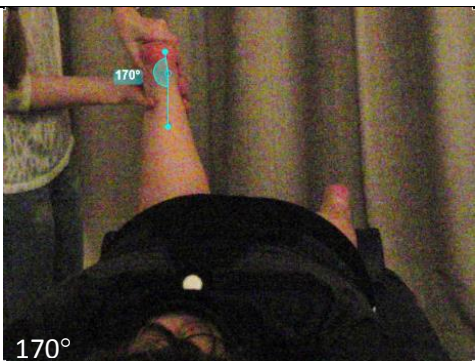
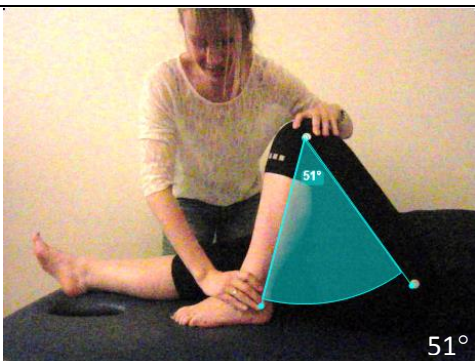
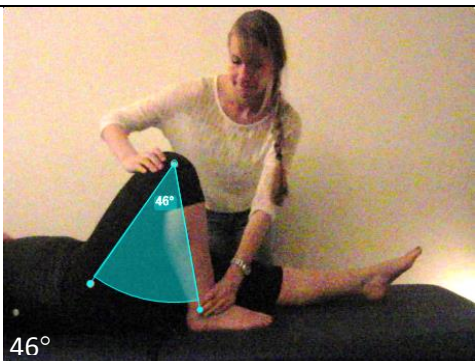
Protocol knie

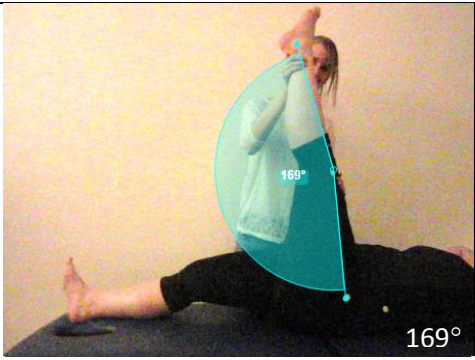
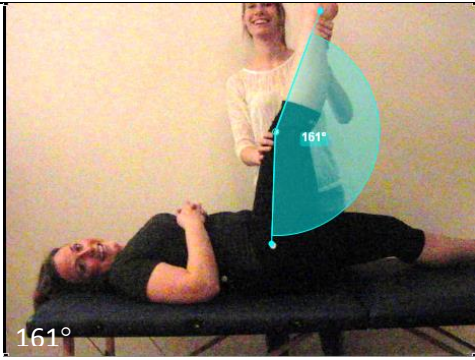
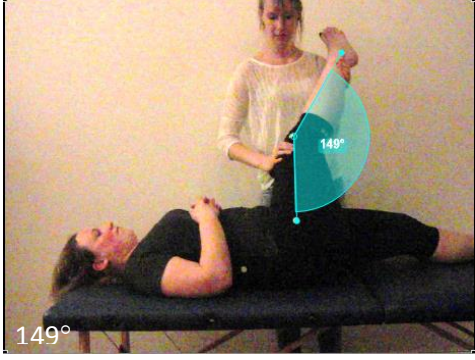
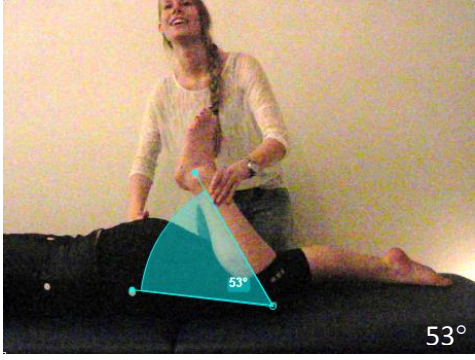
1. Zet de camera's neer aan de zijkanten, voeteinde en hoofdeinde ter hoogte van de behandeltafel. Zie meetopstelling.
2. Markeer met een huidpotlood het midden tussen de laterale condylen van de knie ter hoogte van het lig. Collaterale laterale, de trochanter major en de malleolus lateralis.
3. Mevrouw Brinkman ligt op haar rug met geextendeerde heup en knie.
4. Ondersteunende hand op de knie en de uitvoerende hand ter hoogte van de enkel.
5. Flecteer met de uitvoerende hand de knie volledig, als het contralaterale been licht mee flecteert is dit geen bezwaar.
6. Doe dit voor zowel het linker als rechter been.
7. Leg mevrouw Brinkman weer passief op haar rug met geextendeerde heup en knie.
8. Ondersteunende hand op de knie, uitvoerende hand ter hoogte van de enkel.
9. Extendeer de knie met de uitvoerende hand terwijl het contralaterale been op de onderzoeksbank rust. Dit mag met kracht uitgevoerd worden.

