

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

Optimalisatie van knie-exarticulatie kokers

Case studie



*Orthopedische
Technologie
Veltijd*



Luuk van Kreijl

Academiejaar 2009-2010

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

Optimalisatie van knie-exarticulatie kokers

Case studie



*Orthopedische
Technologie
Veltijd*



Student: Luuk van Kreij
Adres: De haag 46
Postcode: 5421 NP
Woonplaats: Gemert
E-mail: L.vankreij@student.fontys.nl

Stagebegeleiders: Caspar Brackel en Robin van Gestel
Stagedocent: Lianne van Dijk

Voor Tiny

†

Voorwoord

Dit afstudeerproject maakt deel uit van het afstuderen aan de opleiding: “orthopedische technologie” aan de Fontys Hogeschool te Eindhoven. Het project wordt uitgevoerd in opdracht van Livit orthopedie Eindhoven.

Het praktijkgedeelte van het afstudeerproject heeft plaatsgevonden tijdens de stage bij Livit Orthopedie, vestiging Eindhoven.

Het afstudeerproject gedurende de stage bij Livit orthopedie Eindhoven, heeft als doel het optimaliseren van knie exarticulatie kokers voor cliënten met een sterk geatrofieerde stomp. Gedurende dit project zijn er concepten van deze nieuwe kokervorm ontstaan. Deze kokers zijn in het Bewegings Analyse Laboratorium (BAL) getest om aan te kunnen tonen waar het verschil met de nieuwe kokervorm zit ten opzichte van de huidige meer conventionele koker.

De begeleiding van de afstudeerder is uitgevoerd door Mevr. L. van Dijk begeleid namens de Fontys hogeschool. Dhr. R. van Gestel en Dhr. C. Brackel hebben de student begeleid tijdens de stage en het afstudeerproject namens Livit Orthopedie vestiging Eindhoven.

Graag wil ik nog een woord van dank uiten aan alle betrokkenen die mij hebben geholpen met het realiseren van dit verslag en het afronden van de afstudeerstage.

Mijn speciale dank wil ik uiten aan Robin Van Gestel en Caspar Brackel voor het vertrouwen en sturing die ze mij hebben gegeven tijdens de stage en het project.

Graag wil ik de volgende mensen nog even bedanken:

De collega's van Livit Eindhoven: Bas, Bram, Lies, Luuk, Martin, Monique, Rob, Tim, Willy, Wim, Youp en Yvonne. De revalidatieartsen en fysiotherapeuten van Revalidatiecentrum Blixembosch. Mijn stagebegeleidster Lianne van Dijk . Hein van de Vrande voor het assisteren bij de metingen in het BAL. Ook wil ik Corné bedanken voor zijn adviezen en hulp bij het vervaardigen van de koolstof kokers. En tot slot Bram B, voor het testen van de kokers en de goede feedback dit heeft opgeleverd. Zonder Bram, zijn motivatie en hulp, was dit allemaal niet mogelijk geweest!

Veel leesplezier!

met vriendelijke groet,

Luuk van Kreij

Mei 2010

Voorwoord.....	4
Samenvatting.....	7
Summary.....	8
Inleiding	9
1. Probleemstelling.....	10
1.1. Methode.....	11
2. De knie-exarticulatie.....	12
2.1. De knie-exarticulatie amputatie	12
2.2. Voordelen.....	12
2.3. Risico's.....	13
2.4. De operatietechniek.....	14
3. Huidige kokervormen	15
3.1. Overzicht huidige kokervormen.....	15
3.2. Uiteindelijke koker keuze.....	18
4. Koker ontwerp	19
4.1. Het toepassen van een vacuüm.....	19
4.1.1. Het uitstootventiel.....	19
4.1.2. Liner keuze.....	20
4.2. Toelaten van spiercontracties.....	22
4.2.1. ISNY koker.....	22
4.2.2. Plaatsing van de koolstof versteviging	23
4.3. Verbeteren van de cosmetiek.....	24
4.3.1. Cosmetiek problemen	24
4.3.2. Cosmetiek verbeteringen	24
4.3.3. Cosmetiek van de projectkoker	26
4.4. Beschrijving van de projectkoker.....	26
5. De projectkoker	27
5.1. Uitvoering van de maatname	27
5.2. Uitvoeren van de gipscorrectie.....	28
5.3. Productie van de koker	28
5.4. Productietijd en vergoedingen	30
5.5. Struikelblokken bij de productie en afgifte van de koker.....	30

6.	Loopanalyse en ervaringen van de cliënt	32
6.1.	Methode.....	32
6.2.	Analyse meetgegevens	33
6.3.	Bevindingen van de gebruiker	37
6.4.	Bevindingen bij de loopanalyse	38
7.	Discussie	40
7.1.	Voordelen van de projectkoker:	40
7.2.	Nadelen van de projectkoker:.....	40
7.3.	Variaties op de projectkoker	40
7.4.	Doelgroep van de projectkoker	41
8.	Conclusie.....	42
9.	Aanbevelingen	44
	Literatuurlijst	45
	Figurenlijst	46
	Bijlagen	49
	Bijlage 1. Onderzoeksprotocol Bewegings Analyse Laboratorium	50
	Bijlage 2. Informed consent	61

Samenvatting

De huidige knie-exarticulatie prothesevoorzieningen die voorgeschreven worden bij patiënten met een sterk geatrofieerd bovenbeen bleken niet toereikend, voor een cliënt van Livit orthopedie, die op dat moment in behandeling was. Er was dus behoefte aan een nieuwe kokervorm die wel aan de eisen van de cliënt voldeed.

Het project zoekt antwoord op de volgende hoofdvraag: Hoe kan er, gebruik makend van de huidige halffabricaten en materialen, een kokervorm gemaakt worden die een betere cosmetiek en werking geeft dan de huidige kokervarianten?

De verbeterde werking van de projectkoker is vooral te danken aan het toepassen van een vacuüm tussen de liner en prothesekoker. Het verkrijgen van dit vacuüm is lastig aangezien de huidige liners en ventielen niet toereikend zijn.

Bij het projectvolgende koker gemaakt en getest. Een koker met Thermolyn LDPE binnenkoker met daaroverheen een met koolstof verstevigd dragend frame. Distal dorsaal is een uitstootventiel geplaatst. Van deze koker zijn twee versies gemaakt om te achterhalen wat het beste werkt.

- Een Thermolyn binnenkoker met koolstof frame, waarbij de gebruiker met een beklede “standaard” liner in de koker stapt.
- Een Thermolyn binnenkoker met koolstof frame, waarbij de gebruiker met een onbekte liner in de koker stapt.

Tijdens het project bleek de koker die gebruik maakt van de beklede standaard liner niet bruikbaar was omdat er teveel pistoning mogelijk was.

Het grootste voordeel van de projectkoker, die gebruik maakt van de onbekte liner, is dat het mogelijk is een vacuüm toe te passen, waardoor er een betere controle van de prothese mogelijk is. Er zijn echter meer nadelen als voordelen aan de projectkoker, zoals; gecompliceerde fabricage, vermindering van het zitcomfort en het aan- en uitrekken van de projectkoker vereist meer handelingen.

Om te achterhalen wat het effect is van verschillende kokers op het gangbeeld van de gebruiker is er een bewegingsanalyse uitgevoerd. Met behulp van een vooraf opgestelde hypothese zijn de metingen verricht. Maar door een onjuist geformuleerde hypothese bleken dit de verkeerde metingen voor dit project te zijn.

Het toepassen van vacuümsystemen bij knie-exarticulatie prothesen bleek een nuttig principe. De verwachting is dat de projectkoker in het orthopedische werkveld weinig gebruikt zal worden. Door de hierboven genoemde nadelen.

Summary

Current knee-disarticulation prosthesis that are used for clients with an atrophied stump where not meeting the demands that were set for a client of Livit Orthopie. There was a need for a new socket type to meet the demands.

The project aims to answer the following question: Is it possible to make a better socket type which has better function and cosmetic appearance, while using the current materials and intermediate goods? The improved function of the knee-disarticulation socket is mainly due to the application of a vacuum, between the liner and prosthetic socket. Obtaining this vacuum is difficult since current liners and valves did not meet the demands that were set.

The project socket was created and tested. A socket with Thermolyn LDPE inner socket, covered by a reinforced carbon weight bearing frame. Distal dorsal there is an expulsion valve. Of this socket there are two versions made, to find out what works best.

- A Thermolyn inner socket with carbon frame, the user steps into the socket using an upholstered standard liner.
- A Thermolyn inner socket with carbon frame, the user steps into the socket with an uncoated liner.

During the project it is proven that the socket, which uses the standard coated liner, allows too much pistoning.

The biggest benefit of the project socket, which uses the uncoated liner, is that it is possible to create a vacuum between liner and socket. This vacuum gives the user more control of the prosthesis. There are more disadvantages than advantages to the project socket, such as, complex manufacturing, reduced comfort during seating and putting the socket on or off takes longer and requires more actions.

To determine the effect of different sockets on the gait of the user, a gait analysis was performed. A predetermined hypothesis was tested. But the hypothesis was proven wrong and the measurements taken in the gait analysis have been proven to be the wrong type of analysis.

The use of a vacuum in sockets for a knee-disarticulation has been proven to be a useful principle. It is expected that the project socket will have little use in the orthopedic field. This is caused by the drawbacks mentioned above.

Inleiding

Dit project is uitgevoerd naar aanleiding van problemen met het maken van een bruikbare koker voor een knie-exarticulatie cliënt. Het probleem was het vervaardigen van een cosmetisch goed uitziende koker in combinatie met het goed aan en uit kunnen doen van de prothese. De huidige prothesevoorzieningen die voorgeschreven worden bij cliënten met een sterk geatrofieerd bovenbeen waren niet toereikend voor de cliënt die op dat moment in behandeling was. Er was dus behoefte aan een nieuwe kokervorm die wel aan de eisen van de cliënt voldeed.

Het beoogde doel van het project is om nieuwe inzichten te verschaffen in de prothesevoorzieningen voor knie-exarticulatie cliënten met een sterk geatrofieerd bovenbeen. Bij atrofie proximaal van de femurcondylen worden de femurcondylen relatief gezien steeds prominenter. Dit maakt het vervaardigen van een prothese voorziening, die eenvoudig aan en uit te trekken is, aanzienlijk moeilijker. Voor een goede suspensie van de prothese wordt er vaak gebruik gemaakt van druk proximaal van de femurcondylen, deze vernauwing bemoeilijkt het aan- en uit trekken van de prothese.

Het project zoekt antwoord op de volgende hoofdvraag:

Hoe kan er, gebruik makend van de huidige halffabricaten en materialen, een kokervorm gemaakt worden die een betere cosmetiek en werking geeft dan de huidige kokervarianten?

Het verslag heeft de volgende indeling:

Een inleidend gedeelte waarin de knie-exarticulatie amputatie wordt uiteengezet en de verschillende soorten kokertypes worden toegelicht. Daarna wordt er per hoofdstuk gekeken naar de verschillende facetten van een prothese koker: het toepassen van een vacuüm systeem, spiercontracties in de koker en het verbeteren van de cosmetiek.

Vervolgens wordt de projectkoker toegelicht, hoe de koker gemaakt wordt en hoe de koker getest is in het bewegings analyse laboratorium van de Fontys Paramedische school. Tot slot een discussie, gevolgd door een conclusie met aanbevelingen.

1. Probleemstelling

Een cliënt van Livit Orthopedie vestiging Eindhoven, met een knie-exarticulatie, kwam met problemen met zijn koker. Door verdere atrofie van het bovenbeen was de fitting van de koker niet meer optimaal en maakte de koker tijdens het gaan, rare “scheet” geluiden. Bij nadere inspectie bleek de stomp erg veel pistoning in de koker te hebben wat een goede verklaring bleek voor de luchtverplaatsing.

De orthopedische adviseur van de cliënt was van mening dat het niet verstandig zou zijn om wederom een gietharskoker met condylfitting af te leveren. Hij stelde voor om op zoek te gaan naar een andere kokervorm die beter voldeed aan de wensen van de cliënt en geen pistoning zou toelaten.

In het protheseboek van Otto Bock is een duidelijke figuur aanwezig van een ‘Thermolyn soft socket’ met daaroverheen een koolstof frame voor een knie-exarticulatie. Via Otto Bock is geprobeerd informatie te verkrijgen over deze kokervorm, maar deze bleek niet aanwezig te zijn. De koker is nooit voor een cliënt gemaakt en er is ook nooit getest of de koker functioneel zou zijn. De koker is destijds gemaakt om de mogelijkheden van het nieuw ontwikkelde “watertransferprinting” weer te geven (zie figuur 1.1).



Figuur 1.1 Overzicht van verschillende kokervormen gemaakt door Otto Bock. Tweede koker van links is de knie-exarticulatie koker, de inspiratiebron voor het project.

Middels een e-mail gericht aan verschillende prothesisten binnen Livit Orthopedie is er geprobeerd om te achterhalen of er al ervaringen zijn op gedaan met een dergelijk kokertype. Dit bleek niet het geval te zijn.

Dit is het startsein geweest voor het project: optimalisatie van knie-exarticulatiekoker. Het doel is dan ook te testen of een knie-exarticulatie prothese, zoals afgebeeld in het boek van Otto Bock, een goede werking kan hebben en of het mogelijk is deze te optimaliseren.

Gedurende het project is getracht een antwoord te vinden op de volgende hoofd- en subvragen:

- Hoofdvraag van het project:

Hoe kan er, gebruik makend van de huidige halffabricaten en materialen, een kokervorm gemaakt worden die een betere cosmetiek en werking geeft dan de huidige kokervarianten?

- Subvragen van het project:

- 1) Is het mogelijk een vacuüm systeem te gebruiken bij een knie-exarticulatie?
- 2) Op welke manier kan er meer ruimte gemaakt worden voor spiercontracties van de gebruiker?
- 3) Hoe kan de cosmetiek van het prothesebeen bij knie-exarticulaties verbeterd worden?

1.1. Methode

De methode van dit project is vooral gericht vanuit de praktijk. Er is een literatuurstudie uitgevoerd om te achterhalen of dergelijke kokers al gebruikt worden. Hier kwam echter geen literatuur in naar voren die antwoorden zou kunnen verschaffen op de hoofd- en subvragen van het project. Diverse orthopedische adviseurs binnen de Livit Orthopedie groep zijn gecontacteerd en hun is gevraagd wat de ervaringen waren omtrent prothesevoorzieningen voor cliënten met een geatrofieerde stomp. Hieruit zijn geen kokers naar voren gekomen die bruikbaar waren voor het project. Omdat er geen duidelijke gegevens naar voren zijn gekomen, is besloten te beginnen met het uitproberen van de Otto Bock koker voor knie-exarticulatie stompen die is afgebeeld in figuur 1.1.

2. De knie-exarticulatie

De knie-exarticulatie is een amputatie niveau met grote voordelen evenals grote nadelen. Om een beter inzicht te krijgen hoe een knie-exarticulatie tot stand komt, wordt er in dit hoofdstuk een overzicht gegeven van de verschillende aspecten van een knie-exarticulatie amputatie.