10. Doe dit voor zowel het linker- als rechterbeen.
11. Leg mevrouw Brinkman weer passief op haar rug met 90 graden heupflexie en maximaal geflecteerde knie.
12. Ondersteunende hand op de knie en de uitvoerende hand ter hoogte van de enkels.
13. Extendeer met de uitvoerende hand de knie, stop wanneer het contralaterale been gaat meebewegen.
14. Beweging wordt voor het linker- en rechterbeen apart uitgevoerd met weinig kracht.
15. Laat mevrouw Brinkman op haar rug liggen met 90 graden heupflexie en maximaal geflecteerde knie. Het contralaterale been rust op de onderzoeksbank.
16. Ondersteunende hand op de knie en de uitvoerende hand ter hoogte van de enkel.
17. Adduceer met de uitvoerende hand de heup, extendeer daarna met de uitvoerende hand de knie. Stop wanneer het contralaterale been gaat meebewegen.
18. Doe dit met weinig kracht voor zowel het linker- als rechterbeen.
19. Laat mevrouw Brinkman op haar buik liggen met geextendeerde heupen en knieën.
20. Ondersteunende hand op het bekken en de uitvoerende hand ter hoogte van de enkel.
21. Flexeer de knie met de uitvoerende hand maximaal tot de ondersteunende hand het bekken omhoog of opzij voelt bewegen.
22. Doe dit met weinig kracht voor zowel het linker- als rechterbeen.

Bijlage 7.2 Resultaten gewrichtsmobiliteit in Kinovea

	Links (Aangedane been)	Rechts
Plantairflexie (enkel)	 161°	 155°
Dorsaalflexie in knieflexie (enkel)	 114°	 113°
Dorsaalflexie in knieextensie (enkel)	 115°	 129°
Supinatie (enkel)	 61°	 100°

	Links (Aangedane been)	Rechts
Pronatie (enkel)	 A person is lying on their back with their left leg raised. A person is holding the foot and rotating it inward. A blue arc indicates an angle of 45°. The text '45°' is also visible in the bottom right corner of the image.	 A person is lying on their back with their right leg raised. A person is holding the foot and rotating it inward. A blue arc indicates an angle of 49°. The text '49°' is also visible in the bottom left corner of the image.
Inversie (enkel)	 A person is lying on their back with their left leg raised. A person is holding the foot and rotating it outward. A blue arc indicates an angle of 154°. The text '154°' is also visible in the bottom right corner of the image.	 A person is lying on their back with their right leg raised. A person is holding the foot and rotating it outward. A blue arc indicates an angle of 138°. The text '138°' is also visible in the bottom left corner of the image.
Eversie (enkel)	 A person is lying on their back with their left leg raised. A person is holding the foot and rotating it outward. A blue arc indicates an angle of 161°. The text '161°' is also visible in the bottom right corner of the image.	 A person is lying on their back with their right leg raised. A person is holding the foot and rotating it outward. A blue arc indicates an angle of 170°. The text '170°' is also visible in the bottom left corner of the image.
Flexie (knie)	 A person is lying on their back with their left leg bent. A person is holding the knee and foot. A blue arc indicates an angle of 51°. The text '51°' is also visible in the bottom right corner of the image.	 A person is lying on their back with their right leg bent. A person is holding the knee and foot. A blue arc indicates an angle of 46°. The text '46°' is also visible in the bottom left corner of the image.

	Links (Aangedane been)	Rechts
Extensie (knie)	 A person is lying on their back on a blue mat. The left leg is bent at the knee, and the right leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 175° and 176°.	 A person is lying on their back on a blue mat. The right leg is bent at the knee, and the left leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 177°.
Extensie in heupflexie (knie)	 A person is lying on their back on a blue mat. The left leg is bent at the knee, and the right leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 169°.	 A person is lying on their back on a blue mat. The right leg is bent at the knee, and the left leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 161°.
Extensie in heupadductie + heupflexie (knie)	 A person is lying on their back on a blue mat. The left leg is bent at the knee, and the right leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 159°.	 A person is lying on their back on a blue mat. The right leg is bent at the knee, and the left leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of extension. The angle is labeled 149°.
Flexie in buiklig (knie)	 A person is lying on their back on a blue mat. The left leg is bent at the knee, and the right leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of flexion. The angle is labeled 53°.	 A person is lying on their back on a blue mat. The right leg is bent at the knee, and the left leg is bent at the knee. A teal-colored arc is drawn between the two legs, indicating the angle of flexion. The angle is labeled 41°.

Bijlage 7.3 Meetprotocol vaardigheidstesten

Wat wordt er gemeten?

De vaardigheden qua lopen die zij zelfstandig zonder orthese kan .

Hoe wordt het gemeten?

De testen die worden uitgevoerd om de vaardigheden van mevrouw Brinkman te testen zijn afkomstig uit de Handleiding Standaard Lichamelijk Onderzoek (Folmer, et al., 2011). Tijdens deze test wordt mevrouw Brinkman gevraagd verschillende testen uit te voeren. De onderzoeker kijkt hiernaar en zal deze testen beoordelen.

Testen

- 1) Het staan op één been, links



- 2) Tenenstand rechts en links



- 3) Tenenloop



- 4) Hielenloop



- 5) Lopen op de buitenkant van de voet



- 6) Lopen op de binnenkant van de voet



- 7) Squattest



Hypothese

Er wordt verwacht dat mevrouw Brinkman in haar linkerenkel minder motorische vaardigheden heeft dan in haar rechterenkel.

Protocol

1. Mevrouw Brinkman doet haar schoenen en sokken uit.
2. Zorg dat de onderzoeker aan de zijkant naast mevrouw Brinkman staat zodat haar voet goed te zien is.
3. Mevrouw Brinkman gaat op 1 been staan.
4. De onderzoeker telt tot 10 seconde.
5. De onderzoeker bepaalt de score voor mevrouw Brinkman.
6. Als proef 1 is afgerond, ga door met proef 2.
7. Laat mevrouw Brinkman met twee voeten plat op de grond staan.
8. Laat haar vervolgens met één voet op haar tenen staan.
9. Vraag haar haar voet weer plat op de grond te zetten.
10. Laat haar met haar andere voet op haar tenen staan.
11. Herhaal dit 10x.
12. De onderzoeker bepaalt de score voor mevrouw Brinkman.
13. Hierna doorgaan met proef 3.
14. Vraag mevrouw Brinkman op haar tenen te gaan staan en 10 passen te zetten.
 - a. Hierbij mag mevrouw Brinkman met haar hielen de grond niet raken.
15. De onderzoeker bepaalt de score voor mevrouw Brinkman.
16. Hierna doorgaan met proef 4.
17. Vraag mevrouw Brinkman op haar hielen te gaan staan en 10 passen te zetten.
 - a. Hierbij mag mevrouw Brinkman met haar tenen de grond niet raken.
18. De onderzoeker bepaalt de score voor mevrouw Brinkman.
19. Hierna doorgaan met proef 5.
20. Laat mevrouw Brinkman rechtop staan.
21. Vraag haar om maximaal op haar hurken te gaan zitten.
22. Hierna mag ze weer rechtop komen, met een herhaling van 8 keer.
23. De test is afgerond.

Bijlage 7.4 Meetprotocol krachtmeting

Wat wordt er gemeten?

De kracht die zij kan uitvoeren in dorsaalflexie, plantairflexie, supinatie en pronatie.

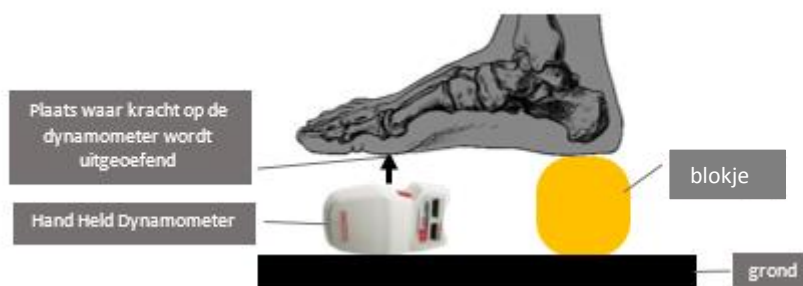
Hoe wordt het gemeten?

De plantairflexie- en dorsaalflexiekrachten worden gemeten door middel van een Hand Held Dynamometer. De supinatie- en pronatiekrachten worden gemeten aan de hand van de MRC-schaal.

Benodigdheden

Hand Held Dynamometer
MRC-schaal

Meetopstelling Hand Held Dynamometer



Hypothese

De verwachting is dat mevrouw Brinkman met de linkerenkel in dorsaalflexie geen kracht kan uitoefenen tegen de Hand Held Dynamometer. Bij plantairflexie zal er niet veel verschil zijn tussen de linker- en rechterenkel. Ook wordt er verwacht dat mevrouw Brinkman geen pronatie kan uitvoeren. Hooguit zal er wel spierspanning te voelen zijn.

Protocol Hand Held Dynamometer

- 1) Zet de Hand Held Dynamometer aan door op de knop "reset" te drukken.
- 2) Druk vervolgens op de middelste knop (MT/THRESH) om het juiste programma te activeren.
- 3) Houdt de dynamometer aan de onderkant van de voet, op de bal van de voet.
- 4) Bepaal de afstand van de dynamometer tot aan het draaipunt van de enkel.
- 5) Vraag mevrouw Brinkman op haar hardst plantairflexie uit te oefenen.
 - a. Zorg ervoor dat de dynamometer gefixeerd is, zodat niet de armkracht van de onderzoeker wordt gemeten.
- 6) Op het scherm is een waarde te zien.
- 7) Deze waarde vermenigvuldigt je met de afstand van de dynamometer tot aan het draaipunt.
 - a. Het antwoord is dan in Nm.
- 8) Herhaal stap 3 t/m 7.

Protocol MRC-schaal

1. Laat Mevrouw Brinkman met blote voeten op een stoel zitten.
2. De onderzoeker legt haar hand tegen de mediale zijde van de linkervoet.
3. De onderzoeker legt een tweede hand aan de ventrale, mediale zijde om te kijken of hier spierspanning optreedt tijdens de meting.
4. Mevrouw Brinkman moet zo hard mogelijk, met alleen haar voet, naar mediaal duwen.
5. Bepaal aan de hand van de MRC-schaal hoeveel kracht zij heeft geleverd en noteer dit.
6. De onderzoeker legt nu haar hand tegen de laterale zijde van de linkervoet.

7. De onderzoeker legt een tweede hand aan de ventrale, laterale zijde om te kijken of hier spierspanning optreedt tijdens de meting.
8. Mevrouw Brinkman moet zo hard mogelijk, alleen met haar voet, naar lateraal duwen.
9. Bepaal aan de hand van de MRC-schaal hoeveel kracht zij heeft geleverd en noteer dit.

Bijlage 7.5 MRC-schaal

5	normale kracht
4	beweging tegen zwaartekracht en weerstand in
4+	tegen sterke weerstand
4	tegen matige weerstand
4-	tegen geringe weerstand
3	beweging die de zwaartekracht overwint
2	beweging alleen loodrecht op de zwaartekracht
1	minimale contractie, maar geen beweging
0	geen contractie

(mrc-schaal, 2003)

Bijlage 7.6 Meetprotocol hockeybewegingen

Wat wordt er gemeten?