2.1. De knie-exarticulatie amputatie

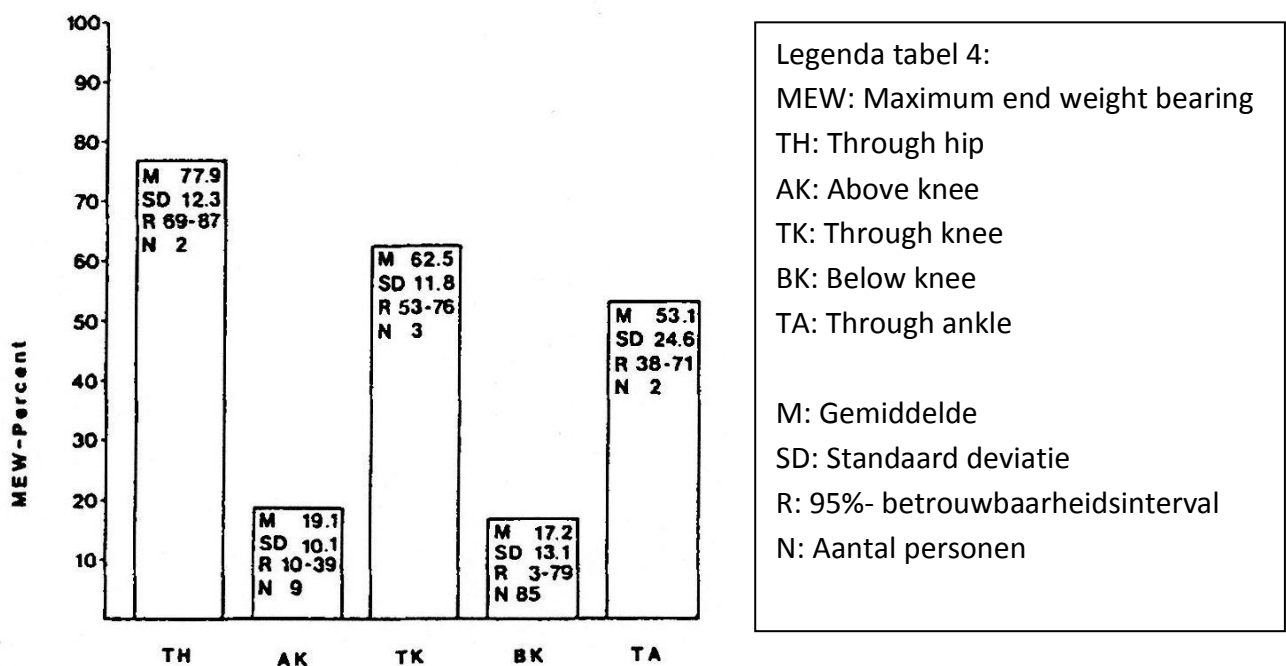
In 1824 werd de knie-exarticulatie voor het eerst beschreven, toen werd echter de transfemorale amputatie meer uitgevoerd. Chirurgen pasten de knie-exarticulatie-amputatie minder toe vanwege het mogelijk grotere risico op vertraagde wondgenezing bij een knie-exarticulatie, met mogelijke necrose en infectie tot gevolg, wat kan leiden tot re-amputatie. Sindsdien worden er steeds nieuwe incisie technieken gebruikt om andere huidflappen te creëren om deze problemen te voorkomen. De laatste 20 jaar is het gebruik van de knie-exarticulatie operatie gestaag gestegen. Nu worden langzaam de voordelen van de knie-exarticulatie ten opzichte van de transfemorale amputatie duidelijk. Voornamelijk de verbeterde stabiliteit tijdens het lopen, de lagere mortaliteit en het feit dat de amputatie goed uitvoerbaar is indien er een knie-flexie contractuur aanwezig is, dragen hier aan bij (Ten Duis et al 2009). De knie-exarticulatie wordt uitgevoerd middels het scheiden van femur en tibia en is een erg functionele amputatie. Omdat er geen bot wordt doorgenomen is er ook geen mogelijkheid tot hinderlijke osteofytvorming. Het indicatiegebied behelst voornamelijk de oudere vasculaire patiënt, ernstige flexiecontracturen in de knie of een slecht genezende transtibiale amputatie. De gebruiker heeft een praktische stomp om te belasten, aangezien eindbelasting goed mogelijk is. (Persson en Liedberg, 1982)

2.2. Voordelen

Bij een transfemorale amputatie zijn heupflexie -abductie contracturen een vaak gezien probleem, bij een transtibiale amputatie zijn dit knie- en heup flexiecontracturen. Deze contracturen treden echter nauwelijks op bij de knie-exarticulatie. Stomppijnen komen minder voor en bij de prothese kan gebruik worden gemaakt van de eindbelastbaarheid van de stomp (Persson en Liedberg, 1982). Ook kan iemand met een exarticulatiestomp gemakkelijker overeind komen vanuit liggende positie, vanwege een sterkere hefboom in vergelijking met transfemorale amputaties. De rompstabiliteit is hierdoor ook beter en stabiel zitten gaat ook gemakkelijker in vergelijking met transfemorale amputatie kokervoorzieningen. Verder is de knie-exarticulatie voordeliger bij patiënten met een eventuele resttoestand (bijvoorbeeld na een CVA) dan een onderbeenamputatie. Een knie-exarticulatiestomp is in dit geval functioneler dan een krachteloze onderbeenstomp met risico op decubitis vorming en contracturen. Een groot voordeel voor de orthopedische chirurg is dat er maar een gering operatietrauma ontstaat omdat er geen spierbuiken doorgenomen hoeven te worden en er niet gezaagd hoeft te worden. Hierdoor is er weinig bloedverlies en zijn er geen grote spierwondoppervlakken die eventueel kunnen ontsteken. Ook kan de operatie onder plaatselijke verdoving en binnen een kwartier plaats vinden, wat een groot voordeel is bij instabiele en verzwakte patiënten. Voor de vordering van de

revalidatie is het gunstig dat er een goede eindbelasting mogelijk is omdat de femur intact is gebleven en hierdoor een grote mate van eindbelasting verdraagt. Een ander groot voordeel is dat er niet afgesteund dient te worden op de tuber ischiadicus en is er een goede proprioceptie mogelijk door myodese (het vasthechten van spieren en pezen aan elkaar). Doordat de femurcondylen intact blijven zullen rotatiestoornissen van de prothese minder optreden en heeft de prothese een zelfdragend karakter.

In figuur 2.1 wordt een overzicht gegeven van een studie uitgevoerd door Persson en Liefberg over de mate van maximale eindbelasting mogelijk in procenten van verschillende amputatie niveau's. Hierbij werd het distale uiteinde van de stomp afgesteund op een harde en vlakke ondergrond, hieruit valt op te maken dat er veel eindbelasting mogelijk is bij knie-exarticulatie stompen (Persson en Liefberg, 1982).



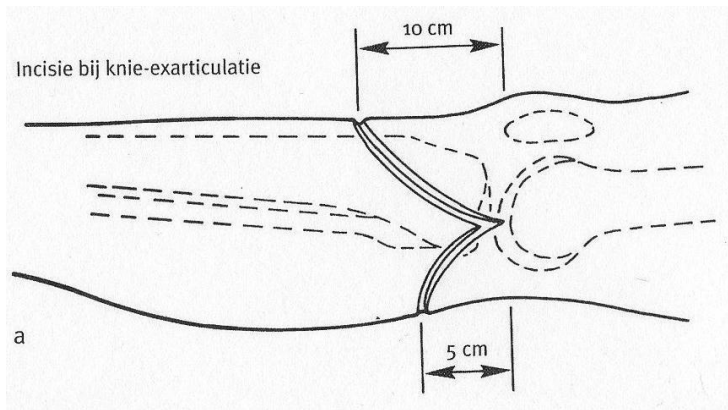
Figuur 2.1 Overzicht van de studie uitgevoerd door Persson en Liefberg (1982)

2.3. Risico's

Er kunnen ten gevolge van de knie-exarticulatie wondrandgenezingsstoornissen optreden. Ook contracturen in de heup en decubitis ter hoogte van de femurcondylen komen voor. De mortaliteit loopt uiteen van 4-30% en de morbiditeit (verdere complicaties ten gevolge van de amputatie) van 20-37%. Vooral het ontstaan van decubitis ter hoogte van de femurcondylen kan voor vervelende complicaties zorgen. Vaak betekent dit een langer ziekbed en wachten van zes tot negen maanden op wondgenezing, waarna uiteindelijk vaak alsnog een transfemorale amputatie nodig is (Geertzen en Rietman, 2008).

2.4. De operatietechniek

Er zijn twee veelgebruikte manieren waarop de incisie gemaakt kan worden. Een dwarse incisie met een voorachterwaartse flap (litteken in belast gebied) of een sagittale incisie, volgens Tracey, met als resultaat twee zijflappen en litteken in onbelast gebied aan de

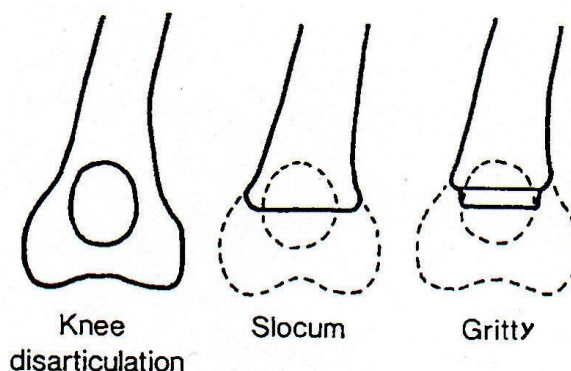


Figuur 2.2 Incisie bij knie-exarticulatie volgens Tracey

achterzijde. De incisie start ter hoogte van de tuberositas tibiae en is verder gevisualiseerd in figuur 2.2. Vervolgens wordt het voorste gewrichtskapsel, synovia en collateraalbanden aan beide zijden gekliefd. Daarna worden de kruisbanden zo laag mogelijk in het niveau van het tibiaplateau doorgenomen om maximale lengte te behouden.

De vaten worden ter plekke gekliefd en de zenuwen worden zo proximaal mogelijk doorgenomen ter voorkoming van neuromen. Als laatste worden de gastrocnemiusgroep en de hamstrings gekliefd. Ook is het belangrijk myodesee toe te passen ter voorkoming van atrofie van de musculatuur. Dit gebeurt door het fixeren van het ligamentum patellae aan de lang gelaten stomp van de kruisbanden aan de ventrale zijde en door het fixeren van de hamstrings aan de kruisbandresten aan de dorsale zijde. Afsluitend wordt er vaak een gipsverband aangelegd om oedeem te verminderen, de pijn te verlichten en wondrandgenezingsstoornissen te voorkomen.

Enkele variaties op de knie-exarticulatie amputatie zijn de Gritti Strokes (GS) en Slocum/Mazet amputatie. Bij de GS-amputatie wordt het femur net boven de condylen doorgezaagd. De patella wordt op het distale uiteinde van het femur gefixeerd. Bij de Slocum/Mazet Amputatie wordt het femur net boven de condylen doorgezaagd en hierbij wordt de patella weggehaald (zie figuur 2.3). Eindbelasting is in alle gevallen mogelijk, maar er is een grote kans dat de stomp gaat roteren in de koker bij gebruik van deze alternatieve knie-exarticulatie operatie technieken.



Figuur 2.3 Reguliere knie-exarticulatie en knie-exarticulatie volgens Slocum en Gritti.

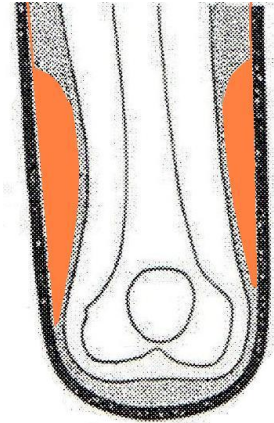
3. Huidige kokervormen

Om een beter inzicht te krijgen in de kokervoorzieningen voor de knie-exarticulatie is er onderzoek gedaan naar de verschillende kokervormen die momenteel gebruikt worden. Voor het onderzoek is een literatuur onderzoek uitgevoerd en er zijn verschillende instrumentmakers gecontacteerd om te achterhalen wat voor type kokervormen er gebruikt worden. Uit dit onderzoek zijn de volgende kokervormen naar voren gekomen.

3.1. Overzicht huidige kokervormen

Gietharskoker zonder binnenkoker

Bij deze koker stapt de cliënt met de liner in de koker, de suspensie van de koker aan de stomp gebeurt middels een supracondylaire vernauwing. De femorale condylen moeten nog door deze vernauwing heen gedrukt worden, om dit toe te laten worden er supracondylair, mediaal en lateraal twee polyforme pads geplaatst. De polyforme pads laten toe dat het aan- en uittrekken van de prothese goed uitvoerbaar is en dat de prothese niet van de stomp afzakt tijdens het gaan (zie figuur 3.1). Proximaal dorsaal is de gieting uitgevoerd met een giethars met weekmakers erin, voor een verhoogd zitcomfort.



Figuur 3.1 Opvulling bij een knie exarticulatie, proximaal van de femur condylen zijn polyform pads geplaatst.

Doelgroep: - Cliënten met een hoog activiteitsniveau

Voordelen: - Eenvoudige vervaardiging van de koker
- Laag gewicht

Nadelen: - Pistoning mogelijk
- Bij een te groot verschil tussen de omtrek ter hoogte van de condylen en tien centimeter proximaal hiervan, treden er problemen op met het instappen van de koker, de fitting is op dat moment niet meer optimaal.

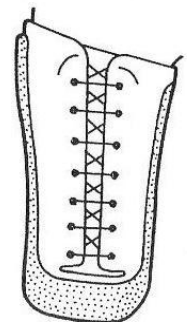
Leren koker met vetersluiting

Een gewalkte binnen koker waar een rigide koker overheen gegoten is. Ventraal is de koker open, hier is een vetersluiting geplaatst. (zie figuur 3.2)

Doelgroep: - Cliënten die nog kort geleden zijn geamputeerd, een eerste voorziening
- Matig actieve cliënten
- Cliënten waarbij nog veel stomp volume fluctuaties optreden

Voordelen: - Cliënten die het dragen van een liner niet kunnen verdragen
- Het leer "ademt"
- De sluiting kan veel van de stompfluctuaties opvangen

Nadelen: - Het aan doen van de prothese vereist meer handelingen
- Bij te hoge transpiratie kan het leer gaan vervormen



Figuur 3.2 Leren koker met vetersluiting

Koker met open fitting met polyform binnenkoker

Bij gebruik van een koker met polyforme binnenkoker is het ongebruikelijk om daarbij ook een liner te gebruiken. Dit kokertype is dus uitermate geschikt voor mensen die het dragen van een liner niet kunnen verdragen (zie figuur 3.3). De uitvulling, zoals bij de gietharskoker zonder binnenkoker, vindt bij deze koker plaats op de binnenkoker. De cliënt trekt als eerste de binnenkoker aan en stapt vervolgens in het rigide gietharsframe.

- Doelgroep:**
- Geriatrische cliënten
 - Liner intolerante cliënten
 - Geatrofieerde stompen

- Voordelen:**
- Hoog zitcomfort
 - Huid heeft de mogelijkheid te ademen

- Nadelen:**
- Pistoning mogelijk
 - Proximale dorsale band kan bij onjuist gebruik insnoering veroorzaken.
 - Venster oedeem mogelijk



Figuur 3.3 Koker met open fitting met polyforme binnenkoker

Gesloten koker met polyforme binnenkoker

Deze koker heeft veel overeenkomsten met de polyforme koker met open fitting. Dit is een polyforme binnenkoker met daaroverheen een rigide giethars koker (zie figuur 3.4). Dorsaal proximaal is er gebruik gemaakt van een wekere giethars die het zitcomfort verhoogd.

- Doelgroep:**
- Geriatrische cliënten
 - Liner intolerante cliënten
 - Cliënten met een stomp met veel weke delen

- Voordelen:**
- Hoog zitcomfort
 - Grotere stijfheid

- Nadelen:**
- Pistoning mogelijk
 - Bij te grote atrofie van het bovenbeen kunnen er problemen optreden met de fabricage van de koker.



Figuur 3.4 Gesloten koker met polyforme binnenkoker

Open fitting met liner en sleeve

De cliënt stapt met een beklede liner in een met koolstof versterkt frame.

De koker ziet er als volgt uit: aan de distale cup zit het anker bevestigd, er loopt een mediale stijl naar proximaal met proximaal een circulaire ring van verstevigd koolstof. Het overgrote deel van de koker is open, het vacuüm wordt verkregen door de sleeve die van onderaan de distale cup tot aan proximaal over de proximale ring loopt en daar afsluit op de huid.

Distaal is er een uitstootventiel geplaatst.

- Doelgroep:**
- Matig actieve cliënten

- Voordelen:**
- Geen pistoning mogelijk door vacuüm

- Nadelen:**
- Matig zitcomfort

- Tijdens het gaan komt er tractie van de sleeve op de huid, over een relatief klein oppervlak, wat irritatie van de huid kan veroorzaken.

Koker met skisluitingen

Ook deze prothese maakt gebruik van een Thermolyn soft binnenkoker en daar overheen word de rigide buitenkoker gemaakt. Deze buitenkoker is distaal voor driekwart circulair open geslepen, hierdoor kan, door de skisluitingen aan te trekken, de koker losser of vaster gezet worden naar gelang de wensen van de gebruiker (zie figuur 3.5). Deze rigide buitenkoker heeft distaal een stevige cup waarop het anker bevestigd zit.

Doelgroep: - Sporters

Voordelen: - Aanpasbaarheid aan volume fluctuaties gedurende de dag.

Nadelen: - Gespen op het bovenbeen verminderen de cosmetiek van de prothese



Figuur 3.5 Koker met skisluitingen.

Koker met seal-in liner

Door gebruik te maken van een Seal-in Liner van Össur is het mogelijk om een vacuüm te creëren en zodoende de ophanging van de prothese aan de stomp te bereiken (zie figuur 3.6).

De koker is van giethars waarbij er distaal een uitstootventiel geplaatst is zodat de lucht tussen koker en liner kan ontsnappen, maar er niet meer terug in kan.

Doelgroep: - Matig actieve cliënten
- Cliënten met een stomp waarbij de femurcondylen niet erg prominent zijn.

Voordelen: - Geen pistoning mogelijk door vacuüm

Nadelen: - Bij verdere afname van het distale stompvolume is het niet mogelijk om stompkousjes toe te passen. Er zijn alleen stompkousjes voorhanden die proximaal van de seal-in ring volume-schommelingen kunnen opvangen



Figuur 3.6 Seal-in liner van Össur

Koker gegoten met Polytol

Dit is een koker bestaande uit een koolstof frame met daaroverheen een Polytol gieting (zie figuur 3.7). Proximaal van de femur condylen is het koolstof frame open zodat de cliënt in de prothese kan stappen met de prominente femur condylen. Cliënt stapt met een standaard liner in de koker.

Doelgroep:

- Cliënten met een geatrofieerd bovenbeen
- Matig tot hoog activiteitsniveau

Voordelen:

- De koker bestaat uit een geheel

Nadelen:

- Fabricage en gebruik van Polytol is gecompliceerd
- Polytol is niet aanpasbaar na de gieting
- De hoge wrijvingsweerstand van Polytol kan voor problemen zorgen met het aan- en uittrekken van de prothese.



Figuur 3.7 Koker gegoten met Polytol

3.2. Uiteindelijke koker keuze

Echter ieder type koker heeft zijn eigen voor- en nadelen. Het grootste nadeel van de kokers die in paragraaf 3.1 beschreven zijn, is dat er pistoning mogelijk is. Door gebruik te maken van de seal-in liner zou deze pistoning weggenomen kunnen worden. Dit kokertype was echter voor de cliënt niet te gebruiken door de vorm van de stomp. Een vacuüm tussen liner en koker zou de pistoning geheel weg kunnen nemen. De koker met skisluitingen zou ook een goed alternatief zijn geweest voor de cliënt, echter zouden de skisluitingen de cosmetiek van de koker teveel doen verminderen. De knie-exarticulatiekoker gegoten met Polytol zou ook een mogelijkheid kunnen zijn voor de cliënt, maar ook bij deze koker is het niet mogelijk een vacuüm toe te passen. De koker met open fitting en sleeve, maakt gebruik van een vacuüm, maar door het ontbreken van de condylfitting kan de rotatie van de stomp in de koker toenemen en drukplekken veroorzaken. Om de pistoning geheel weg te nemen is het dus noodzakelijk een koker te maken die gebruik maakt van een vacuüm tussen koker en liner. De kokervormen die momenteel gebruikt worden hadden te grote nadelen voor de cliënt en zijn nog niet geoptimaliseerd. Het doel van het project is om een nieuw koker type uit te testen en te controleren of dat deze koker de nadelen van de andere kokers doet wegnemen of verminderen.

4. Koker ontwerp

In dit hoofdstuk wordt er een antwoord gezocht op iedere subvraag van het project. De subvragen zoeken een antwoord op de drie grote aspecten van de knie-exarticulatie koker; suspensie van de koker, spiewerking in de koker en de cosmetiek van de knie-exarticulatiekoker. Deze antwoorden op deze subvragen zullen leiden tot het antwoord op de hoofdvraag. De subvragen van het project zijn:

- 1) Is het mogelijk en vacuüm systeem te gebruiken bij een knie-exarticulatie?
- 2) Op welke manier kan er meer ruimte gemaakt worden voor spiercontracties van de gebruiker?
- 3) Hoe kan de cosmetiek van het prothesebeen bij knie-exarticulaties verbeterd worden?

4.1. Het toepassen van een vacuüm

Door de atrofie van het bovenbeen en de moeite om een suspensie op de condylen toe te passen, is het een logische stap om te proberen een suspensie middels een vacuüm toe te passen bij het project. Mede ook omdat het gebruik van een vacuüm een veel gebruikt middel is voor suspensie van zowel boven- als onderbeen prothesen. Tijdens het project is er gebruik gemaakt van een vacuüm systeem. Tijdens het project zijn twee vacuüm systemen getest: een vacuüm middels de standaard liner en een vacuüm middels een onbeklede copolymeer liner. Het vacuüm werd bereikt door het plaatsen van een uitstootventiel op het distale koker gedeelte. De twee onderdelen (liner en uitstootventiel) van het vacuümsysteem worden in dit hoofdstuk apart behandeld.

4.1.1. Het uitstootventiel

Ventielen zijn in te delen in drie groepen:

- **Bediend uitstootventiel:** stoot de lucht alleen uit als de cliënt op de knop van het ventiel drukt en de overdruk uit de koker kan ontsnappen
- **Passief uitstootventiel:** stoot ten alle tijden de overdruk uit, met als grote voordeel dat als er lucht in de koker is gekomen, deze lucht uitgestoten wordt
- **Actieve uitstootventielen:** zuigen actief lucht uit de koker, er ontstaat een onderdruk tussen de liner en de koker. Hierbij mag absoluut geen ruimte zijn tussen koker en de liner. Indien dit wel aanwezig is, wordt er door de onderdruk vocht in de stomp gezogen.

De uiteindelijke keuze viel al snel op een passief uitstootventiel, dit omdat de kans aanwezig was dat tijdens het gaan lucht tussen de liner en de koker in kon stromen. Deze lucht zou er ten allen tijden uit moeten kunnen stromen. Het actieve uitstootventiel zou ook een optie zijn geweest, maar deze ventielen zijn erg prijzig en komen hierdoor niet in aanmerking voor dit project.

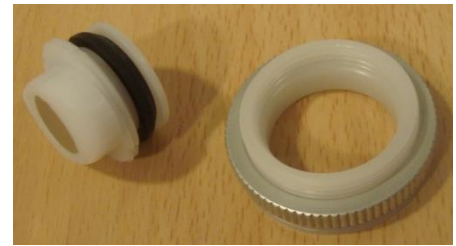
Bij de allereerste proefkoker van het project is er gekozen voor het transtibiale ventiel van Össur toe te passen (zie figuur 4.1).

Tijdens het project kwam naar voren dat het voor de cliënt erg moeilijk was om de prothese uit te doen. Bij de voorgaande koker van de cliënt werden de



Figuur 4.1 Össur
expulsion valve 551

beide handen distaal op de kokerrand geplaatst en vervolgens werd de koker van de stomp afgeduwd. Bij de projectkoker werd de knop op het ventiel ingedrukt, zodat de lucht vrij binnen kan stromen. Hierdoor was er slechts één hand over om de prothese af te duwen en dit bleek onvoldoende. Er was dus een ventiel nodig dat bij gebruik van de prothese de lucht uitstootte en er moest een vrijloopstand aanwezig zijn. Deze vrijloopstand moet er voor zorgen dat de lucht vrijelijk in de koker kan stromen en de cliënt twee handen kan gebruiken om de prothese uit te duwen.



Figuur 4.2 Össur expulsion valve 552

Omdat het transtibiale Össur ventiel de nodige nadelen had, was het nodig om een ander ventiel uit te kiezen. Van alle ventielen die op de markt aangeboden worden, kwam het transfemorale ventiel van Össur als beste keuze naar voren (zie figuur 4.2).

Door verwijdering van de plug door de cliënt kan de lucht vrij de koker in stromen en zijn beide handen vrij om de prothese uit te trekken. Het ventiel heeft in vergelijking met zijn concurrenten de kleinste inbouwdiepte. Deze inbouwdiepte diende zo laag mogelijk te zijn omdat het ventiel distaal dorsaal op de koker geplaatst wordt en er zo min mogelijk belemmering van de knieflexie optreden kan.

Het gebruik van een transfemoraal uitstoot ventiel is voor de gebruiker niet ideaal. Maar helaas waren er geen ventielen op de markt die aan de eisen voldeden. Het ventiel is erg groot in diameter en de afsluit plug die er handmatig uitgehaald moet worden om de lucht er in te laten is een extra handeling die niet wenselijk is. De huidige transtibiale uitstootventielen dienen ingedrukt te worden net zolang totdat er voldoende lucht in de koker is gelopen. Door de plaatsing van het ventiel is het niet mogelijk om dan twee handen te gebruiken om de prothese van de stomp af te schuiven. In het ideale geval zou het een transtibiaal uitstootventiel zijn, met een knop die eenmalig kortstondig ingedrukt dient te worden, waardoor de lucht vrij de koker in kan stromen. Als het ventiel daarna nogmaals bediend wordt dan zou het ventiel alleen nog maar lucht uit moeten stoten. Deze knop kan het beste vergeleken worden met een lichtschakelaar, deze hoeft ook niet constant ingedrukt te zijn om de kamer te verlichten.

4.1.2. Liner keuze

In eerste instantie was het de bedoeling de standaard beklede liner te gebruiken in combinatie met de soepele binnenkoker met rigide buitenkoker. Maar om een afsluiting te verkrijgen waarbij absoluut geen lucht in de koker kan komen was er een ander soort liner nodig: een liner die niet bekleed was met de luchtdoorlatende stoffen laag. Hierdoor zijn er tijdens het project twee type kokers getest. Bij de eerste koker wordt er gebruik gemaakt van een liner die, zoals gebruikelijk, aan de buitenkant bekleed is met stof. Bij de andere koker wordt er gebruik gemaakt van een liner die niet bekleed is met stof. De beklede liner heeft een groot nadeel, doordat de liner namelijk bekleed is met stof kan er ook lucht

middels deze stof de koker inlopen en zodoende het vacuüm doen afnemen. Het gebruik van een sleeve over de prothese, en doorlopend op de huid, zou deze lucht verhinderen de koker binnen te komen. Er is echter proximaal onvoldoende ruimte om nog een sleeve op de huid te plaatsen.

Een voor de hand liggende manier om een vacuüm te creëren zou zijn door gebruik te maken van een seal-in liner, dit heeft echter twee nadelen:

- De seal-in ring zit net proximaal van de femurcondylen, de vorm van de stomp op dit punt is niet ideaal voor dit type liner, de omtrek van de stomp is op dit punt kleiner dan net over de condylen.
- De stomp kan proximaal nog roteren in de koker.

Er is bij verschillende producenten gecontroleerd of er een liner op de markt is gebracht die niet bekleed was met de luchtdoorlatende stoffen bekleding. Silicone liners werden meteen al uitgesloten aangezien silicone als materiaal ademt, het laat lucht door (Haiblin Z en Cloud A, 2006). Er bleven twee materiaal soorten over die gebruikt konden worden voor de liner van de projectkoker namelijk; copolymeer en polyurethaan liners. Copolymeer heeft als eigenschap dat het extreem elastisch is en dus veel rek kan weerstaan. Polyurethaan is een materiaal dat minder rekbaar is in vergelijking met copolymeer. Waar copolymeer een gel achtige structuur heeft en zodoende kan vloeien, heeft polyurethaan de eigenschap dat het materiaal niet kan vloeien. Beide materiaal typen hebben grote overeenkomsten, er is echter gekozen om een copolymeer liner toe te passen. Een onbekte liner van copolymeer bleek slechts door één fabrikant geproduceerd te worden namelijk Alps. Dat er gekozen is voor een copolymeer liner had als hoofdzakelijke reden dat de huidige liner waar de cliënt ten tijde van het project mee liep, van dezelfde fabrikant was. De materialen die gebruikt worden voor de beklede en de onbekte liner zijn identiek. Het gebruik van de beklede Alps liner beviel de cliënt goed en de kans dat er allergische reacties op zouden kunnen treden was hierdoor weggenomen. De uiteindelijke keuze is gevallen op de Alps ELPX Superstretch Easyliner (zie figuur 4.3).



Figuur 4.3 Alps ELPX Superstretch Easyliner

Het gebruik van een onbekte liner zou de volgende voordelen met zich mee brengen:

- Voorkomen dat er lucht tussen koker en liner binnen kan komen
- Betere proprioceptie bij gebruik van de prothese omdat de prothese niet meer kan verschuiven of afzakken
- Voorkomen dat de prothese kan roteren om de stomp

De liner kan door de cliënt als een sok over de stomp worden gerold, over het distale uiteinde van de stomp wordt een dun stompsokje van 12 centimeter lang aangetrokken. De cliënt kan nu in de koker stappen. Het sokje zorgt ervoor dat de lucht die distaal nog gevangen zit, tussen liner en koker, naar het uitstootventiel toe kan bewegen en daar uitgestoten wordt. Als dit sokje niet gedragen zou worden dan zou de liner de uitgang van het uitstootventiel afsluiten en zodoende kan er geen lucht meer uitgestoten worden.

De gekozen liner voor het project, bleek niet de correcte eigenschappen te hebben. De cliënt gaf aan dat de distale cup te dik was en dat hierdoor teveel demping optrad tijdens het lopen. Door de aanwezigheid van deze demping gaf de gebruiker aan dat er een verminderde controle was van de prothese tijdens de heel-strike. Ook kon de stomp roteren en transleren in de koker, doordat de hoge flexibiliteit van het materiaal en de grote wanddikte dit toe lieten. Een ideale liner voor de projectkoker zou de volgende eigenschappen hebben:

- Een vorm die de contouren van de stomp goed volgt en een wanddikte van ongeveer drie tot zes millimeter.
- De distale 12 centimeter van de liner is bekleed met rekbare stof, de rest van de liner is onbekleed.
- Polyurethaan als materiaal waar de liner van gemaakt is, dit materiaal heeft een mindere mate van flexibiliteit en vermindert het transleren en roteren van de stomp in de liner.

4.2. Toelaten van spiercontracties

Bij een concentrische spiercontractie, worden de origo en insertie naar elkaar toegetrokken. Hierdoor verkort de spier. Tijdens deze verkorting wordt de spierbuik groter in omvang. De vraag is of het mogelijk is om de koker zo te maken dat er bij contractie van de spieren meer ruimte is voor de spierbuik om zich uit te zetten.

4.2.1. ISNY koker

Een voorbeeld van een koker waarbij de zachte binnenkoker zich vormt naar de bewegingen van de stomp is de Islandic New York (ISNY) transfemorale prothese koker (zie figuur 4.4). De Thermolyn binnenkoker is flexibel om plaatselijke vormveranderingen van de amputatiestomp op te vangen. Thermolyn heeft als eigenschap dat het soepel is maar het is nagenoeg niet rekbaar. De omtrek van de Thermolyn binnenkoker blijft hetzelfde maar de schommelingen in omvang van het been door spiercontractie worden wel opgevangen. Als bijvoorbeeld de resterende quadriceps spiergroep contraheert dan neemt de dorso-ventrale diameter toe terwijl de medio-laterale diameter afneemt. Hierbij blijft de uiteindelijke omtrek van de stomp op dezelfde maat. Er is gezocht in de literatuur of hier onderzoeken naar zijn uitgevoerd, uit dit literatuuronderzoek is echter niets naar voren gekomen. Een



Figuur 4.4 Transfemorale ISNY koker

mogelijkheid is dat doordat de spieren onvoldoende ruimte krijgen om volledig te verkorten er krachtverlies optreedt en als gevolg van dit krachtverlies, verlies van spiermassa en spierfunctie. Door het krachtverlies van het prothesebeen moet het niet aangedane been meer werk verrichten en raakt de gebruiker sneller vermoeid.