De optredende krachten op de enkel worden bepaald tijdens de verschillende hockeybewegingen.

Hoe wordt het gemeten?

De hockeybewegingen worden uitgevoerd op een krachtenplatform. Het krachtenplatform meet de grondreactiekracht in x-, y- en z-richting door middel van de rekstrooktechnologie.

Benodigheden

Huidige hockey orthese mevrouw Brinkman
Hockeystick
Hockeybal
Hockeykleding
Hockeyschoenen
Krachtenplatform
2 camera's

Meetopstelling



Hypothese

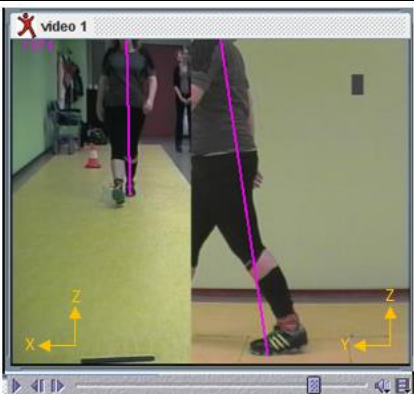
De hoogste krachten worden verwacht bij de bewegingen waarbij de hoogste snelheid van toepassing is. Dit zal zijn bij het rennen over het krachtenplatform.

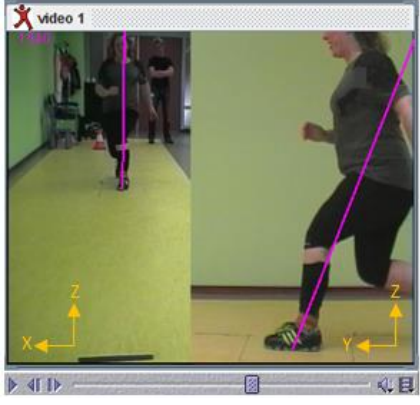
Protocol

1. Mevrouw Brinkman doet haar hockeyschoenen aan.
2. Mevrouw Brinkman gaat op het krachtenplatform staan.
3. Als er "ja" wordt geroepen wordt de meting gestart en mag mevrouw Brinkman haar oefening starten.
4. Mevrouw Brinkman start en sprint zo snel mogelijk weg vanaf het krachtenplatform.
5. Deze meting doet zij twee maal door naar voren weg te sprinten en twee maal door naar de zijkant weg te sprinten.
6. Na deze eerste meting, gaat mevrouw Brinkman een paar meter achter het platform staan om er daarna overheen te lopen. Hierbij moet er gezorgd worden dat ze met haar linkervoet afzet op het krachtenplatform wanneer ze erover heen loopt
 - a. Deze meting wordt twee keer uitgevoerd.
7. Bij de derde meting gaat mevrouw Brinkman een paar meter achter het platform staan om er daarna overheen te sprinten. Hierbij moet er gezorgd worden dat ze met haar linkervoet afzet op het krachtenplatform wanneer ze erover heen loopt.
 - a. Deze meting wordt twee keer uitgevoerd.
8. Bij de vierde meting gaat mevrouw Brinkman vanaf een paar meter achter het platform sprinten, waarbij ze zorgt dat ze afremt en stopt op het krachtenplatform zelf.

- a. Deze meting wordt twee keer uitgevoerd.
- 9. Voor de vijfde meting loopt mevrouw Brinkman op het krachtenplatform af om vanaf daar een bal weg te pushen.
 - a. Deze oefening wordt twee keer uitgevoerd.

Bijlage 7.7 Meting op het krachtenplatform in beeld gebracht met behulp van Moxiviewer

	Maximaal krachten in x- y- en z-richtingen	
Lopen	 Neerkomst	 Afzet
Rennen		
Aanzetten	 Voorwaarts	 Zijwaarts

Afremmen		
Pushen	 Neerkomst	 Afzet

Bijlage 7.8 Meetprotocol looppatroon

Wat wordt er gemeten?

Deze test is uitgevoerd voor verschillende doeleinde.

- Wat is de optredende grondreactiekracht tijdens het gaan?
- Loopt mevrouw Brinkman met hanentred, ja of nee?
- Wat zijn de optredende enkelhoeken tijdens het gaan?

Hoe wordt het gemeten?

Deze test wordt uitgevoerd op een Zebris loopband. Mevrouw Brinkman zal hierbij in verschillende situaties de test moeten uitvoeren: Zonder schoenen, met schoenen en met schoenen met orthese. Alle situaties worden uitgevoerd in wandeltempo en hardlooptempo, behalve de situatie op blote voeten.

Benodigheden:

Markers
4 high-speed camera's 120fs
4 statieven
Loopband Zebris
Huidige hockey orthese mevrouw Brinkman
Hockeykleding
Hockeyschoenen

Meetopstelling



Hypothese

Er wordt een duidelijk verschil tussen links en rechts verwacht. De klapvoet zal duidelijk te zien zijn op de Zebris loopband bij het linkerbeen. Ook het veranderde looppatroon "hanentred" zal te zien zijn op de video opnames. Tijdens het gaan zullen er andere hoekuitslagen verwacht worden tussen het linker- en rechterbeen doordat mevrouw Brinkman links een voetheffersparese heeft.