4.2.2. Plaatsing van de koolstof versterking

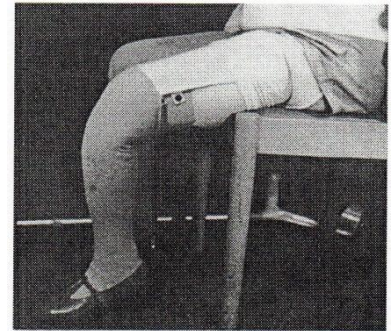
Het vacuüm wordt verkregen door de Thermolyn binnenkoker die tot enkele centimeters distaal van de lies doorloopt. Deze Thermolyn binnenkoker geeft onvoldoende steun om het gewicht van de prothesedragers tijdens de standfase op te vangen. Hierdoor is het vereist dat deze binnenkoker wordt versterkt door een koolstof versterkte buitenkoker. De Thermolyn heeft drie functies; de spiercontracties genoeg ruimte te geven doordat Thermolyn flexibel is, het is mogelijk een vacuüm te verkrijgen tussen binnen- en buitenkoker en de Thermolyn vergemakkelijkt het in de koker stappen als de brede femurcondylen door het dunste deel van de koker worden gedrukt. De koolstof versterking moet tot aan ongeveer driekwart van de stomplengte rijken om voldoende stabiliteit te geven. Hiervoor is een versterigde staander nodig die de krachten door kan brengen op het anker. Deze staander kan op ongeveer vier plaatsen geplaatst worden: mediaal, lateraal, ventraal of dorsaal. Indien de staander dorsaal geplaatst wordt dan neemt het zitcomfort teveel af en krijgen musculus biceps femoris, de musculus semitendinosus en de musculus semimembranosus de (hamstrings spiergroep) extra ruimte om uit te zetten bij contractie. Indien de staander ventraal geplaatst wordt dan krijgen musculus rectus femoris, musculus vastus medialis, musculus vastus intermedius en musculus vastus lateralis (quadriceps spiergroep) geen ruimte om uit te kunnen zetten en indien er teveel druk is op de patella komt, kan dit moeilijk aangepast worden. Indien de staander lateraal bevestigd wordt dan zou dit voor de quadriceps en hamstring spiergroepen geen belemmering vormen om te kunnen contraheren. Echter is de laterale femur condyl prominenter aanwezig en is het wenselijker om de staander niet aan de laterale-zijde te plaatsen omdat zodoende het in de koker stappen bemoeilijkt wordt. De mediale zijde verdient de voorkeur boven de andere drie plaatsen voor de staander. De staander kan zodoende weggewerkt worden voor een betere cosmetiek. De prominente laterale femur condyl kan gemakkelijker door de weke Thermolyn binnenkoker heen gedrukt worden en de hamstrings en quadriceps spiergroepen krijgen de ruimte om uit te kunnen zetten bij contractie.

4.3. Verbeteren van de cosmetiek

De cosmetiek van de knie-exarticulatie prothese is sinds het ontstaan van de knie-exarticulatie amputatie al een probleem. In deze paragraaf wordt een overzicht gegeven van de huidige problemen en oplossingen van de cosmetiek bij knie-exarticulatie prothesen.

4.3.1. Cosmetiek problemen

Het grootste hekelpunt bij de knie-exarticulatie prothese is de toegenomen lengte van het bovenbeen (zie figuur 4.5). Bij het niet aangedane been schuift het onderbeen als het ware onder het femur door. Door deze verschuiving verkort het been. Bij het prothesebeen is dit niet het geval. Het knie scharnier moet op het distale uiteinde van de koker bevestigd worden en kan niet onder het femur schuiven bij knieflexie. Hierdoor is het bovenbeen van het prothesebeen over het algemeen enkele centimeters langer en het onderbeen is enkele centimeters korter. Een ander nadeel van de prothesevoorziening wordt veroorzaakt door de aanwezigheid van de femur condylen. Deze condylen zijn bij mensen met een Body Mass Index (BMI) van ongeveer 24 het breedste punt van de knie. Over dit breedste punt moet vervolgens nog een koker gemaakt worden waardoor de prothese ter hoogte van het femur breder wordt dan het niet aangedane been.



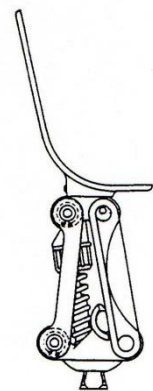
Figuur 4.5 Bovenbeenlengte verschil bij knie-exarticulatie prothesen.

4.3.2. Cosmetiek verbeteringen

Voor beide problemen bestaat er momenteel geen oplossing, maar bij de fabricage en een goede keuze van halffabricaten, kan het probleem al voor een groot deel opgelost worden. Een juiste keuze van het anker en onderbouw verbeteren de cosmetiek van de prothese aanzienlijk. Enkele andere belangrijke punten zijn:

- Het bovenbeen dient zo kort mogelijk gehouden te worden, dit kan onder andere bereikt worden door de distale koker dikte zo minimaal mogelijk te houden. Hoe dunner de distale kokerdikte is hoe hoger het kniescharnier komt te zitten en hoe korter het bovenbeen wordt.

- Het is belangrijk om bij het bepalen van het kniegewricht gebruik te maken van een knie met schroefadapter. Hierdoor kan de knie direct in het anker geschroefd worden. Dit heeft als nadeel dat ten aanzien van de uitlijning alleen nog de rotatie van de knie aangepast kan worden. De plaatsing van het anker dient heel nauwkeurig te gebeuren, omdat er naderhand geen aanpassingen meer mogelijk zijn. Het grote voordeel is dat het kniegewricht zo proximaal mogelijk zit en dat de bovenbeenlengte zo minimaal mogelijk blijft. In figuur 4.7.1 en figuur 4.7.3 is het verschil in lengte te zien tussen een schroefadapter en een mannelijk anker.



Figuur 4.6. Proximaal is het maanvormige anker van Otto Bock bevestigd op het knie gewricht

- Door gebruik te maken van het maanvormige anker van Otto Bock (zie figuur 4.6). Dit anker zit distaal dorsaal op de prothesekoker en neemt een minimale hoeveelheid ruimte distaal in. Het grote nadeel is dat er maar enkele kniegewrichten op de markt zijn die zijn voorzien van dit anker type.

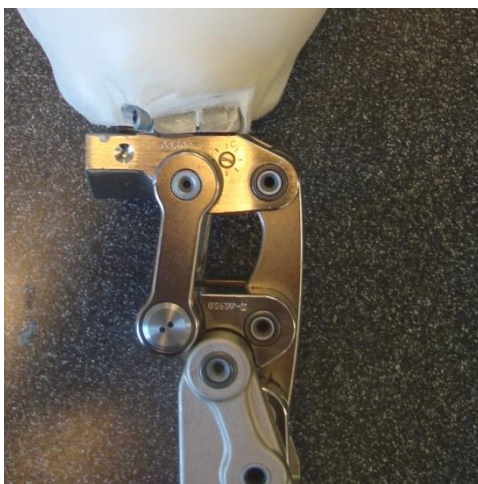
- Bij knie-exarticulatieprothesen is het raadzaam om bij het selecteren van de knie een multiaxiale knie te selecteren boven een enkelassig kniescharnier. Multiaxiale knieën nemen in flexie stand maar een minimale distale ruimte in. In figuur 4.7.1 en figuur 4.7.2 is een enkel assig kniescharnier in extensie en flexie te zien, het kniescharnier neemt distaal in flexiepositie nog veel plek in. In figuur 4.7.3 en figuur 4.7.4 is een meerassig knie scharnier afgebeeld in extensie en flexie, bij flexie is de ruimte die het scharnier distaal inneemt een stuk minder in vergelijking met het enkelassig scharnier.



Figuur 4.7.1 Enkel assig kniescharnier met mannelijk anker in volledige extensie



Figuur 4.7.2 Enkel assig kniescharnier met mannelijk anker in volledige flexie



Figuur 4.7.3 Meerassig kniescharnier met schroefadapter in extensie



Figuur 4.7.4 Meerassig kniescharnier met schroefadapter in flexie

4.3.3. Cosmetiek van de projectkoker

Voor het project was het niet mogelijk een maanvormig anker te gebruiken, dit doordat de cliënt de Total knie van Össur gebruikt en niet in aanmerking kwamen voor een andere knie (De Total knie van Össur wordt niet geleverd met een maanvormig anker). Een ander probleem bij het gebruik van het maanvormige knie-anker is dat het in de weg zit bij het plaatsen van het uitstootventiel. Bij de productie van de projectkoker is er zoveel mogelijk getracht de distale kokerdikte zo minimaal mogelijk te houden. De medio laterale dikte is eveneens moeilijk aan te passen, omdat de breedte van het knie gedeelte zo laag mogelijk gehouden moet worden. Hierdoor kan dit alleen worden bewerkstelligd door de dikte mediaal en lateraal te verminderen, waardoor de sterkte van de prothese zal verminderen, dit is echter onaanvaardbaar.

4.4. Beschrijving van de projectkoker

De projectkoker bestaat uit een diepgetrokken Thermolyn (Thermolyn Soft LDPE plaat 12 millimeter dik van Otto Bock) binnenkoker, met daaroverheen een gieting versterkt met koolstof. Distaal dorsaal is het transfemorale uitstootventiel van Össur geplaatst (Össur expulsion valve 552). De rigide buitenkoker heeft een distale cup die net over de femurcondylen heen komt. Op de distale cup is het anker bevestigd. Vanuit de distale cup gaat een mediale staander van distaal tot acht centimeter distaal van de lies.

Proximaal is er een circulaire ring van koolstof. De ventrale, dorsale en laterale zijde van de prothese koker is vrij van koolstofversterkingen, hier is alleen de Thermolyn binnenkoker aanwezig. Deze opening zorgt ervoor dat er spiercontractie mogelijk is en dat de femurcondylen door het dunste punt van de koker heen gedrukt kunnen worden (zie figuur 4.8 en figuur 4.9).



Figuur 4.8 Lateraal zicht op de projectkoker



Figuur 4.9 Frontaal zicht op de projectkoker

5. De projectkoker

In dit hoofdstuk worden alle praktische aspecten van de realisatie van de projectkoker uiteengezet. Er wordt een overzicht gegeven van de maatname, de gipscorrectie, de productie, de productietijd, vergoedingen en de problemen die tijdens het project naar voren zijn gekomen.

5.1. Uitvoering van de maatname

De maatname zoals die is uitgevoerd voor de projectkoker wordt in deze paragraaf beschreven. Er bestaat geen standaard maatname, iedere orthopedisch adviseur heeft zijn eigen voorkeuren en technieken. In dit verslag wordt de methode behandeld die door de orthopedische adviseur bij Livit Orthopedie vestiging Eindhoven gehanteerd werd.

Stappenplan van de maatname:

- Pak de liner in met huishoudfolie en plak dorsaal mediaal en lateraal op de femurcondylen stukjes foam (rood omcirkeld in het figuur 5.1). Zorg ervoor dat er een strip tussen de liner en het gips zit om het verwijderen van het gips te vergemakkelijken.
- Gipslongette van dorsaal naar ventraal over het stompuiteinde.

Terwijl het gips hard wordt, wordt er eindbelasting gesimuleerd door met de handpalm druk op de femur condylen uit te voeren. De drukrichting wordt aangegeven met een rode pijl in figuur 5.2, waarbij er met de middelvinger intracondylaire druk wordt gegeven, groen omlijnd in figuur 5.2.



Figuur 5.1 Foam op de mediale en laterale femur condylen



Figuur 5.2 Drukrichting en intercondylaire druk bij de maatname

- Het distale tweederde van de stomp kan nu circulair omwikkeld worden met gipswindels. Terwijl het gips hardt, wordt er boven de condylen mediaal en lateraal druk uitgeoefend voor de suspensie van de koker op de condylen (zie figuur 5.3). Deze supracondylaire druk zorgt ook voor een verbeterde rotatiestop in de prothesekoker.
- Het proximale 1/3^e deel van de stomp wordt nu omwikkeld met gipswindels, hier wordt, middels het toepassen van een greep tussen duim en vingers, de adductoren van het bovenbeen wat extra ruimte gegeven (zie figuur 5.4).
- Het gipsnegatief kan nu van de stomp afgehaald worden met behulp van een oscileer zaag.



Figuur 5.3 Supra condylaire druk



Figuur 5.4 Ruimte geven voor de adductor pezen

5.2. Uitvoeren van de gipscorrectie

Nadat het gipsnegatief verwijderd is van het gipspositief, kan de gipscorrectie beginnen.

Distaal alleen gladmaken en de afdruk die de foam pads mediaal en lateraal op het gipsmodel hebben achter gelaten mooi vloeiend laten overlopen op het model.

Van distaal naar proximaal een circulaire reductie oplopend van distaal 2% naar proximaal 6%. Voor de productie van de koker moet het gipsmodel 100% glad zijn.

5.3. Productie van de koker

Binnenkoker

Indien het gipsmodel voldoende glad en droog is kan de bijgeleverde groene dummy van het Össur 552 ventiel geplaatst worden op het model. Bij de projectkoker is de dummy zoveel mogelijk distaal dorsaal geplaatst.

Wrijf het gipsmodel in met talkpoeder en plaats de Thermolyn LDPE plaat van 12 millimeter dik in de dieptrekring van Otto Bock. Plaats de plaat op het frame in een oven die voorverwarmd is op 165 graden. Laat de plaat tot ongeveer 60% van de lengte van het gipsmodel uitzakken. Neem de plaat uit de oven en positioneer de plaat met een vloeiende beweging over het gipsmodel heen. Zuig het geheel gecontroleerd vacuüm, besteed hierbij extra aandacht aan het goed aansluiten van de Thermolyn rondom de dummy.

Controleer door middel van spiegeling, met bijvoorbeeld een pen, of de koker overal even dik is geworden. Indien dit het geval is zaag het restmateriaal weg over de meest proximale rand van het gipsmodel. Verwijder de Thermolyn binnenkoker nog niet van het gipsmodel. Schuur de Thermolyn weg ter hoogte van de dummy tot de Thermolyn vlak ligt met de diepgetrokken dummy.

Eerste gieting van de buitenkoker

Wikkel het gipsmodel met de diepgetrokken Thermolyn binnenkoker zo dun mogelijk in huishoudfolie. Teken op de huishoudfolie af waar de openingen komen te zitten en plak over deze lijnen de zwarte tochtstrip (zie figuur 5.5). De huishoudfolie zorgt ervoor dat het zwarte pigment uit de tochtstrip niet in de Thermolyn koker trekt, dit geeft vlekken. Plaats de buitenste dummy die wordt bijgeleverd bij een transfemoraal uitstootventiel 21Y12 van Otto

Bock, deze dummy heeft de juiste omtrek en dikte voor het omgeven van het Össur ventiel (zie figuur 5.5). Schuif een stockinette over het geheel en schuif de PVA zak met voldoende talkpoeder over de koker. Conform de wens van de klant zijn er nu verschillende gietprotocollen die gevolgd kunnen worden. Het belangrijkste is dat er gemiddeld over het dragende gedeelte van de prothese vier lagen koolstof in verschillende richtingen moet zitten, met extra verstevigingen distaal en rond het ventiel. Slijp de koker over de tochtstrip voorzichtig los en haal beide kokers van het gipsmodel. Slijp de trimlijnen netjes, plaats het uitstootventiel en plaats het anker in de juiste stand.

Eerste pas

Het is aan te raden om de cliënt op te roepen voor een eerste pas, dit om de stand van het anker te controleren en te kijken of de cliënt met de stomp in en uit de koker kan. Indien de cliënt niet in de koker komt, dan kan de koker voorzichtig warm geföhnd worden en opgerekt worden over het gipsmodel. Controleer de stand van het anker zowel statisch als dynamisch. Als dit in orde is kan de koker voor de tweede keer overgoten worden.

Tweede Gieting van de buitenkoker

Voor de tweede gieting wordt de buitenkoker volgestort met gips. Na het uitharden van dit gips moet er vlak langs de randen een gootje gekrast worden in het gips, deze rand heeft als functie dat de koolstof die vrij is komen te liggen door het slijpen mooi wordt omsloten en dat de kokerrand een effen kleur krijgt na de tweede gieting (zie figuur 5.6.). Isoleer het gips door het in te smeren met perslijm. De tweede gieting moet minimaal twee lagen koolstof bevatten, waarbij een extra laag koolstof bij de ankerpootjes raadzaam is. Nadat de gieting is uitgehard, kan het gips kapot geslagen worden en kunnen de contourlijnen van de binnen- en buitenkoker netjes geslepen worden. De binnen- en buitenkoker kunnen nu weer terug in elkaar gezet worden en de prothese kan klaar gemaakt worden voor de testfase.