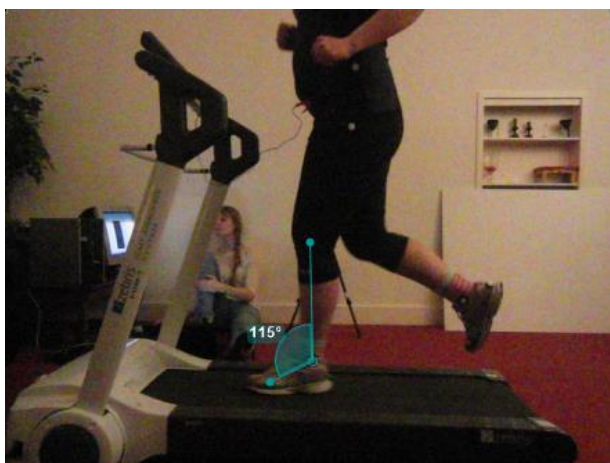
Protocol

1. Zet camera's neer aan de voorkant, achterkant en zijanten waarbij haar gehele onderste extremiteit goed in beeld is. Zie meetopstelling.
2. Markeer met zelfklevende markers tuberositas ossis metatarsalis V, de malleolus lateralis, caput fibulae, trochanter major en crista iliaca.
3. Zet de Zebris loopband aan en sluit de computer aan waar de data naartoe wordt verstuurd.
4. Zet de camera's aan.
5. Laat mevrouw Brinkman zelf haar wandeltempo aanvoelen en bepalen.
6. Als dit bepaald is gaat ze 2 minuten wandelen zonder orthese en zonder schoenen aan.
7. Hierna 2 minuten wandelen zonder orthese maar met schoenen aan.

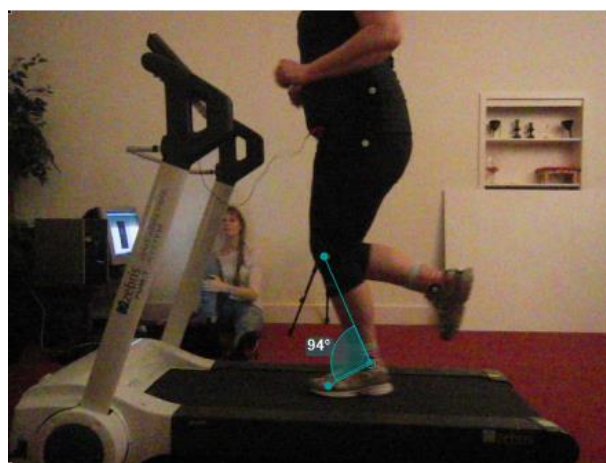
8. Als laatst 2 minuten wandelen met orthese en met schoenen aan.
9. Als het wandelen is afgerond gaat mevrouw Brinkman hardlopen.
10. Opnieuw mag zij zelf haar eigen tempo bepalen.
11. Als dit bepaald is gaat ze 2 minuten hardlopen zonder orthese maar met schoenen aan.
12. Als laatst 2 minuten hardlopen met orthese en met schoenen aan.
 - a. Maak duidelijk dat mevrouw Brinkman tijdig moet aangeven als iets niet gaat lukken.

Bijlage 7.9 Ganganalyse

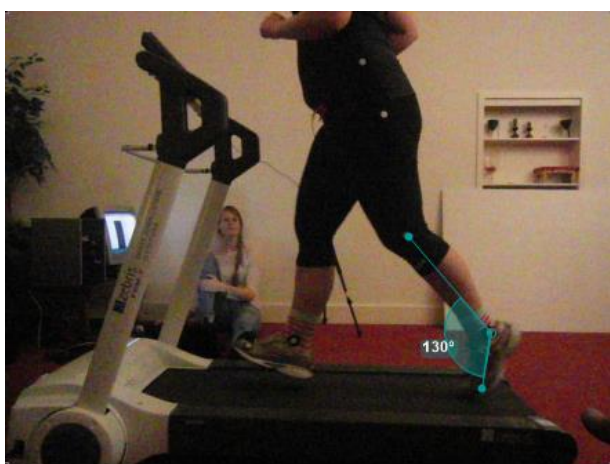
Schoenen links



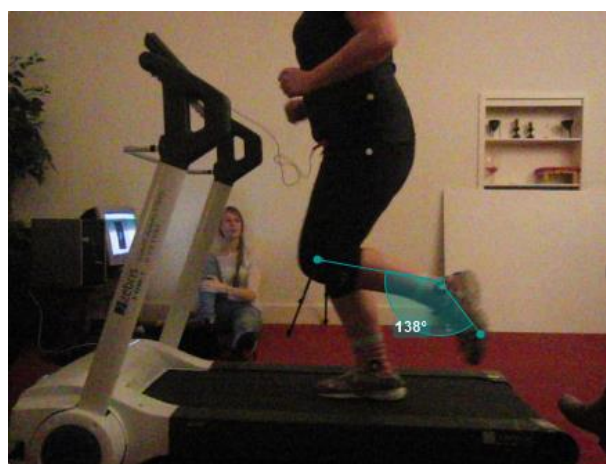
Heel contact links



Standfase links



Toe Off links



Zwaaifase Links

Schoenen rechts



Heel contact rechts



Standfase rechts



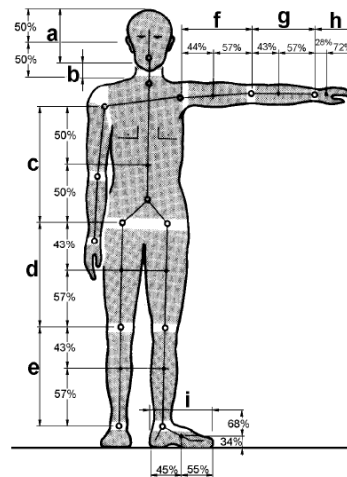
Toe Off rechts



Zwaaifase rechts

Bijlage 7.10 Gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam

Aanduiding	Man:	Vrouw:	M+V
a. Hoofd	7.1	5.7	6.4
b. Nek	2.5	2	2.3
c. Romp	45.8	46.3	46
d. Bovenbenen	21	23	22
e. Onderbenen	9	10.5	9.8
f. Bovenarmen	6.6	6	6.3
g. Onderarmen	3.8	3.1	3.4
h. Handen	1.3	1	1.2
i. Voeten	2.9	2.4	2.6
	100%	100%	100%