Afgifte prothese

De prothese is nu klaar voor de testfase. Controleer nogmaals of er geen lucht in de koker loopt en of het ventiel goed zijn werk doet. Ook belangrijk is om te controleren of er geen verschuiving is van de binnenkoker in de buitenkoker. Als dit het geval is dan moet dit gefixeerd worden. De cliënt kan nu de prothese een week mee naar huis nemen om te kijken of er na deze week nog op- of aanmerkingen zijn.



Figuur 5.5 plaatsing van de Tochtstrip en Dummy



Figuur 5.6 Koker volgestort met gips voor de tweede gieting

5.4. Productietijd en vergoedingen

Om een indicatie te geven van de arbeids intensiteit van de projectkoker wordt er een vergelijking gemaakt tussen de volgende drie kokers: een transfemorale giethars koker met Thermolyn binnenkoker, een knie-exarticulatie koker met open fitting en een polyforme binnenkoker en de projectkoker. De productie van de transfemorale koker, gemaakt van giethars en een Thermolyn binnenkoker, wordt als de referentie aangehouden. Een knie-exarticulatie koker met open fitting en een Thermolyn binnenkoker heeft een productietijd die 11% lager ligt in vergelijking met de transfemorale koker. De projectkoker heeft een productie tijd die 42% hoger ligt dan die van de transfemorale koker. Deze tijden zijn naar voren gekomen in overleg met de centrale productie van Livit Orthopedie in Waalwijk. Volgens het orthobanda codeboek komt de projectkoker in aanmerking voor de volgende vergoeding: (Zie figuur 5.7).

Code	Aantal minuten	Aantal eenheden	Omschrijving
1.00	1620	80	Bovenbeenkoker, de- en montage uitlijning en afwerking
1.6	120	14	Thermoplastische binnenkoker voor code 1.00
0.05	60	-	Verstrekking nieuwe liner

Figuur 5.7 Vergoedingen voor de transfemorale koker met Thermolyn binnenkoker en de projectkoker.

5.5. Struikelblokken bij de productie en afgifte van de koker

Bij het vervaardigen van de binnenkokers waren er veel problemen met het gelijkmatig verwarmen van de platen. De heteluchtoven die geplaatst was bij Livit vestiging Eindhoven had als nadeel dat de platen aan een bepaalde zijde meer verwarmd werden. Hierdoor rekten de platen aan deze zijde meer uit en ontstond er een groot verschil in dikte van het materiaal proximaal. Een infraroodoven zou betere resultaten opleveren wat betreft gelijkmatige verwarming van de platen. Een extra probleem tijdens het dieptrekken van de binnenkoker was dat er geen gebruik gemaakt kon worden van een stockinette over het gipsmodel. De stockinette gaf een te grove structuur in de koker en zou het vacuüm, tijdens het gebruik van de koker, teniet doen. Door het wegvallen van de stockinette was het moeilijk een correct vacuüm te creëren rondom de dummy van het uitstootventiel, hier diende dan ook extra aandacht aan besteed te worden.

Het verschuiven van de binnenkoker in de buitenkoker is een lastig punt gebleken. De vorm van de distale cup waarop het anker bevestigd zit speelt hierin een grote rol, maar de enige manier om deze verschuiving tot nul te reduceren is het verlijmen van de binnenkoker aan de buitenkoker middels polyurethaan lijm. Bij de eerste projectkoker is getracht te werken met een rotatie en translatie stop in het proximale gedeelte van de koker. Bij het dieptrekken van de Thermolyn binnenkoker werd er op het gipsmodel een kleine dummy aangebracht, deze "bult" in de binnenkoker zou later in de gieting worden ingekapseld en

zodoende verschuiving en rotatie van de binnenkoker ten opzicht van de buitenkoker verhinderen. Deze dummy hield de binnenkoker niet goed op zijn plek en de binnenkoker kon nog steeds transleren in de buitenkoker. Het is niet raadzaam om een dergelijke fixatie niet te gebruiken voor dit type koker. Tijdens het project is getracht deze verschuiving weg te nemen door het plaatsen van een holniet door binnen- en buitenkoker heen, dit heeft een cosmetisch nadeel en kan vermindering van de levensduur van de liner in de hand spelen. Deze holniet verminderde de verschuiving wel, maar bracht deze niet terug naar nul, iets wat wel wenselijk was. De Thermolyn binnenkoker is flexibel maar weinig tot niet elastisch, dit geeft als nadeel dat het verschil in stompomtrek rond de femur condylen en het dunste punt van het bovenbeen (ongeveer acht centimeter boven de femur condylen) niet meer mag bedragen dan drie centimeter. Indien dit verschil groter wordt dan drie centimeter dan kan de cliënt niet in de koker stappen.

Door het vele gebruik van koolstof is het onmogelijk om delen van de koker aan te passen middels een heat-gun. Er zijn echter wel verschillende aanpassingen die goed uitvoerbaar zijn en de flexibiliteit en inzetbaarheid van de koker doen vergroten.

Door plaatsing van opvulmaterialen tussen binnen- en buitenkoker, zoals polyform. Kan er nog enige mate van volume regeling toegepast worden.

Als er distaal klachten of drukplekken zijn dan kan de Thermolyn binnenkoker aan de buitenkant afgeschuurd worden tot deze slechts een millimeter dik is en zodoende kan er ruimte gecreëerd worden om de drukplek te doen verdwijnen.

Het gewicht van de projectkokers is, ondanks het extra materiaal gebruik, beperkt tot een toename van ongeveer 250 gram in vergelijking met de oude prothese.

6. Loopanalyse en ervaringen van de cliënt

Om te achterhalen wat het effect is van de verschillende kokers op het gangbeeld van de gebruiker, is er op 15 januari 2010 een bewegingsanalyse uitgevoerd in het Bewegings Analyse laboratorium (BAL) van de Fontys Paramedische Hogeschool Eindhoven.

Het onderzoek in het BAL had als hoofddoel het achterhalen van de verschillen tussen de kokers. Tijdens het onderzoek werden er drie verschillende kokers met elkaar vergeleken. Er werd aandacht besteedt aan het biomechanisch aspect en aan de mate van inspanning die nodig was tijdens het lopen met de verschillende kokers.

6.1. Methode

Het doel van de metingen in het BAL was om te kijken of er aantoonbare verschillen waren tussen de verschillende kokers. Gedurende het project zijn er twee kokers gemaakt volgens het nieuwe principe. De proefpersoon van het project had ook nog een goed passende prothesekoker waar dagelijks op gelopen werd. Tijdens de metingen in het BAL zijn de volgende drie kokers getest:

- De huidige voorziening waar de cliënt nu mee loopt, een giethars koker met suspensie op de femur condylen, deze koker wordt gedragen met een beklede liner.
- De projectkoker die gebruikt maakt van de standaard bekleden liner.
- De projectkoker die gebruik maakt van de onbektele Alps liner.

Voor de metingen zijn de volgende aannames aangenomen:

- De plaatsing van het anker op de drie verschillende kokers is identiek.

Bij het passen van de verschillende prothesen is dezelfde uitlijning gebruikt, na controle op de L.A.S.A.R. Posture van Otto Bock is naar voren gekomen dat de ankerplaatsing identiek is.

- De loopsnelheid tijdens de metingen op het krachtenplatform is gelijk.

Doordat er bij de verschillende metingen gebruik wordt gemaakt van dezelfde onderbouw (knie en voet) wordt de loopsnelheid zo constant mogelijk gehouden. Per te meten been worden er drie metingen uitgevoerd, hieruit wordt een gemiddelde genomen.

- De lengte van de drie prothesen is identiek, de hoogte van het kniescharnier is voor iedere prothese gelijk. De totale lengte van de prothesen is gelijk gebleken na controle van het bekken. Bij de hoogte van het kniescharnier waren er wel kleine verschillen (ongeveer vijf millimeter), dit hoogteverschil wordt in de metingen buiten beschouwing gelaten om niet teveel variabelen te hebben.

Voor de metingen in het BAL is een meetprotocol opgesteld. In dit meetprotocol wordt uiteengezet hoe de metingen uitgevoerd dienen te worden. In bijlage 1 is te lezen hoe de metingen precies uitgevoerd zijn. Voordat er begonnen is met de metingen heeft de proefpersoon een "Informed Consent" getekend, dit is te vinden in bijlage 2 (Wegens privacy redenen zijn de gegevens van de gebruiker weggelaten).

Hoofdvraag bij de loopanalyse:

- Wat is de invloed van de verschillende kokers op het gangpatroon en energieverbruik tijdens het gaan?

Subvragen bij de loopanalyse:

- Wat zijn de krachten en momenten rond de enkel en knie van beide benen?
- Is er een verschil in energieverbruik tussen de kokers?
- Hoeveel pistoning treedt er op tijdens het gaan?

De verwachte resultaten van de meting:

- Na berekening van de Physiological Cost Index (PCI) is er een duidelijker beeld welke van de drie kokers het minste energie kost tijdens het gaan.
- De grafiek die verkregen wordt tijdens het steunen op het krachtenplatform geeft een duidelijke weergave van de mate van pistoning in de koker. Met name de horizontale kracht van het krachtenplatform geeft weer of er veel of weinig pistoning is.
- Op de camera beelden is te zien of er pistoning optreedt tijdens het gaan.

6.2. Analyse meetgegevens

Voor berekening van de PCI-waarde (zie bijlage 2) volgens MacGregor (1979) is de volgende formule gebruikt: (Wu CH, 1996)

$$PCI = \frac{HF_{inspanning} - HF_{rust}}{V}$$

PCI	:Physiological Cost Index in slagen per meter (sl/m);
HF _{inspanning}	:Hartfrequentie tijdens inspanning in slagen per minuut (sl/min);
HF _{rust}	:Hartfrequentie tijdens rust in slagen per minuut (sl/min);
V	:Wandelsnelheid in meter per minuut (m/min).

Na berekening van de PCI waarde bij gebruik van de drie kokers kwamen de volgende waarden naar voren:

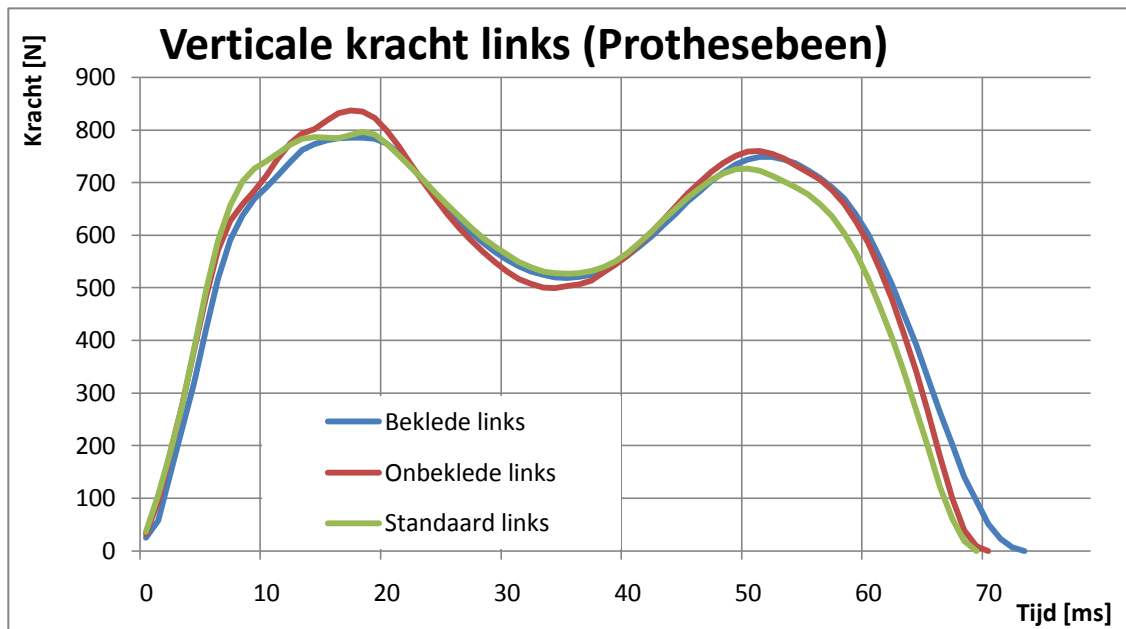
-Standaard koker	PCI: 0,12 Hartslagen/meter
-Projectkoker met beklede liner	PCI: 0,24 Hartslagen/meter
-Projectkoker met onbekte liner	PCI: 0,15 Hartslagen/meter

Dit zou betekenen dat de standaard koker het minste energie verbruikt en de projectkoker met de beklede liner een dubbele hoeveelheid energie kost tijdens het gaan.

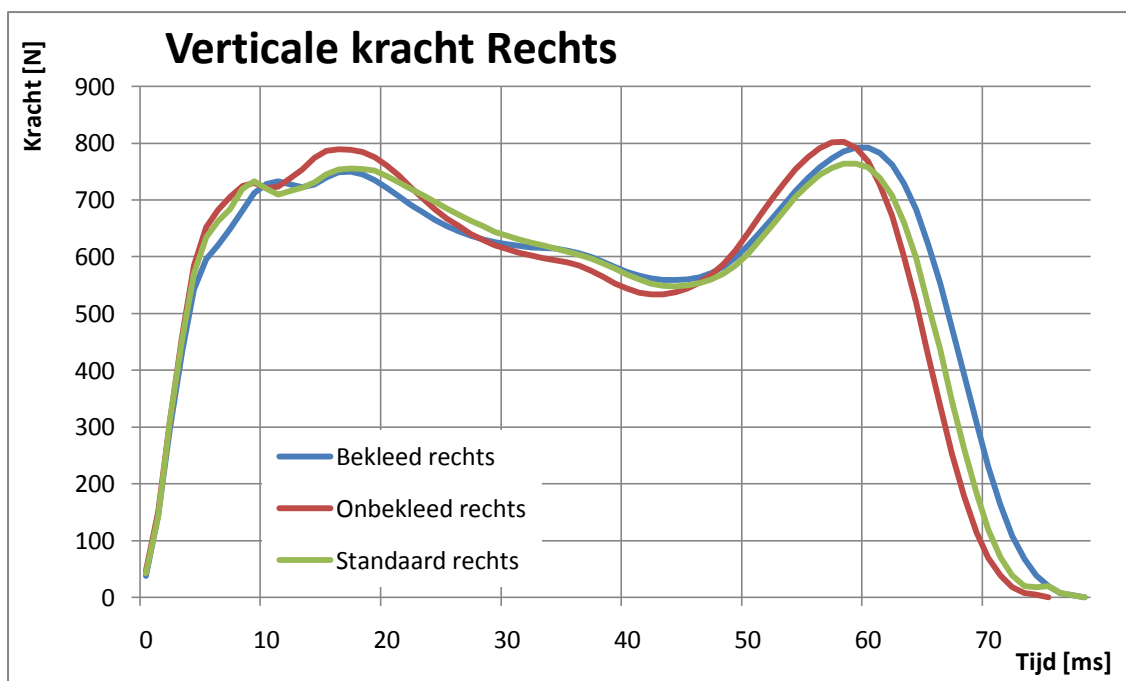
De metingen van het krachtenplatform zijn geanalyseerd met behulp van Excel en Moxie viewer 1.3. De gegevens die uit de metingen naar voren zijn gekomen zijn in Excel ingevoerd. De volgende krachten zijn gebruikt om de metingen te analyseren:

- X-As loopt haaks op de looprichting
- Y-As loopt parallel met de looprichting
- Z-As loopt over een verticale as

Er is een gemiddelde opgesteld van de verticale krachten bij de drie metingen per been. Een weergave van de resultaten is weergegeven in figuur 6.1 en 6.2.



Figuur 5.1 Gemiddelde van de verticale kracht van 3 verschillende prothesen, meting van het prothesebeen.



Figuur 6.2 Gemiddelde van de verticale kracht van 3 verschillende prothesen, meting op het niet aangedane been

Voor de uitvoering van de bewegingsanalyse is er aangenomen dat de verticale krachten goed weergeven of de stomp kan transleren in de koker. Dit zou dan af te lezen zijn in aanloop naar de eerste piek. Na het analyseren van de gegevens bleek hier geen duidelijk verschil in te zien en hierdoor is er geen antwoord op de vraag hoeveel pistoning er mogelijk is in de verschillende prothese kokers. Wat wel opvalt, is dat bij gebruik van de koker met de onbeklede liner de toppen van de grafiek hoger zijn dan bij de twee andere kokers.

Hier is de volgende stelling voor gemaakt:

- Doordat er geen pistoning mogelijk is in de koker neemt de verticale kracht toe,

omdat er minder demping is in de koker. Omdat de stomp al rust op het distale eind van de prothesekoker is er weinig of geen demping, door de afwezigheid van deze demping worden de pieken in de verticale kracht hoger en spitser.

De analyse van de verticale krachten geeft geen duidelijk antwoord op de vraag of er pistoning mogelijk is. Hiervoor is er de volgende hypothese opgesteld:

Er is een verband tussen pistoning, de resultante kracht gemeten op het krachten platform en verplaatsing van het lichaamszwaartepunt in horizontale en verticale richting.

Doordat er pistoning optreedt in de koker voelt de gebruiker zich onzekerder en zal deze een van de twee volgende acties ondernemen:

- Door het afzakken van de koker is er meer ground clearance nodig en neemt de vaulting toe tijdens het gaan.
- Doordat er pistoning ontstaat tijdens het gaan voelt de gebruiker zich onzekerder en gaat breedsporiger lopen om zodoende toch een veiliger gevoel te creëren.

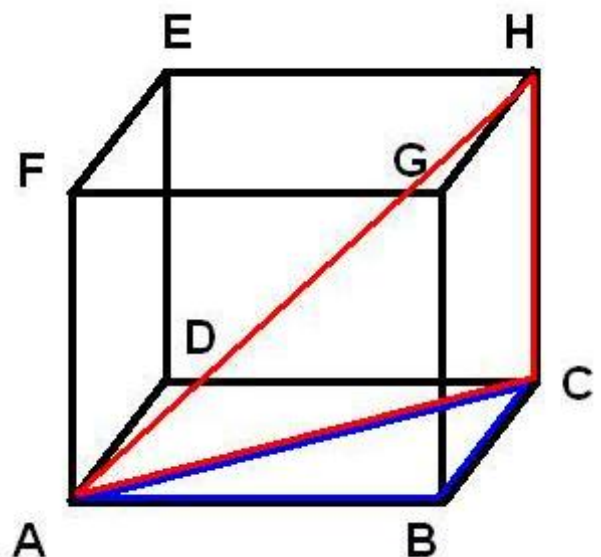
Voor beide reacties op de onzekerheid die ontstaat door pistoning van de koker is er een toename van de verplaatsing van het lichaamszwaartepunt (LZP) in verticale en horizontale richting. Bij een verhoogde LZP verplaatsing neemt de kinetische energie toe van de gebruiker. Deze toename van kinetische energie is af te lezen in de metingen die uitgevoerd zijn met behulp van het krachtenplatform.

Voor een goede weergave van de resultante kracht moeten de X, Y, Z-krachten samengevoegd worden tot één resultante kracht. Er moet een resultante van deze drie krachten berekend worden. Deze berekening is als volgt uitgevoerd: Er is gebruik gemaakt van de stelling van Pythagoras in twee delen. Aangezien de krachten in drie vlakken werken is Pythagoras eerst toegepast door te rekenen met twee assen, de X en Y-as. Deze berekening wordt gevisualiseerd door Figuur 6.3.

Bijvoorbeeld $AB^2 + BC^2 = AC^2$ waarin AC de resultante voorstelt van de X en Y-as.

Vervolgens is deze schuine zijde opgenomen in de volgende Pythagoras vergelijking:

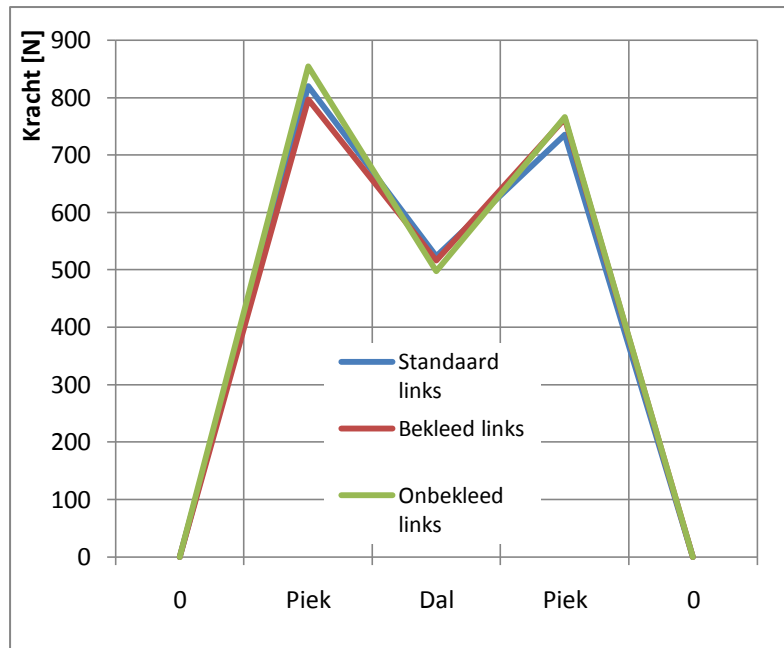
$AC^2 + HC^2 = AH^2$ waarin AH de resultante is van de krachten in de X, Y, en Z-as.



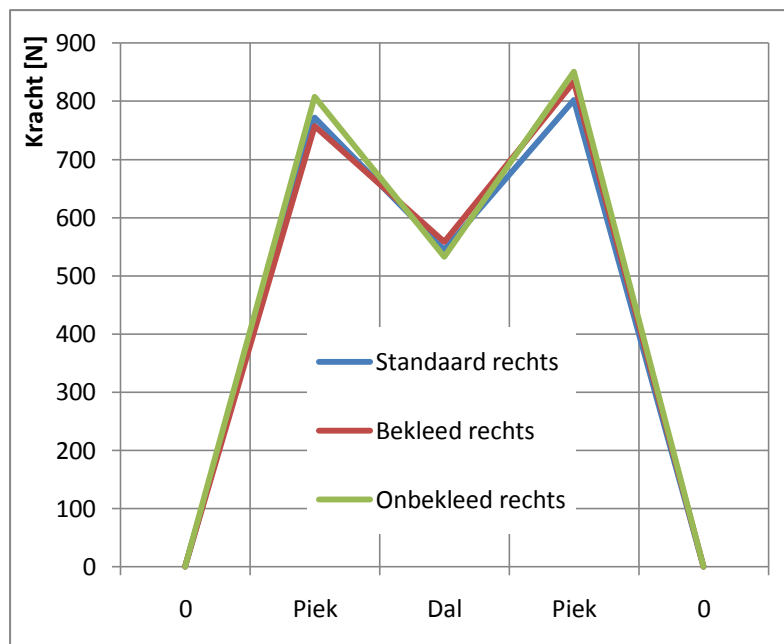
Figuur 6.3 Visualisatie van de berekening voor de resultante van de X-Y-Z-As

Door deze verhoging van de verplaatsing van het LZP is er een toename te zien van de resultante kracht bij de landing op het krachtenplatform.

Om een goed beeld te vormen van deze piekkrachten is het nodig om een goed gemiddelde te verkrijgen. Dit is gepoogd door per meting de hoogste piekwaarde, laagste dalwaarde en vervolgens weer de hoogste piekwaarde te selecteren. Van de drie metingen is zo een gemiddelde verkregen. Als deze gemiddelden uiteengezet worden in een grafiek ziet dat er als volgt uit: (zie figuur 6.4 en 6.5).



Figuur 6.4. Gemiddelde resultante van drie metingen, prothesebeen



Figuur 6.5 Gemiddelde resultante van drie metingen, niet aangedane been.

Hieruit valt op te maken dat de piekwaarden van de koker met de onbeklede liner groter zijn dan die van de overige twee kokers. Dit zou betekenen volgens de opgestelde hypothese dat deze koker de grootste mate van pistoning heeft. Dit omdat de koker een onveilig gevoel geeft wat zich weer uitdrukt in een vergroting van de verplaatsing van het LZP.

Een andere mate van onzekerheid is de stapduur, indien de gebruiker van de prothese zich niet veilig voelt om te steunen op de prothese dan wordt er zo kort mogelijk op het prothesebeen gesteund en zoveel mogelijk op het niet aangedane been. Per meting is de stapduur vastgesteld en hiervan is een gemiddelde berekend (zie figuur 6.6).

Koker type	Stapduur in ms
standaard links	69
bekleed links	71
onbekleed links	71
standaard rechts	74
bekleed rechts	76
onbekleed rechts	73

Figuur 6.6 Overzicht van de gemiddelde stapduur van de verschillende prothesen

Wat opvalt, is dat er langer op het niet aangedane been gesteund wordt dan dat er op het prothesebeen gesteund wordt. Dit is niet verwonderlijk aangezien het prothesebeen weinig bijdraagt aan de voortbrenging. Het niet aangedane been moet bijna al het werk verzetten. De verschillen tussen linker en rechter been bedragen maximaal drie milliseconden, dit verschil is echter te klein om er conclusies aan te verbinden.

De Moxie bestanden die bij de meting gemaakt zijn, zijn geanalyseerd met behulp van de Moxie viewer 1.3. In de Moxie viewer worden de krachten die gemeten worden door het krachtenplatform over de camera beelden heen geprojecteerd. De grondreactiekracht wordt hier duidelijk door gevisualiseerd. Hierdoor is het mogelijk om de momenten en krachten in de verschillende gewrichten te achterhalen. Na uitvoerige analyse van deze bestanden zijn er geen verdere conclusies te verbinden aan de metingen. De beelden geven een vrijwel identiek beeld bij iedere meting.

6.3. Bevindingen van de gebruiker

De gebruiker van de projectkokers had de volgende opmerkingen over de projectkokers:

- De harde proximale ring maakt het zitten onaangenaam, de ring was te ver doorgetrokken naar proximaal, hierdoor gaf dit een te harde ondergrond tijdens het zitten.
- Er bleef tijdens de proefperiode lucht tussen de koker en de liner in komen en deze kon niet altijd geheel uitgestoten worden. Tijdens de loopanalyse in het BAL gaf de cliënt aan dat de koker nu echt hermetisch afgesloten was en dat alle lucht uitgestoten was. Gedurende de metingen in het BAL is dit ook zo gebleven. Het verkregen vacuüm gaf een

hoge mate van controle over de prothese, vooral van toe-off tot en met heel-strike.

- Bij de projectkoker met de beklede liner bleef het uitstootventiel lucht uitstoten.

Het geluid dat het uitstootventiel maakte bij iedere stap werd als hinderlijk ervaren.

- Bij de projectkoker met onbeklede liner bleek de cliënt drukplekken te ontwikkelen ter hoogte van de femur condylen. Deze drukplekken kunnen twee oorzaken hebben gehad: een verkeerde pasvorm of door de dikke liner is er teveel translatie en rotatie mogelijk van de stomp in de liner.

- Het aan en uit doen van de prothese met onbeklede liner was een stuk moeilijker en nam veel extra tijd in. Het aan en uit doen van de prothese nam ongeveer dubbel zoveel tijd in, dit in vergelijking met de standaard prothesekoker.

- De distale cup van de onbeklede liner was te dik en gaf teveel damping. Hierdoor had de gebruiker het gevoel minder controle te hebben tussen heel-strike and foot-flat.

- De gebruiker gaf aan dat er een verhoogde controle over de prothese was gedurende Toe-off tot heel-strike.

6.4. Bevindingen bij de loopanalyse

De metingen die uitgevoerd zijn in het BAL zijn voor een groot deel gebaseerd op aannames. Deze aannames zijn echter niet meer te achterhalen en dit maakt de metingen zeer onbetrouwbaar. De Hypothese "Er is een verband tussen pistoning, de resultante kracht gemeten op het krachten platform en verplaatsing van het lichaamszwaartepunt in horizontale en verticale richting" is na analyse van de gegevens verworpen. De hypothese wordt verworpen op basis van de ervaringen van de gebruiker. De gebruiker van de prothese gaf aan dat, tijdens de metingen in het BAL, de projectkoker met onbeklede liner volledig vacuüm aan de stomp zat en dat er geen pistoning optrad tijdens het gaan. Na analyse van de data kwam juist naar voren dat de projectkoker met onbeklede liner de grootste hoeveelheid pistoning zou hebben omdat de piekwaarden bij deze meting hoger lager dan de andere twee kokers.

Uit de ervaringen van de cliënt komt naar voren dat het gebruik van een uitstootventiel met de beklede liner geen goede combinatie is. Het ventiel blijft lucht uitstoten en de geluiden die hierbij vrij komen zijn hinderlijk. De stof van de liner laat teveel lucht door en hierdoor is pistoning van de stomp in de koker mogelijk.

Een combinatie van beklede liner met een uitstootventiel werkt alleen indien er een sleeve over de prothesekoker gedragen wordt die afsluit op de proximale huid. Hiervoor is minimaal 8 centimeter huidcontact nodig. Hierdoor is het noodzakelijk dat de koker een stuk minder ver doorloopt naar proximaal, dit kan de stabiliteit tijdens het gaan doen verminderen.

In het onderzoeksprotocol wordt beschreven dat de verschillende kokers met dezelfde onderbouw getest zouden worden. De knie van de standaard prothese koker was echter niet meer los te draaien door een fabricage fout van deze koker. Hierdoor is er bij de standaard koker een andere knie gebruikt als bij de andere twee metingen van de projectkoker(Wel

hetzelfde type knie). De knieën zijn zoveel mogelijk identiek afgesteld, maar dit is nooit 100% identiek.

De verschillende resultaten spreken elkaar tegen:

Uit de PCI meting komen de volgende waarden naar voren:

Na berekening van de PCI waarde bij gebruik van de drie kokers kwamen de volgende waarden naar voren:

- Standaard koker	PCI: 0,12 Hartslagen/meter
- Projectkoker met beklede liner	PCI: 0,24 Hartslagen/meter
- Projectkoker met onbeklede liner	PCI: 0,15 Hartslagen/meter

Bij de PCI meting komt de projectkoker met beklede liner als meest energie verbruikende koker naar voren. Het energieverbruik van de projectkoker is dubbel zo hoog in vergelijking met de standaard prothesekoker. Uit de metingen met het krachtenplatform komt een dergelijk duidelijk verschil niet naar voren. Volgens de opgestelde hypothese zou de koker met onbeklede liner het meeste energie moeten verbruiken aangezien de piekwaarden bij het gebruik van deze koker hoger bleken te zijn dan de andere twee kokers.

7. Discussie

Uit de literatuur studie zijn geen bruikbare resultaten naar voren gekomen die vergelijkbaar bleken met de geteste projectkoker. Hierdoor is het niet mogelijk om in de discussie de bevindingen af te zetten tegen de literatuur. Daarom is ervoor gekozen om in de discussie de voor- en nadelen van de projectkoker uiteen te zetten. Ook de variaties en doelgroep worden uiteengezet.

7.1. Voordelen van de projectkoker:

- Het is mogelijk om met een onbeklede liner een vacuüm te creëren dat ervoor zorgt dat de pistoning weggenomen wordt.
- Door het vacuüm heeft de gebruiker een betere controle over de prothese, met name van toe-off tot en met heel-strike.
- Rotatie van de stomp is proximaal niet meer mogelijk, dit kan drukplekken op de femur condylen voorkomen.