(Broeren, 2011)

Bijlage 7.11 Cd-rom met rapport Zebris loopband en data krachtenplatform

Bijlage 7.12 Projectplan

Onderwerp

Sportorthese herontwerpen voor mevrouw B.

Werkveld: ontwerpen

Beroepsrol: ontwerper

Probleemstelling

Op 13 November 2011 was mevrouw B. aan het hockeyen bij Kampong. Ze pushte een bal en door een verkeerde beweging stond haar linker onderbeen in 90 graden ten opzichte van haar bovenbeen. Haar been sprong gelijk terug, maar wel was alles afgescheurd in haar knie, op haar achterste kruisband na. De n. fibularis communis is beschadigd waardoor ze geen heffingsfunctie meer heeft in de voet/tenen.

Op 16 november 2011 is ze geopereerd in de Bergman Clinic in Naarden aan de lig. collaterale fibulare (buitenband van de knie) en lig. cruciatum anterius (voorste kruisband in de knie). In de kliniek is gekeken of de zenuw (n. fibularis communis) ook afgescheurd zou zijn, dit was niet het geval. De zenuw was slechts uitgerekt, maar is wel beschadigd. Ook zijn er meerdere EMG's uitgevoerd waarbij er bijna geen spanning is gemeten van de n. fibularis communis. Tot op de dag van vandaag kan zij geen dorsaalflexie uitvoeren in haar enkel, of pronatie mogelijk is moet nog blijken uit nader onderzoek.

Sindsdien heeft zij meerdere ortheses gebruikt: ortheses van verschillend materiaal (zoals hard plastic en carbon) met verschillende diktes maar deze braken allemaal. Uiteindelijk is ze over gegaan op een Easy Walker, zie figuur 1, deze is aangemeten bij de Hoogstraat in Utrecht. De Easy Walker zorgde ervoor dat mevrouw B. een veranderd looppatroon had. Ze wil blijven hockeyen en zoekt een orthese die optimaal werkt tijdens het hockeyen.



Figuur 1: Easy Walker, Hoogstraat Utrecht

Binnen ons afstuderen gaan wij een sportorthese voor mevrouw B. herontwerpen. Hiervoor gebruiken wij één orthese die mevrouw B. als prettigst heeft ervaren. Bij het ontwerpen moet er gelet worden op de sterkte van het materiaal en de bewegingsvrijheid.

Randvoorwaarden

De randvoorwaarden voor de orthese die wordt herontworpen zijn:

- De orthese moet in de schoen passen
- De orthese moet onder de hockeyscheenbeschermer passen en niet verder uitsteken dan een hockeyscheenbeschermer

Analysefase

Omdat het binnen ons afstuderen niet mogelijk is om alle ortheses te analyseren zullen wij één orthese uitkiezen en analyseren. In de analysefase komen meerdere stappen aan bod. Het doel hiervan is om te onderzoeken waar de eerder gebruikte orthese brak en waarom. Om hier een duidelijk beeld van te krijgen zullen tijdens een interview met mevrouw B. alle positieve en negatieve punten van alle ortheses op een rijtje gezet worden. Uit deze punten zullen bepaalde eisen komen waar de nieuwe orthese juist wel of niet aan moet voldoen.

Naast een interview met mevrouw B. gaan we ook een interview houden met de instrumentenmaker van de huidige ortheses om de beweegredenen van de gekozen ortheses en materialen in beeld te krijgen.

Verder in de analysefase zullen er berekeningen plaatsvinden waarbij er bepaald wordt hoeveel kracht er op de orthese komt te staan met het bijbehorende moment. Bij het berekenen hiervan zullen alle gegevens gebruikt worden die op mevrouw B. van toepassing zijn, zoals lengte en gewicht.

Bewegingsanalyse

Om de krachten en de momenten op de orthese te kunnen berekenen, zullen we eerst moeten uitzoeken welke bewegingen er tijdens het hockeyen in de enkel, bovenste en onderste spronggewricht, plaatsvinden. Dit zullen wij doen door middel van het observeren van een hockeywedstrijd. We zullen alleen de bewegingen meenemen die vaak voorkomen en waarbij, naar ons idee, een grote kracht op de enkel komt te staan.

Hierbij verwachten wij bewegingen zoals:

- Aanzetten, van stilstand tot sprint
- Remmen, van sprint tot stilstand
- Draaibeweging, van het onderbeen t.o.v. de voet

De uitkomsten van de observatie wordt geregistreerd in een tabel. Naar aanleiding hiervan kunnen de krachten en momenten berekend worden die bij deze bewegingen op de orthese komen te staan. Deze krachten en momenten worden in SolidWorks op de orthese getest.