7.2. Nadelen van de projectkoker:

- Het gebruik van een beklede liner met een uitstootventiel geeft geen effectief voordeel. Omdat pistoning nog steeds mogelijk is en het uitstootventiel bij iedere stap hinderlijke uitstoot geluiden produceert.
- Het aan- en uit trekken van de prothese met onbeklede liner vereist meer handelingen en neemt ongeveer dubbel zoveel tijd in, dit in vergelijking met de standaard prothesekoker.
- Fabricage van de koker is vrij gecompliceerd.
- Het gebruik van het maanvormige anker van Otto Bock is niet mogelijk (Otto bock code 4670).
- Het gewicht van de koker is hoger dan dat van een gietharskoker zonder binnenkoker (ongeveer 200-250 gram).
- Bij een te groot verschil tussen de omtrek van de femur condylen en de kleinste omtrek van het bovenbeen is het niet mogelijk voor de cliënt om in de koker te stappen. drie à vier centimeter verschil in omtrek maakt dit onmogelijk.
- De harde buitenkoker vermindert het zitcomfort.
- Het is van belang dat de binnenkoker niet in de buitenkoker kan transleren of roteren. Hierdoor is het noodzakelijk dat de binnenkoker gefixeerd wordt met de buitenkoker. Dit maakt aanpassingen aan de koker moeilijk of zelfs onmogelijk.
- De binnenkoker moet in de buitenkoker gefixeerd worden. Hierdoor worden aanpassingen na fixatie van binnenkoker in buitenkoker bemoeilijkt.

7.3. Variaties op de projectkoker

Dat het vacuüm een voordeel heeft ten opzichte van de condylfitting is wel naar voren gekomen. Door de afwezigheid van goede halffabricaten zijn de volgende alternatieven een goede optie:

- Er was tijdens het project veel moeite met het fixeren van de binnenkoker in de

buitenkoker. Er bleef pistoning ontstaan tussen de twee kokers.

Hierdoor wordt de Polytol knie-exarticulatie van Otto Bock een aantrekkelijker alternatief.

Deze koker bestaat uit één deel en kan hierdoor niet verschuiven.

- Een koker bestaande uit de Thermolyn LDPE koker met daarover het koolstof frame, waarbij het geheel slechts $\frac{3}{4}$ van de stomp bedekt. Een sleeve die over de koker heen wordt getrokken en afsluit op de huid. Deze sleeve zal verhinderen dat er lucht tussen de liner en de koker kan komen. In hoeverre de lagere koker voldoende stabiliteit geeft is per cliënt verschillend. De vermindering van stabiliteit wordt weer deels gecompenseerd door de toegenomen controle over de prothese gedurende toe-off tot en met heel-strike.

- Het zitcomfort van de projectkokers was minimaal. Hier zijn aanpassingen voor nodig om het zitcomfort te verhogen. Een oplossing zou kunnen zijn om de proximale ring ongeveer tien centimeter distaler te laten eindigen. Een andere oplossing zou kunnen zijn om het dorsale gedeelte van de proximale ring te vervangen door een niet rekbare band.

7.4. Doelgroep van de projectkoker

De uiteindelijke doelgroep voor de projectkoker is erg klein.

- Een geatrofieerde amputatiestomp waarbij het verschil tussen de omtrek van de condylen en het dunste punt van de amputatiestomp niet meer bedraagt dan 4 centimeter.

- Voor mensen met een amputatie volgens Gritti strokes en Slocum/Mazet zou deze koker met onbeklede liner een goed alternatief zijn. Dit omdat er bij deze amputatievormen veel problemen optreden door rotatie van de koker, doordat de femurcondylen grotendeels zijn weggenomen. Door gebruik te maken van de onbeklede liner is er geen rotatie meer mogelijk van de koker. Voorheen was het dan noodzakelijk om een rotatiestop toe te passen door de koker te fixeren op een van de botpunten van het os coxae. Dit zou met de projectkoker niet nodig hoeven te zijn.

- In hoeverre de projectkoker bruikbaar is voor amputatiestompen met meer weke delen is onbekend. Voor meer cilindrische stompvormen is het eenvoudiger een koker seal-in liner te gebruiken

8. Conclusie

Allereerst is er een antwoord gezocht op de subvraag of het mogelijk is een vacuüm, tussen liner en koker, toe te passen bij geatrofieerde knie-exarticulatie stompen. Er zijn al enige jaren seal-in liners op de markt die een vacuüm tussen stomp en koker veroorzaken, deze seal-in liners zijn voornamelijk bruikbaar bij cilindrische of conische knie-exarticulatie stompen. Voor geatrofieerde stompen bestaat er tot op heden nog geen liner die dezelfde werking heeft als de seal-in liners. Gedurende het project is aangetoond dat het mogelijk is een vacuüm te verkrijgen tussen liner en prothesekoker door gebruik te maken van de Alps ELPX Superstretch Easyliner en een uitstootventiel. Er zijn echter ook nadelen aan het gebruik van de Alps liner. De praktijk heeft uitgewezen dat; de liner goed aansluit op de stomp en pistoning van de stomp in de koker doet wegnemen. Maar door te grote wanddikte van de liner verschuiven binnen- en buitenzijde van de liner teveel, hierdoor ontstonden er drukplekken ter hoogte van de femur condylen.

Er is bij het project gebruik gemaakt van het transfemorale uitstootventiel van Össur (Össur expulsion valve 552). Het gebruik van dit ventiel berust op een compromis, het ideale uitstootventiel voor de projectkoker is tot op heden niet op de markt gebracht. Voor een verdere verbetering van de projectkoker is het noodzakelijk dat er nieuwe typen liners en uitstootventielen op de markt komen.

Vervolgens is er een antwoord gezocht op de subvraag of het mogelijk is meer ruimte te maken voor spiercontracties in de koker. Volgens het principe van de Islandic New York (ISNY) transfemorale prothese koker is tijdens het project mogelijk gebleken om een zachte binnenkoker te plaatsen die vormveranderingen van de amputatiestomp toelaat. Door het toelaten van deze vormverandering worden de spieren minder belemmerd in hun contractie.

De laatste subvraag die beantwoord diende te worden was of het mogelijk is de cosmetiek van de knie-exarticulatie prothese te verbeteren.

Het is moeilijk om de cosmetiek van knie-exarticulatie prothesen te verbeteren. Door een goede keuze te maken van de halffabricaten (anker, knie, etc.) is het mogelijk de cosmetiek van de knie-exarticulatie prothesen te optimaliseren. Het is gedurende het project niet gelukt om tot nieuwe inzichten omtrent verbeteringen van de cosmetiek te komen.

Door het samenvoegen van de subvragen is er een antwoord op de volgende hoofdvraag gevonden: Hoe kan er gebruik makend van de huidige halffabricaten en materialen een kokervorm gemaakt worden die een betere cosmetiek en werking geeft dan de huidige kokervarianten?

Het is mogelijk een betere werking te verkrijgen bij knie-exarticulatie kokers. De verbeterde werking is vooral te danken aan het plaatsen van een vacuüm tussen de liner en de prothesekoker. Het verkrijgen van dit vacuüm bij de projectkoker is een moeilijke opgave, omdat de huidige liners en ventielen die verkrijgbaar zijn op de markt niet voldeden aan de gestelde eisen. Er is geen winst behaald in het verbeteren van de cosmetiek in vergelijking

met de huidige prothese voorzieningen. De metingen die verricht zijn in het BAL, ter controle van de projectkoker, zijn niet de goede metingen gebleken om de hoeveelheid pistoning in de koker te kunnen controleren. De metingen zijn door de grote aantallen aannames niet representatief en dienen alleen als indicatie gebruikt te worden. De metingen zijn te onnauwkeurig om er conclusies uit te trekken.

De populatie die baat heeft bij de projectkoker is erg klein. Hierdoor is de verwachting dat de projectkoker in het orthopedische werkveld weinig gebruikt zal worden. De principes die achter de projectkoker zitten, zullen wel vaker in het orthopedische werkveld toegepast kunnen worden. Hierbij wordt er vooral gedacht aan het toepassen van vacuüm systemen bij knie-exarticulatie prothesen.

9. Aanbevelingen

Enkele andere keuzes die afgewogen kunnen worden:

- Bij de projectkokers wordt er steeds gebruik gemaakt van Thermolyn soft LDPE platen van Otto Bock. Maar het zou ook goed mogelijk zijn dat Thermolyn supersoft betere resultaten oplevert dan de Thermolyn soft platen. De functie van de Thermolyn binnenkoker is voornamelijk het verzorgen van een vacuüm van distaal tot aan proximaal.

Bij gebruik van een zachtere binnenkoker is er misschien meer ruimte voor spiercontracties omdat het materiaal zich makkelijker vormt naar de anatomische structuren de stomp.

Hiervoor zijn echter wel meer testen nodig. Tijdens het project is er wel geëxperimenteerd met een zachtere Thermolyn binnenkoker, destijds is hier niet mee doorgegaan omdat er vanuit gegaan werd dat dit onvoldoende steun zou geven.

- Bij de maatname kan het mogelijk zijn dat er geen supracondylaire druk meer nodig is, aangezien de suspensie van de koker gebeurt door middel van een vacuüm.

Een medewerker van Otto Bock gaf aan dat er bij een cliënt juist een toename was van de supracondylaire omtreksmaat doordat er geen supracondylaire druk meer toegepast werd.

Dit zou betekenen dat er meer spierwerking zou zijn als de supracondylaire druk zou verminderen. Volgens de medewerker van Otto Bock was dit in het geval van zijn cliënt 13 centimeter toegenomen supracondylaire omtrek in een jaar tijd, echter is hier pas één casus van bekend. Het wegnemen van de supracondylaire druk kan als gevolg hebben dat er minder rotatiestabiliteit is van de stomp in de koker. Hier staat echter tegenover dat de projectkoker proximaal een extra mate van rotatie weerstand geeft.

Dit zijn echter casus afhankelijke cijfers, hier is nog extra onderzoek voor nodig.

- Het is eventueel ook mogelijk om het ventiel niet in de met koolstof versterkte cup te plaatsen, maar juist enkele centimeter hierboven. Zolang het uitstootventiel op het sokje zit dat over de onbeklede liner heen wordt aangetrokken, dan kan het uitstootventiel zijn overvloedige lucht uitstoten. De beste plaatsing van dit ventiel is nog steeds dorsaal, aangezien het hier het minste de cosmetiek van de prothese aantast. Door het hoger plaatsen van het ventiel komt de maximale knie flexie van de prothese niet in gevaar.

De metingen in het BAL waren niet de juist metingen om te achterhalen wat er in het onderzoeksprotocol is gevraagd. Indien er betrouwbare metingen uitgevoerd dienen te worden dan zou de ideale meting als volgt uit zien:

- Gebruik van een meting in 3D, gebruik makend van reflecterende markers.
- Meer dan drie metingen per been, ongeveer 10 metingen per been.
- PCI waarde bepaling door gebruik te maken van een loopband en een systeem dat registreert hoeveel zuurstof er gedurende de inspanning gebruikt is.

De metingen van de drie prothese kokers zijn in één dag voltrokken in het BAL.

Iedere koker heeft zijn eigen loop eigenschappen. Het zou beter zijn voor de metingen als de koker getest wordt in het BAL, nadat deze koker een week gedragen is en direct na die week getest wordt in het BAL. Hierdoor is de gebruiker gewend en vertrouwd met de koker en zijn de meting betrouwbaarder.

Literatuurlijst

Susak Z, Freund IE, Onna I, Mendes DG. A modified knee disarticulation: A case report. Clin Orth and Related Rsc Jan. 1986;202:254-7.

Duis K, Bosmans JC, Voesten HGJ ea. Knee disarticulation: survival, wound healing and ambulation. A historic cohort study. March 2009. Prosthetics and Orthotics International. 33 (1): 52-60)

Geertzen JHB, Rietman JS. Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit. 2008. 2^e druk. Lemma Den Haag

Tingleff H. A newly developed socket design for a knee disarticulation amputee who is an active athlete. 2002, 26, 72-75

Baumgartner RF. Knee disarticulation versus above-knee amputation. Prosthet Orthot Int. 1979 Apr;3(1):15-19.

Persson BM, Liedberg E. Measurement of maximal end-weight-bearing in lower limb amputees. Prosthet Orthot Int. 1982 Dec;6(3):147-151.

Hagberg E, et al. Function after through-knee compared with below-knee and above-knee amputation. Prosthet Orthot Int. 1992 Dec; 16, 168-173.

Haiblin Z, Cloud A. The Permeability Characteristics of Silicone Rubber. Global Advances in Materials and Process Engineering", proceedings, Coatings and Sealants Section, 2006, Dallas, TX. ISBN 978-0-938994

Wu CH. Physiological Cost Index of Walking for Normal Adults. Department of Rehabilitation, Ten-Chen General Hospital, Jhongli, 1996.

Figurenlijst

Figuur 1.1. Overzicht van verschillende kokervormen gemaakt door Otto Bock. Tweede koker van links is de knie-exarticulatie koker, de inspiratiebron voor het project.

Bron: Otto Bock product catalogus: Prothesen onderste ledematen 2008. Auteur: Otto Bock Benelux. Bladzijde 22

Figuur 2.1. Overzicht van de studie uitgevoerd door Persson en Liefberg (1982)

Bron: Measurement of maximal end-weight-bearing in lower limb amputees. Prosthet Orthot Int. 1982 Dec;6(3):147-51. Auteur: Persson BM, Liedberg E. Bladzijde 149

Figuur 2.2. Incisie bij knie-exarticulatie volgens Tracey. Bron: Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit. 2008. 2^e druk. Lemma Den Haag. Auteur: Geertzen JHB, Rietman JS. Bladzijde 65.

Figuur 2.3. Reguliere knie-exarticulatie en knie-exarticulatie volgens Slocum en Gritty. Bron: Knee disarticulation versus above-knee amputation. Prosthet Orthot Int. 1979 Apr;3(1):15-19. Auteur: Baumgartner RF. Bladzijde 15.

Figuur 3.1. Opvulling bij een knie exarticulatie, proximaal van de femur condylen zijn polyform pads geplaatst. Reguliere knie-exarticulatie en knie-exarticulatie volgens Slocum en Gritty. Bron: Knee disarticulation versus above-knee amputation. Prosthet Orthot Int. 1979 Apr;3(1):15-19. Auteur: Baumgartner RF. Bladzijde 18.

Figuur 3.2. Leren koker met vetersluiting. Bron: Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit. 2008. 2^e druk. Lemma Den Haag. Auteur: Geertzen JHB, Rietman JS. Bladzijde 250.

Figuur 3.3. Koker met open fitting met polyforme binnenkoker. Foto genomen door Luuk van Kreij.

Figuur 3.4. Gesloten koker met polyforme binnenkoker. Foto genomen door Luuk van Kreij.

Figuur 3.5. Koker met ski-sluitingen. Bron: www.rug.nl/bewegingswetenschappen. Auteur: Rijks universiteit Groningen.

Figuur 3.6 Seal-in liner van Össur. Bron: www.ossur.com.

Figuur 3.7. Koker gegoten met Polytol. Bron: Polytol, fabrication of polytol prosthetic sockets. Technical information 7.4.1. Auteur: Otto Bock Academy. Bladzijde 26.

Figuur 4.1. Össur expulsion valve 551. Bron: www.ossur.com.

Figuur 4.2. Össur expulsion valve 552. Bron: www.ossur.com.

Figuur 4.3. Alps ELPX Superstretch Easyliner. Foto genomen door Luuk van Kreij.

Figuur 4.4. Transfemorale ISNY koker. Bron: Otto Bock Modular Above Knee Prosthesis Fabrication of a Flexible Inner Socket with Laminated Frame (ISNY-Socket) Ready for Trial Walking Technical information 2.3.5. Auteur: Otto Bock Duitsland. Bladzijde 31.

Figuur 4.5. Bovenbeenlengte verschil bij knie-exarticulatie prothesen. Bron: Function after through-knee compared with below-knee and above-knee amputation. Prosthet Orthot Int. 1992 Dec; 16, 168-173. Auteur: Hagberg E, et al. Bladzijde 168.

Figuur 4.6. Proximaal is het maanvormige anker van Otto Bock bevestigd op het knie gewricht. Bron: Knee mechanisms for through-knee prostheses. Prosthet Orthot Int. 1983 Aug;7(2):107-112. Auteur: Oberg K. Bladzijde 108.

Figuur 4.7.1. Enkel assig kniescharnier met mannelijk anker in volledige extensie. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 4.7.2. Enkel assig kniescharnier met mannelijk anker in volledige flexie. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 4.7.3. Meerassig kniescharnier met schroefadapter in extensie. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 4.7.4. Meerassig kniescharnier met schroefadapter in flexie. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 4.8. Lateraal zicht op de projectkoker. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 4.9. Frontaal zicht op de projectkoker. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.1. Foam op de mediale en laterale femur condylen. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.2. Drukrichting en intercondylaire druk bij de maatname. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.3. Supra condylaire druk. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.4. Ruimte geven voor de adductor pezen. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.5. plaatsing van de Tochtstrip en Dummy. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.6. Koker volgestort met gips voor de tweede gieting. Foto genomen door Luuk van Kreijl.