Krachtberekeningen

Om te weten wat de krachten en momenten zijn op de orthese hebben we verschillende gegevens nodig. Hierbij denken wij aan de volgende gegevens:

- Tijd, bijv. hoelang duurt de aanzet tot sprint
- Afstand, afgelegde weg tijdens de beweging
- Snelheid, tijdens de beweging
- Versnelling en vertraging, bij aanzetten en remmen
- Houding van het lichaam, voet t.o.v. de enkel t.o.v. het onderbeen

Om deze gegevens te verkrijgen worden er filmpjes gemaakt van iedere beweging apart. Deze filmpjes worden in Kinovea verwerkt. Uit de filmpjes worden alle benodigde gegevens gehaald om vervolgens de richting en grootte van de kracht en van het moment op de orthese te berekenen.

Om te kunnen berekenen wat de kracht op de orthese is zullen we d.m.v. een free body diagram de spierkracht uitrekenen. Hiervoor worden verschillende bewegingsvergelijkingen opgesteld om de spierkracht uit te kunnen rekenen. Omdat de spierkracht door de orthese wordt opgeheven nemen we aan dat de spierkracht even groot is als de kracht die op de orthese komt te staan. Om deze kracht en het bijbehorende moment uit te kunnen rekenen zal ook de afstand nodig zijn van het gewricht loodrecht op de spier.

Om deze afstand te kunnen meten/berekenen gaan wij voor iedere beweging kijken of de beweging in het bovenste of onderste spronggewricht plaatsvindt. Is het een combinatie van beide dan zullen we twee momenten in onze berekening meenemen, waar dan dus ook twee krachten uit worden berekend.

Spanningsberekeningen

De verschillende krachten en momenten op de orthese worden als volgt getest. We gaan de orthese namaken in SolidWorks. In SolidWorks kan je aangeven van welk materiaal elk onderdeel gemaakt is. Vervolgens kan je op het product een bepaalde kracht en een moment zetten met een bepaalde richting. Deze kracht zal de waarde hebben die gevonden is tijdens de krachtberekeningen, met een marge. Deze marge wordt later bepaald. Met deze krachten en momenten worden spanningen berekend zoals, trek-, buig- en wringspanning. Als het klopt zou de orthese op een bepaald punt moeten breken, of is er te zien dat het materiaal erg zwak is. Dit zullen we herhalen voor iedere gevonden beweging tijdens de bewegingsanalyse.

Mocht het zo zijn dat de orthese in SolidWorks alle krachten en momenten aan kan, gaan we verder door middel van trial and error. Hierbij gebruiken we wel de richting van de krachten en momenten, maar zullen we de waardes in verhouding vergroten. Zo kunnen we erachter komen wat de maximale kracht is die de orthese aan kan en welke kracht er dus minimaal op is komen te staan tijdens het breken ervan. Aan de hand van deze waarde gaan we tijdens de ontwerpfase de orthese herontwerpen.

Materiaalonderzoek

Tijdens het materiaalonderzoek willen we op de markt kijken wat de gebruikelijke materialen zijn voor ortheses. Dit gaan we doen d.m.v. onderzoek op het internet en een gesprek met een instrumentmaker. Als we weten wat de gebruikelijke materialen zijn, kunnen we dit tijdens de ontwerpfase meenemen. Zo kunnen we ervoor zorgen dat het materiaal niet te zwaar, te dik, te duur of moeilijk te verkrijgen is. Ook zal er gelet worden op de bewerkbaarheid van de verschillende materialen. Zo kan er rekening worden gehouden met het combineren van verschillende materialen en de mogelijke vervaardiging van de orthese. Alle materiaalsoorten zullen verwerkt worden in een kardinale methode en de drie materialen die het meest geschikt blijken worden nader onderzocht.

De drie materialen, die gevonden zijn tijdens de kardinale methode, gaan we opnieuw in SolidWorks testen op de huidige orthese. Hierbij zullen we niets aan het ontwerp veranderen, alleen kijken wat de spanning is bij de verschillende materialen. Hieruit kunnen we bepalen welk materiaal de grootste krachten aan kan, dit materiaal zullen wij gebruiken voor het eindontwerp.

Als blijkt dat een van deze materialen bij het ontwerp van de huidige orthese sterk genoeg is en aan alle eisen en wensen voldoet, dan kan deze herontworpen worden door alleen het materiaal te veranderen. Mocht dit het geval zijn blijft er meer tijd over om de orthese te kunnen vervaardigen tot een prototype. Is dit niet het geval en is de huidige orthese inderdaad niet toereikend genoeg, dan gaan we met onze gevonden kracht- spannings- en materiaaleisen verder herontwerpen in de ontwerpfase.

Ontwerpfase

Tijdens de ontwerpfase zullen we verschillende ideeën bedenken hoe de orthese stevig genoeg gemaakt kan worden. Tijdens dit proces zullen we teruggaan naar het begin, we zullen gaan kijken naar de ortheses die zij eerder al gebruikt heeft en naar alle positieve en negatieve punten hiervan. Ook zullen we tijdens dit proces ons focussen op het onderdeel van de orthese dat niet stevig genoeg bleek te zijn, wij zullen dus niet een compleet nieuwe orthese gaan ontwerpen. Bij het herontwerpen van de orthese komen alle gevonden resultaten over kracht- spannings- en materiaaleisen en wensen samen.

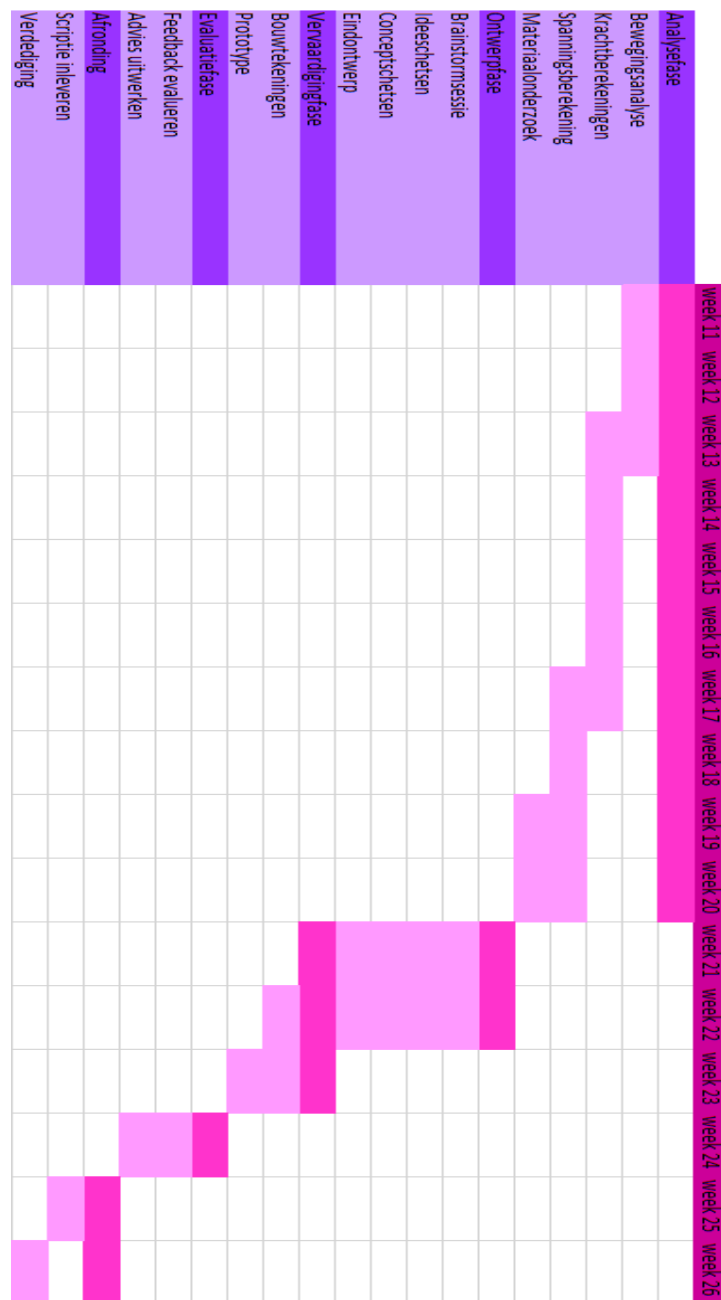
Vervaardigingsfase

Zodra de orthese is herontworpen en aan alle eisen en wensen voldoet, wordt er een bouwtekening van het eindontwerp gemaakt. Indien er nog tijd is willen we een prototype maken van het eindontwerp. Dit prototype zal geheel op maat gemaakt worden met de juiste materialen.

Evaluatiefase

Als laatste willen we tijdens de evaluatiefase met de bouwtekening en eventuele prototype naar de verschillende contactpersonen, instrumentmaker (OTNN Assen) en Mevrouw B., gaan om te vragen wat zij hiervan vinden. Deze feedback zal, door ons, met een bewegingstechnologische visie bekeken worden en vervolgens verwerkt worden in het eindrapport.

Planning



Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Afstudeer leerdoelen Anouk

Competentie: Ontwerpen

Leerdoel: Vanuit verschillende eisen en wensen een goed gewenst product ontwerpen.

Actie:

- Een product analyseren en herontwerpen
 - Krachtanalyse uitvoeren op een product.
 - Krachtberekeningen uitvoeren in SolidWorks.
- Een volledige lijst van eisen en wensen maken.

Competentie: Management

Leerdoel: Niet de touwtjes uit handen geven.

Actie:

- Zorgen dat er van beide kanten evenveel aan het project wordt gedaan.
 - Buiten de afspreekmomenten om genoeg overleggen via mail/whatsapp om te zien waar de ander mee bezig is en wat zij gedaan heeft.
- Iedere mening over een beslissing moet geuit kunnen worden.
 - Goed naar de mening van de ander luisteren.
 - Mijn eigen mening uitspreken en zorgen dat de ander hier ook naar luistert.

Competentie: Communicatie

Leerdoel: een goede communicatie onderling.

Actie:

- Altijd blijven overleggen en zonder overleg beslissingen nemen.
- Als iemand ergens mee zit zorgen dat dat uitgesproken wordt.
- Minstens 2x per week afspreken om te zien wat de ander heeft gedaan.

Afstudeer leerdoelen Iris

Competentie: Analyse

Leerdoel: Literatuuronderzoek, analysefase volledig afleveren.

Acties:

- Vergelijkbare ziektebeelden bij een beschadigde n. fibularis communis opzoeken.
- De beperking van mevrouw B. onderzoeken, door middel van alle betrokken personen.

Competentie: Communicatie

Leerdoel: Communicatie goed laten verlopen met mijn medestudent tijdens het afstuderen.

Acties:

- Goed overleggen wat wanneer gebeurt.
- Luisteren naar de mening van de ander en mijn eigen mening uitleggen.

Competentie: Vervaardigen

Leerdoel: Ontwerpen van een product

Acties:

- Mijn werkplaats en vervaardigings kennis vanuit mijn stages gebruiken om een reëel product te ontwerpen.