Figuur 5.7. Vergoedingen voor de transfemorale koker met Thermolyn binnenkoker en de projectkoker. Tabel opgesteld door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.1. Gemiddelde van de verticale kracht van 3 verschillende prothesen, meting van het prothesebeen. Grafiek opgesteld door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.2. Gemiddelde van de verticale kracht van 3 verschillende prothesen, meting op het niet aangedane been. Grafiek opgesteld door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.3. Visualisatie van de berekening voor de resultante van de X-Y-Z-As. Figuur gemaakt door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.4. Gemiddelde resultante van drie metingen, prothesebeen. Grafiek opgesteld door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.5. Gemiddelde resultante van drie metingen, niet aangedane been. Grafiek opgesteld door door Luuk van Kreijl.

Figuur 6.6. Overzicht van de gemiddelde stapduur van de verschillende prothesen. Tabel opgesteld door Luuk van Kreijl.

Bijlagen

Bijlage 1: Onderzoeksprotocol metingen in het Bewegings Analyse Laboratorium van 15 januari 2010

Bijlage 2: Informed Consent

Bijlage 1. Onderzoeksprotocol Bewegings Analyse Laboratorium

Onderzoeksprotocol

Toetsing van de invloeden van verschillende
kokervormen op het gangpatroon van een cliënt met
een knie exarticulatie.

Projectleden:	Luuk van Kreij
Proefpersoon:	Bram B.
Datum:	15-12-2010

Inhoudsopgave

1. Inleiding	53
2. Onderzoeksvraag	54
3. Onderzoeksopzet	55
4. Werkwijze metingen	56
Bijlage 1: Scoreformulier looplaboratorium: "BAL"	58
Bijlage 2: Physiological Cost Index (PCI)	60

1. Inleiding

Dit onderzoek maakt deel uit van het afstuderen aan de opleiding: “orthopedische technologie” aan de Fontys Hogeschool te Eindhoven. Het onderzoek zal gelijktijdig plaatsvinden met een afstudeerstage. Het onderzoek wordt uitgevoerd in opdracht van Livit orthopedie Eindhoven.

Het afstudeer onderzoek gedurende de stage bij Livit orthopedie Eindhoven, dat door de student Luuk van Kreij wordt uitgevoerd heeft als doel het optimaliseren van knie exarticulatie kokers voor cliënten met een sterk geatrofieerde stomp.

Gedurende dit onderzoek zijn er concepten van deze nieuwe koker vorm ontstaan, het doel van de metingen in het Bewegings Analyse Laboratorium (BAL) is aan te tonen waar het verschil met de nieuwe kokervorm zit ten opzichte van de huidige meer conventionele kokers.

Begeleiders van de afstudeerder zijn:

Dhr. R.van Gestel	Orthopedisch instrumentmaker	Livit Eindhoven
Dhr. C. Brackel	Vestigingsmanager	Livit Eindhoven
Mevr. L. van Dijk	Afstudeer coördinator	Fontys Hogeschool Eindhoven
Dhr H. van de Vrande	Coördinator BAL Laboratorium	Fontys Hogeschool Eindhoven

2. Onderzoeksvraag

Het onderzoek in het Bewegings Analyse Laboratorium heeft als hoofddoel het achterhalen van de verschillen tussen de kokers. Tijdens het onderzoek worden er drie verschillende kokers met elkaar vergeleken in biomechanisch opzicht en mate van inspanning die nodig tijdens het lopen met de verschillende kokers. De kokers die getest gaan worden:

- De huidige voorziening waar de cliënt nu mee loopt, een gegoten koker met condylfitting.
- De projectkoker die gebruikt maakt van de standaard liner.
- De projectkoker die gebruik maakt van de onbeklede liner.

Al deze drie kokers zullen getest worden met dezelfde onderbouw (knie en voet).

Hoofdvraag

Wat is de invloed van de verschillende kokers op het gangpatroon en energieverbruik tijdens het gaan?

Om antwoord te geven op bovenstaande vraag wordt in dit onderzoek gekeken naar de volgende zaken:

- krachten en momenten rond de enkel en knie van beide benen
- Energieverbruik
- Hoeveel de stomp kan transleren in de koker tijdens de gang

Het concept voor een nieuwe koker type voor knie exarticulatie is ontstaan omdat de huidige koker vormen niet afdoende waren voor de cliënt dus het was noodzakelijk dat er een nieuw concept bedacht werd. Het concept idee bestaat uit een flexibele binnenkoker en een rigide buitenkoker.

Uit dit concept zijn weer 2 verschillende versies uitgewerkt.

De eerste koker maakt gebruik van een standaard beklede liner, de cliënt rolt de liner aan en stapt in de koker, onderin de koker zit een uitstootventiel dat een vacuüm voorziet tussen de binnenkoker en de liner. Omdat de liner bekleed is met stof kan er nog steeds vanaf proximaal lucht binnenkomen en het vacuüm doen afnemen.

De tweede koker maakt gebruik van een onbeklede liner, dit houdt in dat de liner niet is voorzien van de standaard bekleding, de binnen en buitenkant van de liner hebben dezelfde structuur. De cliënt rolt de liner aan zoals gebruikelijk, vervolgens word er om het distale uiteinde van de stomp een klein kousje aangetrokken dat tot vijf cm over de condylen reikt. Met liner en kousje stapt de cliënt in de koker, ook hier is een distaal een uitstootventiel geplaatst, en de lucht wordt uitgestoten. Deze kokervorm heeft als groot pluspunt dat er geen lucht tussen de liner en de binnenkoker naar binnen gezogen kan worden aangezien er proximaal een afsluitende ring is tussen liner en binnenkoker.

3. Onderzoeksopzet

Het onderzoek zal uitgevoerd worden in het Bewegings Analyse Lab (BAL) van de Fontys Paramedische Hogeschool te Eindhoven. In dit looplaboratorium is een krachtenplatform aanwezig en kunnen videobeelden van het looppatroon gemaakt worden. Ook is er de mogelijkheid om de Physiological Cost Index (PCI) te bepalen (zie bijlage 2: Physiological Cost Index).

Tijdens het onderzoek zal een cliënt met een knie exarticulatie verschillende tests afleggen. Deze tests dienen uitgevoerd te worden met de drie verschillende kokers.

Nadat alle gegevens verzameld zijn, zullen de gegevens geanalyseerd worden. De verkregen gegevens zullen op een later tijdstip geanalyseerd worden.

Voor het verkrijgen van de gegevens worden de volgende testen doorlopen:

- Een looptest over het krachtenplatform, waarbij gelijktijdig videobeelden gemaakt worden
- Looptest met een camera die meeloopt met de patiënt
- Een looptest om de PCI te bepalen

4. Werkwijze metingen

In dit hoofdstuk wordt uitgelegd hoe de metingen uitgevoerd dienen te worden.

Indien er verwezen wordt naar de tabel dan is dat de tabel uit bijlage 1: "Scoreformulier looplaboratorium: BAL"

De cliënt wordt om 9:00 uur verwacht, dan kan er meteen begonnen worden. Geef de cliënt een korte uitleg over de indeling van de ochtend en de werking van het krachtenplatform. Geef de cliënt de mogelijkheid om even om te kleden en een korte sportbroek aan te trekken. Verzoeken dat de cliënt zijn prothese even uit kan doen en de aanwezige cosmetiek te verwijderen, zodat de verschillende onderdelen van de prothese goed te zien zijn op de camera.

Op de gang voor het Bewegings Analyse Laboratorium moet een parcours uitgezet worden, 2 pionnen dienen 20 meter uit elkaar gezet.

De hartslagmeter wordt omgedaan bij de cliënt, deze hartslagmeter moet net onder het borstbeen bevestigd worden. Geef de cliënt uitleg over de meting die er zo meteen afgenomen wordt.

Meting 1: Physiological Cost Index meting

Vraag of de cliënt 3 minuten lang op en neer wil lopen tussen de twee pionnen met een comfortabele loopsnelheid. Tijdens deze 3 minuten lees je iedere 30 seconden de hartslag af van de hartslagmeter, noteer dit in de tabel. Houd de afstand bij die de cliënt gedurende deze drie minuten aflegt, noteer dit in de tabel.

Vraag de cliënt om te gaan zitten en rust te nemen. Houd de stopwatch in de gaten en lees de hartslag af 5 minuten na het einde van de meting, dit is de rusthartslag, noteer dit in de tabel.

Meting 2: Krachtenplatform

Nu gaan we over op de metingen met behulp van het krachtenplatform.

Laat de cliënt starten op het meetplatform en vraag of de cliënt 5 stappen naar voren wil maken.

Markeer de plek waar de cliënt zijn 4^e stap neerzet, dit wordt de startlocatie van de meting. De camera staat stationair opgesteld en dient juist geijkt te zijn.

Start de meting en vraag de cliënt of hij naar de andere kant van de kamer kan lopen zonder naar beneden te kijken. Indien de voet goed geland is op het krachtenplatform is kan dit opgeslagen worden als de eerste goede meting. Nu de cliënt aan de andere kant van het BAL staat kan het andere been gemeten worden. Plaats een markering op dezelfde afstand van het krachtenplatform op de grond, dit is de startlocatie voor de meting van het andere been. Start de meting en vraag de cliënt of hij naar de andere kant van de kamer kan lopen zonder naar beneden te kijken. Indien de voet goed geland is op het krachtenplatform is kan dit opgeslagen worden als de tweede goede meting. Het is de bedoeling dat er van beide benen drie goede metingen verricht worden. Onder een goede meting wordt verstaan dat de voet

van het te meten been geheel op de plaat terecht is gekomen en dat dit gemeten been neerkomt aan de kant waar de camera opgesteld is.

Meting 3: Gangbeeld analyse met camera

Nu wordt de camera gebruikt om het looppatroon vast te leggen op film, dit gebeurt door de camera mee te laten lopen naast de cliënt.

Vraag de cliënt naar de andere kant van de kamer te lopen, terwijl de cliënt loopt, neemt de camera op en word deze met dezelfde snelheid naast de cliënt gehouden.

Hier volstaan goede twee metingen per been, twee maal vanaf links gefilmd en twee maal vanaf rechts gefilmd. Onder een goede meting wordt verstaan dat de cliënt tot aan zijn schouders geheel in beeld is, er geen andere lichaamsdelen buiten beeld vallen en dat er tijdens het filmen 4 volledige schreden goed in beeld zijn gebracht.

Metingen 2^e prothese koker:

Nu zijn de metingen van de eerste prothesekoker klaar, dit was de koolstof koker die gedragen wordt met de beklede (standaard) liner.

Vraag de cliënt of de prothese uit kan doen. Schroef de onderbouw los van de prothese koker en schroef deze onder de andere koolstof koker (de koker die gebruikt word met de onbekte liner).

Verwissel de buis tussen knie en voet, plaats de buis zoals afgetekend en draai alleen aan de schroeven die niet afgeplakt zijn. Controleer of alle schroeven vast zitten.

Vraag of de cliënt de onbekte liner aan kan doen, met daar overheen het korte kousje.

De cliënt kan nu de prothese aandoen.

Doorloop nu dezelfde metingen die zojuist met de andere koker zijn uitgevoerd. (metingen 1, 2 en 3)

Metingen 3^e prothese koker:

Vraag de cliënt of de prothese uit kan doen. Draai de voet lost en plaats deze onder de koker met het brillenmotief. (Hier zit de knie en buis onder van de cliënt zelf) De cliënt kan nu de onbekte liner weer uit doen en de standaard liner weer aantrekken en in de (brillen) koker stappen.

Doorloop nu wederom dezelfde metingen die zojuist met de andere kokers zijn uitgevoerd. (metingen 1, 2 en 3)

De metingen zijn nu afgerond, plaats de cosmetiek terug over de prothese met het brillen motief er op.

Zet de metingen over op de USB stick.

Ruim de gebruikte spullen op en zorg ervoor dat je het BAL netjes achterlaat!

Bijlage 1: Scoreformulier looplaboratorium: "BAL"

Scoreformulier "BAL"		
Naam cliënt:	Bram B.	Geboortedatum: 1978
Datum:	15 januari 2010	Gewicht: 75 kilogram
Gebruikte koker:	Koolstof koker met beklede liner	
Psychological Cost Index		
Hartslag na	30 sec	84 B/min
	60 sec	84 B/min
	90 sec	93 B/min
	120 sec	84 B/min
	150 sec	85 B/min
	180 sec	84 B/min
	5 minuten rust	68 B/min
Gelopen tijd		3min
Gelopen afstand		223 m
Snelheid		74,3 m/min

PCI waarde: 0.237 slagen/meter

Scoreformulier "BAL"		
Naam cliënt:	Bram B.	Geboortedatum:1978
Datum:	15-1-2010	Gewicht:75 kilogram
Gebruikte koker:	Koolstof koker met onbektele liner	
Psychological Cost Index		
Hartslag na	30 sec	80 B/min
	60 sec	86 B/min
	90 sec	79 B/min
	120 sec	76 B/min
	150 sec	82 B/min
	180 sec	74 B/min
	5 minuten rust	69 B/min
Gelopen tijd		3 min
Gelopen afstand		217 m
Snelheid		72,3m/min

PCI waarde: 0.145 slagen/meter

Scoreformulier "BAL"		
Naam cliënt:	Bram B.	Geboortedatum: 1978
Datum:	15-1-2010	Gewicht: 75 kilogram
Gebruikte koker:	Standaard koker	
Psychological Cost Index		
Hartslag na	30 sec	75 B/min
	60 sec	76 B/min
	90 sec	77 B/min
	120 sec	76 B/min
	150 sec	77 B/min
	180 sec	79 B/min
	5 minuten rust	68 B/min
Gelopen tijd		3 min
Gelopen afstand		210 m
Snelheid		73.3 m/min

PCI waarde: 0.118 slagen/meter

Bijlage 2: Physiological Cost Index (PCI)

De Physiological Cost index is een methode om mate van energieverbruik tijdens het wandelen te bepalen. Wanneer het energieverbruik van een persoon omhoog gaat, zal ook de hartslag stijgen. De PCI is een betrouwbare methode om de mate van inspanning te bepalen.

Testprotocol

Om de PCI te bepalen dient de cliënt een hartslagmeter te dragen. Daarna zal de cliënt gedurende drie minuten moeten lopen. Tijdens het lopen wordt de hartslag zes keer opgenomen. Na deze drie minuten lopen, wordt de afgelegde afstand bepaald. Na een rustperiode van minimaal vijf minuten, dient de rusthartslag bepaald te worden.

PCI berekening

Om de PCI te berekenen, wordt gebruik gemaakt van de volgende formule:

$$PCI = \frac{HF_{inspanning} - HF_{rust}}{V}$$

PCI	:	Physiological Cost Index in slagen per meter (sl/m)
$HF_{inspanning}$	:	hartfrequentie tijdens inspanning in slagen per minuut (sl/min)
HF_{rust}	:	hartfrequentie tijdens rust in slagen per minuut (sl/min)
V	:	wandelsnelheid in meter per minuut (m/min).

Bijlage 2. Informed consent

**Verklaring tot toestemming voor deelname aan het onderzoek:
“informed consent”**

**Titel onderzoek
“Optimalisatie van knie exarticulatie kokers”**

Ik, ondergetekende, heb mondeling informatie ontvangen waarin is aangegeven dat de video en de meetgegevens die van mij geregistreerd zijn in het Bewegings Analyse Laboratorium (BAL) van de Fontys hogeschool Eindhoven, gebruikt mogen worden voor het onderzoek van Luuk van Kreij, Stagiaire Livit Orthopedie vestiging Eindhoven, die dit gebruikt voor zijn afstudeeropdracht.

Daarbij ben ik mondeling en schriftelijk op de hoogte gebracht van het doel van het onderzoek en de gang van zaken. Ik doe geheel vrijwillig mee aan dit onderzoek en kan mij op ieder moment hiervan weer terugtrekken of aangeven dat mijn gegevens niet gebruikt mogen worden.

Naam patiënt:
Geboortedatum:
Datum:

Handtekening: