

Realtime feedback maatname apparaat bij transtibiale prothese patiënten.

Een proof of concept

Daan Michel Dominique HEUNGENS

Promotor(en): Prof. Dr. Ir. L. Labey

Co-promotor(en): Dr. Ir. V. Creylman

Masterproef ingediend tot het behalen van de
graad van master of Science in de industriële
wetenschappen: *elektromechanica*,
afstudeerrichting elektromechanica

Academiejaar 2018-2019

© Copyright KU Leuven

Zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van zowel de promotor(en) als de auteur(s) is overnemen, kopiëren, gebruiken of realiseren van deze uitgave of gedeelten ervan verboden. Voor aanvragen i.v.m. het overnemen en/of gebruik en/of realisatie van gedeelten uit deze publicatie, kan u zich richten tot KU Leuven Campus Geel, Kleinhoefstraat 4, B-2440 Geel, +32 14 72 13 00 of via e-mail iiw.geel@kuleuven.be.

Voorafgaande schriftelijke toestemming van de promotor(en) is eveneens vereist voor het aanwenden van de in deze masterproef beschreven (originele) methoden, producten, schakelingen en programma's voor industrieel of commercieel nut en voor de inzending van deze publicatie ter deelname aan wetenschappelijke prijzen of wedstrijden.

Voorwoord

Als eerste wil ik mijn promotor, Luc Labey, en copromotor, Veerle Creylman uitvoerig bedanken. Ze hebben mij intens geholpen bij het ontwerpen, schrijven en controleren van deze scriptie. De vlotte communicatie en overleg waren onontbeerlijk voor het resultaat.

Speciale dank en respect gaan uit naar Hans Wambacq voor zijn uitzonderlijke behulpzaamheid. Zijn kennis en expertise in mechanisch ontwerp en productietechnieken zijn van cruciaal belang geweest bij het produceren van de testopstelling.

Vervolgens wil ik Alfons Verhaert bedanken voor zijn verduidelijking en raad omtrent de keuze en implementatie van alle pneumatische componenten.

Een belangrijke bedanking gaat uit naar mijn thuis: Leentje Ghyzelings, Geert Heungens en Stef Heungens. Al deze jaren hebben ze geloofd in mijn capaciteiten en vermogen om de discipline te houden nodig voor het behalen van dit diploma.

Ik wil mijn vriendin Annelies Bogaert bedanken voor haar oneindig geduld en steun bij mijn studies en leven. Haar kritische en scherpe blik daagt mij uit om mijn eigen grenzen op te zoeken en overtreffen.

Mijn studiebegeleider Geert Van Ham verdient meer dan zijn vernoeming in dit dankwoord. Hij stond keer op keer klaar met eerlijk woord en daad bij moeilijkheden in de opleiding. Mijn dank voor de goede begeleiding doorheen de opleiding.

Verder wil ik nog alle docenten en professoren bedanken van de opleiding te Geel. Deze mensen hebben hun geduld, tijd en moeite gestoken en mij geholpen in het halen van de competenties nodig voor deze opleiding en verder in het werkveld.

Als laatste wil ik al mijn medestudenten bedanken van de opleiding, en dan speciaal Ann-sofie Anseeuw. Ze hebben mij in mijn studiejaren verder doen ontwikkelen als student, ingenieur en als mens.

Samenvatting

De koker wordt beschouwd als het belangrijkste onderdeel van de prothese. Deze component is verantwoordelijk voor de overdracht van de contactkrachten van de prothese naar de stomp. De kwaliteit van de initiële maatname heeft op zijn beurt een directe invloed op tijd die nodig is om een prothese te fabriceren en op de passing en het comfort van de koker. Er bestaan vele verschillende maatname methoden die gebruikt worden in de orthopedische sector.

In het eerste deel van deze scriptie wordt er basiskennis meegegeven van de anatomie van het onderste lidmaat samen met de basis opbouw en fabricageproces van een transtibiale prothese met gelamineerde koker met zijn variaties en onderdelen. Bij het vervaardigen van een prothesekoker wordt als eerste stap een “afdruk” gemaakt van het resterende lidmaat, de zogenaamde stomp. Deze negatieve afdruk wordt een maatname genoemd. Deze thesis geeft een uitgebreid overzicht van de verschillende maatname technieken die gebruikt worden, met als doel het aantonen van hun inherente voor- en nadelen op het verder productieproces. Van de gemaakte afdruk wordt vervolgens een positieve kopie gemaakt, ook wel de moulage genoemd. Door een prothesist worden er nog verdere aanpassingen gemaakt aan de vorm van de moulage om te voldoen aan de individuele biomechanische noden van de patiënt.

Het doel van de masterproef is een proof of concept geven van een nieuw apparaat dat toelaat een digitale maatname te maken in combinatie met het manipuleren van zacht weefsel, en zo de belangrijkste voordelen van digitale en traditionele maatname methodes met elkaar te verenigen. In deze masterproef wordt het design, de ontwikkeling en het testen van verschillende onderdelen en componenten besproken van zulk maatname apparaat. Er wordt een beschrijving gegeven van de gebruikte methode om een eenvoudig aanpasbare, maar toch voldoende stijve, meetkoker samen te stellen uit modulaire componenten. In sommige van de modulaire componenten is het mogelijk een sensor en actuator assemblage te plaatsen. De gebruikte sensor wordt gebruikt om de afstand te meten tussen de stomp en de meetkoker. Er kan aangetoond worden dat het mogelijk is zo een meetkoker samen te stellen, maar voor een definitief ontwerp moeten er nog verdere aanpassingen gemaakt worden. De sensor en actuator assemblage zijn getest op accuraatheid, herhaalbaarheid en op de minimale haalbare resolutie. Deze scriptie toont aan dat het mogelijk is een minimale resolutie te bereiken die vergelijkbaar is met high end orthopedische scanners. Ondanks dat de afwijking op herhaalde metingen toeneemt met grotere uitwijkingen van de actuator, blijft de afwijking maar een fractie van de haalbare resolutie van de opstelling. Er zijn problemen met de gevoeligheid van de meetapparatuur bij kleine verplaatsingen van de actuator. Deze problemen zouden oplosbaar moeten zijn door gebruik te maken van een gevoeliger analog naar digitaal convertor, of door de interpretatie van de gegevens aan te passen in de software.

Om het gehele apparaat af te werken is verder onderzoek nodig. Het ontwerp van de modulaire componenten moet verbeterd worden zodat het geassembleerd kan worden op een eenvoudige wijze, zonder te moeten inboeten op stijfheid van de structuur. Dit zou de mogelijkheid om een betrouwbaar beeld van de stomp te vormen hinderen. In de volgende fase moet een softwareprogramma ontwikkeld worden dat de ruwe data kan omzetten tot een 3D model.

Abstract

The socket is viewed as the most important component of the prosthesis. It is responsible for transferring the contact forces and stresses from the prosthesis to the remaining limb, the so-called stump. During the first step in the production process of the socket there is a need to make a “copy” of the stump. This negative copy is called a casting. The quality of the initial casting has a direct influence on the time necessary to manufacture a socket, on the fitting and the comfort of the socket. This thesis gives an extensive overview of different shape casting techniques used, with the goal of demonstrating that each technique has its own inherent advantages and disadvantages on further steps in the fabrication process. The casting techniques used can be divided into two main categories: analog casting methods, which produce a physical cast, and digital scanning methods. The biggest advantage of casting techniques is that the soft tissue can be molded in a desired shape during the casting process. The biggest disadvantage of analog techniques is that it is impossible to reproduce the same socket. In contrary to the analog techniques, it is possible to reproduce the exact same prosthesis when using digital techniques. However, the digital casting techniques do not allow for manipulation of the soft tissue during the casting procedure. The negative cast produced by either of these methods is in subsequent steps transformed into a positive mold. A licensed prosthetic expert makes additional changes to the mold in line with the individual biomechanical demands of the patient.

The aim of this thesis is to provide a proof of concept of a new device that should allow to produce a digital cast of a transtibial stump in combination with manipulation of the soft tissue, hereby combining certain advantages of digital and traditional casting methods. The thesis discusses the design, development and testing of several parts and components of such a measurement device. There is a description of a method to make an easily adaptable, yet sufficiently stiff, measuring socket consisting of modular components forming the rough shape of the stump. In some of these components a sensor and actuator assembly can be mounted to determine the precise shape and to modify it in later steps. The sensor is a displacement sensor which measures the distance between the stump and the measuring socket. In this thesis a proof of concept is built to show that it is possible to construct such a socket, but for a usable device further adjustments need to be made. The sensor and actuator assembly are tested for accuracy, repeatability and the minimum resolution is determined. The thesis shows that it is possible to achieve a minimum resolution rivaling high end orthopedic scanners. Although the deviation on repeated measurements increases with longer strokes of the actuator, the deviation remains only a small fraction of the obtainable resolution of the device. There are some issues with the sensitivity of the device when measuring small displacements of the actuator. These problems should be addressed by using a better analog to digital converter, or by altering the processing of the data in the software.

To complete the entire device further research is needed. The design of the modular components needs to be improved so that it can be assembled in an easy and straightforward fashion, without reducing the stiffness of the entire structure. This would compromise its ability to generate a reliable 3D image of the stump. In later stages there is a need for a software program that translates the raw data into a 3D model and a control loop to adjust the actuators to the altered digital shape.

Keywords:

“Orthopedic” “Transtibial” “digital shape” “measurement” “device”

INHOUD

Voorwoord	i
Samenvatting.....	ii
Abstract	iii
Symbolenlijst.....	vi
Lijst met afkortingen	vii
1 Literatuurstudie	1
1.1 <i>Introductie</i>	1
1.1.1 Het onderste lidmaat en de transtibiale stomp [1].....	1
1.1.2 Algemene opbouw van een transtibiale prothese.	6
1.1.3 Algemeen productieproces van een transtibiale prothesen.	9
1.2 <i>Maatname apparaten en protocollen.</i>	12
1.2.1 Analoge maatname technieken met gips.....	12
1.2.2 Analoge maatname technieken zonder gips.....	16
1.2.3 Digitale maatname technieken [11]	18
1.3 <i>Discussie.....</i>	21
1.3.1 Correlatie met kokertype	21
1.3.2 Correlatie met expertise	21
1.3.3 Analooq versus digitaal	21
1.4 <i>Besluit literatuur</i>	22
2 Maatname apparaat Unit	23
2.1 <i>Afbakenen doelen en functies</i>	23
2.1.1 Uitbreidbaar	23
2.1.2 Meetbaar.....	23
2.1.3 Evalueerbaar.....	23
2.1.4 Stuurbaar	23
2.2 <i>Iteraties Modulaire componenten (Uitbreidbaar).....</i>	23
2.2.1 Ontwerpproces.....	24
2.2.2 Actuator	25
2.3 <i>Definitief ontwerp</i>	26
2.3.1 Materialen	26
2.4 <i>Testopstelling (Meetbaar).....</i>	30

2.4.1	Materiaal	30
2.4.2	Schema's	31
2.4.3	Arduino code	33
2.4.4	Positiemeeting	34
2.4.5	Frame proof of concept	36
2.5	<i>Resultaten</i>	36
2.5.1	Afstandsmeting	36
2.5.2	Frame proof of concept	39
2.6	<i>Discussie</i>	40
2.6.1	Afstandsmeting	40
2.6.2	Behaalde doelen en functies	40
2.7	<i>Besluit</i>	42

Symbolenlijst

I	Elektrische stroom	[A]
p	druk	[Pa]
R	Elektrische weerstand	[Ω]
U	Elektrische spanning	[V]

Lijst met afkortingen

PTB	Patella tendon bearing
TSB	Total surface bearing
3D	Drie dimensioneel
PVA	polyvinylalcohol
PMMA	polymethylmethacrylaat

1 LITERATUURSTUDIE

1.1 Introductie

Bij het vervaardigen van een prothesekoker wordt als eerste stap een “afdruk” gemaakt van het resterende lidmaat, de zogenaamde stomp. Deze afdruk wordt een maatname genoemd. Van de afdruk wordt vervolgens een positieve kopie gemaakt, ook wel een moulage genoemd. Door een prothesist worden er nog individuele aanpassingen gedaan aan de moulage rekening houdend met de noden van de patiënt. In een volgend punt wordt er verder op in gegaan op deze aanpassingen en wat hun implicaties zijn. Later in het productieproces van een prothese wordt de moulage tenslotte gebruikt als star lichaam om de prothesekoker op te vervaardigen.

De kwaliteit van de initiële maatname bepaalt dus rechtstreeks de tijd die het neemt om een prothesekoker te vervaardigen, ook de kwaliteit van de pasvorm van de koker en zo het draagcomfort van de persoon die de prothese moet dragen. Er zijn verscheidene protocollen en apparaten die gebruikt worden om de maatname uit te voeren. In eerste instantie wordt er een uiteenzetting geven van de anatomie van een transtibiale stomp. Vervolgens wordt er verder gegaan met een beschrijving van de verschillende soorten transtibiale prothesekokers die er bestaan, om hierna verder te gaan met hoe ze vervaardigd worden. De allereerste stap in het productieproces (de maatname) wordt even buiten beschouwing gelaten. Hier wordt na het vervolg van het productieproces uitgebreid op terug gekomen. Dat is om de implicaties van de maatname duidelijk te maken op het vervolg van het productieproces.

1.1.1 Het onderste lidmaat en de transtibiale stomp [1].

1.1.1.1 Algemene benamingen van de anatomie.

Hoofdvlakken

In de anatomie worden drie hoofdvlakken gedefinieerd, namelijk:

Het *Transversale vlak* is het vlak evenwijdig met het grondvlak dat het lichaam op een bepaalde hoogte snijdt (*afbeelding1, figuur G*).

Het *Frontale vlak* is het vlak loodrecht op het grondvlak en loopt evenwijdig aan het voorhoofd (*afbeelding1, figuur F*).

Het *Sagittaal vlak* is het vlak dat loodrecht op het grondvlak en loodrecht op het frontaal vlak staat. Het sagittaal vlak dat het lichaam symmetrisch in twee verdeeld wordt het *mediaan-sagittaal vlak* genoemd (*afbeelding1, figuur D*).

Hoofdassen en richtingen (*afbeelding 1, figuur A, C, G*)

De *Verticale (longitudinale) as* (5) is de lengte as. Ze wordt gevormd door de snijding van het frontale vlak en het mediaan-sagittaal vlak. Ze staat bij rechtopstaande positie loodrecht op het grondvlak. Richtingen die gevolgd kunnen worden zijn:

- Craniaal: in de richting van de schedel (12)
- Caudaal: stuit-waarts (13)

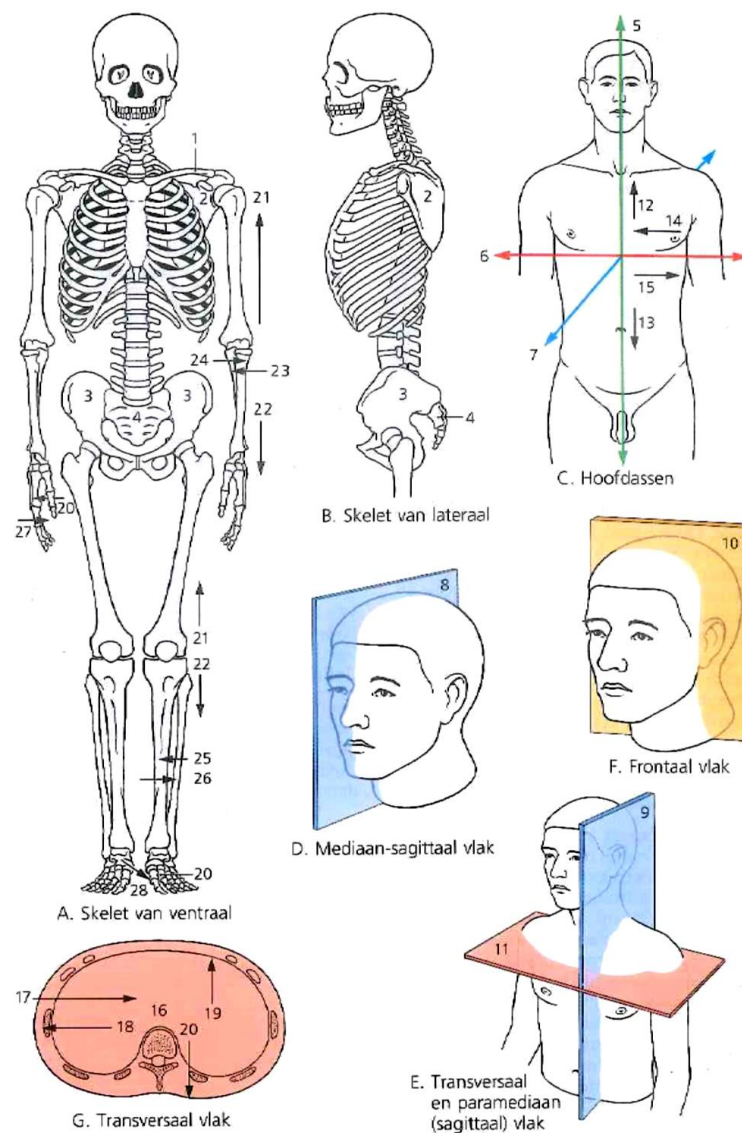
- Superior: naar boven in rechtstaande houding (12)
- Inferior: naar beneden in rechtstaande houding (13)
- Proximaal: naar de bevestiging van de ledematen aan de romp toe (21)
- Distaal: van de bevestiging van de ledematen aan de romp weg (22)

De *Transversale (horizontale) as* (6) is de dwarse as. Ze wordt gevormd door de snijding van het frontale vlak en het transversale vlak. Richtingen die gedefinieerd zijn volgens deze as zijn:

- Mediaal: naar het midden toe (14)
- Lateraal: van het midden weg (15)

De *Sagittale as* (7) is de as gevormd door de snijding van het mediaan-sagittaal vlak en het transversaal vlak. Richting die gedefinieerd zijn volgens deze as zijn

- Anterior: naar voren (19)
- Posterior: naar achteren (20)
- Ventraal: buik-waarts (19)
- Dorsaal: rug-waarts (20)



Afbeelding 1: Illustratie van de belangrijkste anatomische vlakken, assen en richtingen [1]

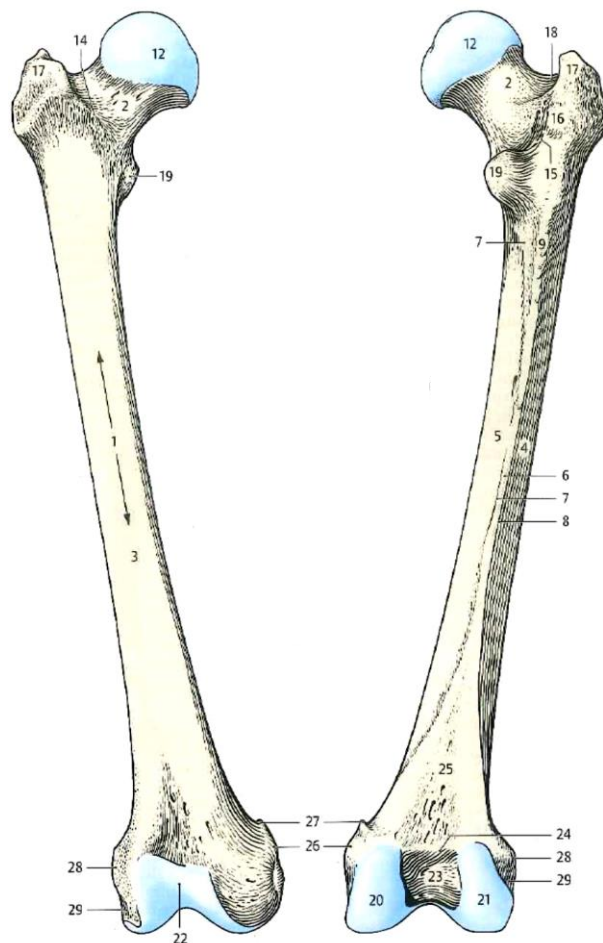
1.1.1.2 Het onderste lidmaat.

In de verdere uitleg wordt de anatomie van de voet weggelaten. Deze informatie heeft geen meerwaarde voor de scriptie omdat bij een transtibiale amputatie de voet volledig verwijderd wordt. Het onderste lidmaat zonder de voet bevat vier botstukken: het femur of dijbeen, de patella of knieschijf, de tibia of scheenbeen en de fibula of kuitbeen.

Femur (afbeelding 2)

Het femur is het grootste pijpbeen van het lichaam en bestaat uit *corpus femoris* (1) met *collum femoris* (2) en *extremitas proximalis* en *extremitas distalis*. Het extremitas distalis is voor deze scriptie van het grootste belang. De overige anatomische structuren geven geen meerwaarde bij de werking van transtibiale prothesen.

Het distale uiteinde bestaat uit de twee epicondyli, waar de *condylus medialis* (20) en de *condylus lateralis* (21) liggen. Beide zijn aan de voorzijde verbonden door de *facies patellaris* (22). Op het achter vlak zijn ze gescheiden door de *fossa intercondylaris* (23). Hierboven ligt de *facies poplitea* (25) gevormd door de gemeenschappelijke *linea intercondylaris* en de *linea supracondylaris medialis et lateralis* wat de opstaande zijden van de labia van de *linea aspera* (6) zijn. Mediaal en boven de *condylus medialis* welst zich de *epicondylus medialis* (26). Deze heeft een verhevenheid, het *tuberculum adductorium* (27). Aan de laterale zijde bevindt zich de *epicondylus lateralis* (28) die door de *sulcus popliteus* (29) van de *condylus lateralis* is gescheiden.



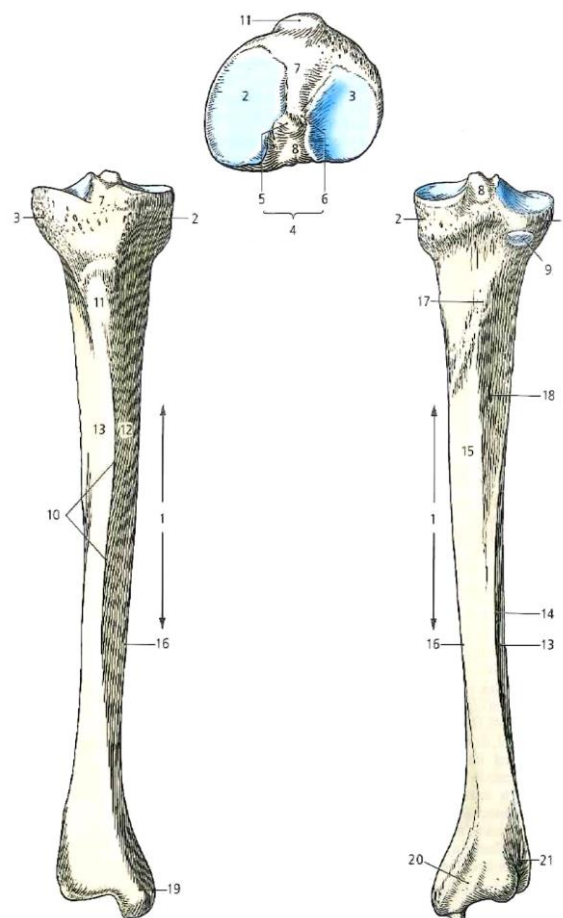
Afbeelding 2: Illustratie van het rechter femur in ventraal (links) en dorsaal (rechts) aanzicht [1]

Tibia (afbeelding 3)

De tibia is een van de twee beenderen van het onderbeen en is het sterkste van de twee. Dit botstuk bevindt zich aan de mediale zijde van het onderbeen. Het scheenbeen bevat in doorsnede ongeveer een driezijdige schacht, het *corpus tibiae* (1). Bij een transtibiale amputatie is het distale uiteinde van de tibia afwezig en wordt dus niet besproken.

Aan het proximale uiteinde liggen de *condylus medialis* (2) en de *condylus lateralis* (3). Het proximaal-waarts gericht vlak, *facies articularis superior*, is onderbroken door de *eminentia intercondylaris* (4). Bij deze verhevenheid ligt een *tuberculum intercondylare mediale* (5) en een *tuberculum intercondylare laterale* (6). Voor en achter de eminentia liggen respectievelijk de *area intercondylaris anterior* (7) en *area intercondylaris posterior* (8). Bij de glooiing van de condylus lateralis bevindt zich een lateraal-, dorsaal- en distaal gericht klein gewrichtsvlak, de *facies articularis fibularis* (9), voor een gewrichtsverbinding met de kop van het kuitbeen.

Het driezijdige corpus tibiae heeft vooraan een scherpe rand, de *margo anterior* (10), die proximaal in de *tuberositas tibiae* (11) overgaat, en distaal vlak uitloopt. Hij scheidt de *facies medialis* (12) van de *facies lateralis* (13). Laatstgenoemde facies gaat aan de *margo interosseus* (14) over in de *facies posterior* (15). Deze is wederom door de *margo medialis* (16) gescheiden van de *facies medialis*. Op het achtervlak van het corpus tibiae bevindt zich in het proximale deel een iets ruwe lijn, *linea m. solei* (17), die van distaal mediaal naar proximaal lateraal loopt. Lateraal hiervan bevindt zich een meer of minder grote *foramen nutricium* (18) (voedingsopening).



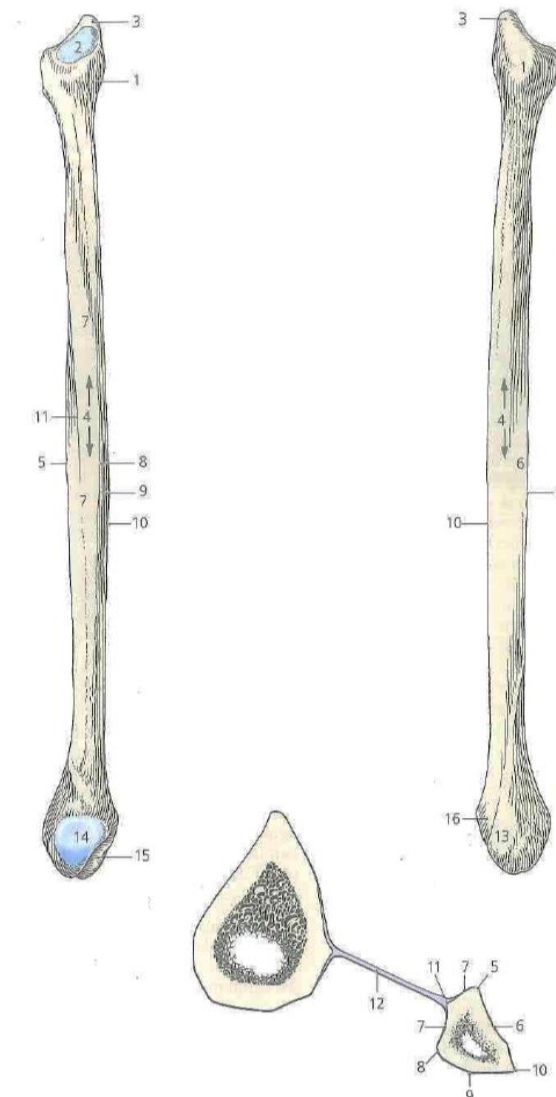
Afbeelding 3: Illustratie van het rechter tibia in ventraal (links), dorsaal (rechts) en craniaal (boven) aanzicht [1]

Fibula (afbeelding 4)

Het tweede been in het onderbeen is de fibula. Het is het slankste en daardoor ook het meest elastische van de twee en bevindt zich aan de laterale zijde. Ook het kuitbeen bestaat uit de twee extremitates (proximalis en distalis) en een schacht, *corpus fibulae* (4). Analooq aan de tibia wordt het distale extremitas niet besproken.

De *proximale extremitas* vormt het *caput fibulae* (1) met de *facies articularis capitis* (2) en een klein uitsteeksel, *apex capitis* (3). Via het *collum fibulae* zet het caput fibulae zich voort in het *corpus fibulae*.

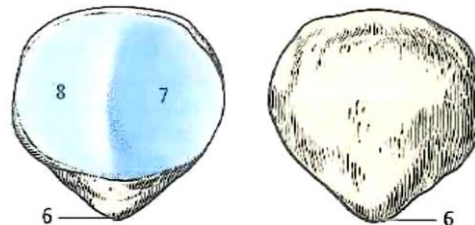
De fibulaschacht, het *corpus fibulae* heeft ongeveer in het midden drie kanten en drie vlakken. In het distale derde bevindt zich nog een vierde kant. De scherpe rand is naar voren gericht en wordt de *margo anterior* (5) genoemd, die de *facies lateralis* (6) scheidt van de *facies medialis* (7). De *crista medialis* (8) scheidt het mediale vlak van de *facies posterior* (9). Deze laatste wordt door de *margo posterior* (10) gescheiden van de *facies lateralis*. Op het mediale vlak bevindt zich een lange, maar zeer scherpe beenrand, de *margo interosseus* (11), waaraan de *membrana interossea* (12) bevestigd is.



Afbeelding 4: Illustratie van de rechter fibula in mediaal (links) en lateraal (rechts) aanzicht, doorsnede van rechter tibia, fibula en membrana interossea [1]

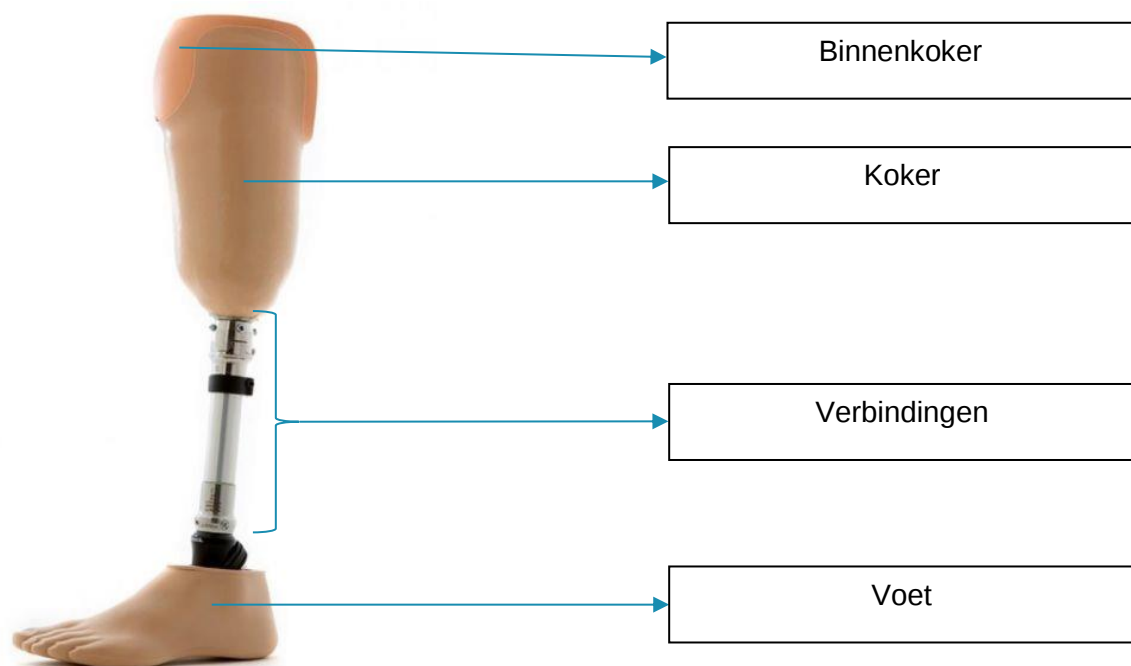
Patella (afbeelding 5)

De vorm van de patella is driezijdig afgeplat, waarvan de basis naar proximaal is georiënteerd en de punt, *apex patellae* (6), naar distaal ligt. Er worden twee vlakken onderscheiden van elkaar waarvan de ene naar het gewricht (Afbeelding 3, links), naar de femur, en de andere naar voren is gericht (Afbeelding 3, rechts). Het onderste deel van de patella die de apex bevat is de plaats waar het lig. patellae ontspringt, ook wel de patellapees genoemd.



Afbeelding 5: Illustratie van de rechter patella in dorsaal (links) en ventraal (rechts) aanzicht [1]

1.1.2 Algemene opbouw van een transtibiale prothese.



Afbeelding 6: Aanduiding van de verschillende componenten van een transtibiale prothese

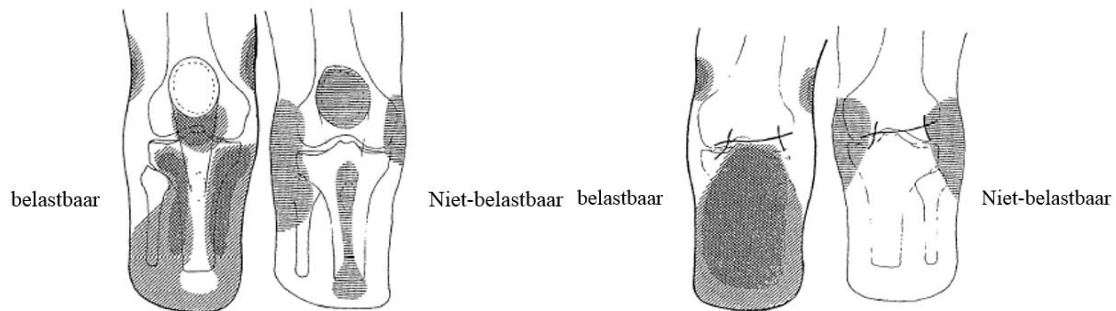
De transtibiale prothese kan onderverdeeld worden in vier grote componenten. De koker, de voet, de binnenkoker en een hele resem aan onderdelen die deze componenten met elkaar verbinden. Van elk van deze componenten bestaan er verschillende soorten die onderling met elkaar kunnen gecombineerd en gepositioneerd worden.

1.1.2.1 De transtibiale prothesekoker.

De koker kan beschouwd worden als de belangrijkste component van de prothese. Deze is verantwoordelijk voor de krachtoverdracht tussen de stomp en de gehele prothese. Er bestaan twee typen kokervormen die elk gebruik maken van een verschillend werkingsprincipe [2].

Patella tendon bearing

Het eerste type wordt een patella tendon bearing (PTB) koker genoemd. Dit kan vertaald worden als “patellapees dragend”. De PTB-koker, origineel ontworpen in de jaren 1950, gebruikt de pijn tolerantie van verschillende zones van de stomp als criterium voor het ontwerp. Meer belastbare zones zijn: de patellapees, mediaal en lateraal van de margo anterior, proximaal van de condylus medialis, proximaal van de condylus lateralis en dorsaal op de kuitspier doorlopend tot het stompuiteinde. Zones die gevoelig zijn voor belasting zijn: littekenweefsel, de margo anterior, de patella, de condylus lateralis uitlopend tot het caput fibulae, de condylus medialis, het distale uiteinde van de fibula en het distale uiteinde van de tibia [3]. Deze regio's worden geïllustreerd in afbeelding 7. Merk ook op dat zacht weefsel, zoals spieren, onder belasting meer zal vervormen dan hard weefsel zoals bot. Een kokervorm die een zuivere kopie is van de stomp geeft meer druk op beenderige structuren, en minder op zachte structuren. Merk op dat dus beenderige zones deze verhoogde druk niet kunnen tolereren [4]. Gewapend met deze informatie zal dus door de vorm van de PTB-koker de belastbare zones, opgesomd in deze alinea, sterker belasten dan de minder belastbare zones.



Afbeelding 7: Illustratie van de regio's op een rechter transtibiale stomp die belast- of onbelastbaar zijn van anterieur (links) en posterieure (rechts) zijde [3]

Total surface bearing

Het ander type koker wordt een Total Surface Bearing (TSB) koker genoemd. Dit kan vertaald worden als “totaal oppervlakte dragend”. Het belangrijkste criterium voor het ontwerp van de koker is dat druk over het gehele oppervlak gelijkmatig verdeeld is. Een gevolg hiervan is dat het totale stompoppervlak gebruikt wordt als draagvlak. Druk is gedefinieerd als kracht per oppervlakte-eenheid. Door het draagvlak te vergroten ten opzichte van de PTB worden de piekdrukken verminderd aangezien de krachten inwerkend op de stomp onveranderd blijven [3].

1.1.2.2 De voet

De tweede grote component van de prothese is de prothese voet. Er is een heel breed gamma aan voeten op de markt. Het zou mogelijk zijn hieraan een volledige studie te wijden maar dit brengt ons te ver. In deze paper worden enkele belangrijke eigenschappen aangehaald om de invloed op de gehele werking van de prothese te illustreren.

De eerste belangrijke eigenschap is de stabiliteit. De voet heeft invloed op de stabiliteit in 2 vlakken, Het sagittale vlak en het frontale vlak. In het sagittale vlak bepaalt de anterieure-posterieure plaats waar de voet contact maakt met de grond welke momenten er zullen

ontstaan. Deze momenten oefenen via de koker krachten uit op de stomp. Bij een slechte positionering van de voet in het sagittale vlak kan de patiënt pijn door overmatige druk, of een onstabiel gevoel ervaren. In het frontale vlak heeft de vorm en positie van de voet invloed op de zijdelingse stabiliteit. Analooq als in het sagittale vlak bepaalt de plaats waar de voet contact maakt met de grond hoe de krachten en momenten doorgegeven worden tot aan de stomp [3].

Een tweede eigenschap is de schokdemping. Hoe meer schokken worden geabsorbeerd in de voet hoe minder de stomp belast wordt met piekdrukken. Hieruit volgt het principe van energieopslag. Als het schokabsorberend middel veereigenschappen heeft kan na indrukking door een kracht, deze opgeslagen energie terug afgegeven worden op een ander gewenst moment in de gangcyclus [3].

1.1.2.3 Verbindingen

In het stukje over prothesevoeten is reeds aangehaald dat de relatieve positie van de voet ten opzichte van de koker een sterke invloed heeft op de krachten die doorgegeven worden tot aan de stomp, en bijgevolg ook op het gangpatroon. Het is dus gewenst dat de verbinding tussen deze componenten aanpasbaar is. De verbindingen die bestaan tussen de koker en de voet zijn: het kokeranker, de adapter, de buis en de voetadapter.

Het kokeranker

Dit is een metalen onderdeel dat mee ingegoten wordt tijdens het gieten van de koker. Op de details van het proces wordt ingegaan in het verder hoofdstuk over de productie van een prothese. Het kokeranker vormt de verbinding tussen de adapter en de koker.

Adapter

De adapter is een combinatie van twee componenten die in een andere positie ten opzichte van elkaar kunnen ingesteld worden. De vorm wordt geïllustreerd in volgende afbeeldingen 8.



Afbeelding 8: piramide adapters voor prothesen [5]

Het adapter onderdeel met de omgekeerde piramide (rechts in Afbeelding 8) schroeft met de schroefdraad in het kokeranker. Het ander onderdeel (links in Afbeelding 8) wordt bevestigd op het uiteinde van de verbindingsbuis.

Merk op dat deze adapter enkel rotatie rond alle assen toelaat maar geen translatie. Dit type adapter wordt gebruikt in de opbouw van elke prothese. Andere typen adapters, bijvoorbeeld waarbij onderdelen ook kunnen transleren, bestaan maar zijn niet altijd noodzakelijk in de constructie. Om deze reden gaan we niet verder in op andere soorten adapters.

Buis

Deze component vormt de verbinding tussen de adapters van de koker en de voet. Het is een buis met diameter van 30 of 34 mm die is gemaakt uit titanium, aluminium of roestvast staal. De buis wordt afgesneden op een welbepaalde lengte. Het hoofddoel van de buis is dus de afstand tussen de voet en de koker vast te leggen opdat de patiënt symmetrisch kan wandelen.

Voetadapter

Deze component is identiek aan de eerder beschreven adapter. Het enige verschil is dat de adapter reeds rechtstreeks op de voet is gemonteerd door de fabrikant, terwijl het kokeranker zelf tijdens het productieproces moet gepositioneerd en ingewerkt worden.

1.1.2.4 Binnenkoker [3]

Om het contact met de harde koker te verzachten wordt er gebruik gemaakt van een binnenkoker. De werking hiervan berust op twee effecten. Door de goede vervormbaarheid van de binnenkoker wordt het draagoppervlak vergroot bij een minder goed passende koker. Hierdoor daalt de contactdruk. Het tweede effect is dat elastische en dempende eigenschappen van de binnenkoker opnieuw leiden tot schokabsorptie. Een bijkomende functie die binnenkokers vervullen is dat ze mee helpen in de bevestiging van de prothese aan de stomp. Dit wordt de ophanging genoemd. Er zijn twee soorten binnenkokers namelijk de soft socket en de gel liner:

Soft socket

Soft sockets komen voor bij conventionele prothesen. Zij zijn gemaakt uit polyethyleen schuim met een gesloten celstructuur en een glad oppervlak. Zij voelen dus aan als een mousse koker.

Gel liner

Dit type binnenkoker is gemaakt van rubberachtige materialen zoals siliconen, polyurethaan en andere thermoplastische elastomeren. Elke van deze materialen heeft ook nog andere interessante eigenschappen zoals vochtabsorptie, adhesie met de huid, et cetera.

1.1.3 Algemeen productieproces van een transtibiale prothesen.

1.1.3.1 De maatname

Hier komen we later in de scriptie uitgebreid op terug.

1.1.3.2 De moulage

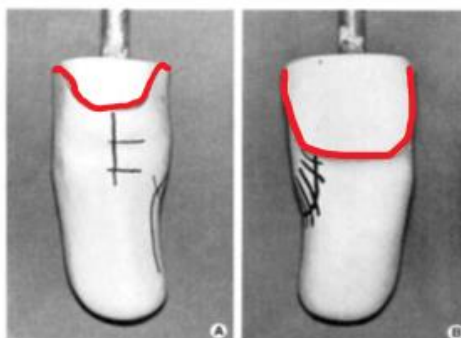
Bij een traditionele maatname blijft er fysiek een negatieve afdruk over van het residuele lidmaat. Deze negatieve kopie moet worden omgezet in een positieve kopie, een moulage. Dit kan op verschillende wijzen. De eerste, minst gebruikte, is de negatieve afdruk in te scannen en alsnog om te zetten naar een digitaal model. De tweede, veruit meest toegepaste methode, is het negatief op te vullen met gipspoeder opgelost in water. Het opgeloste gips is in eerste instantie vloeibaar maar hardt uit via een spontane exotherme reactie tot een massief positief. Terwijl het gips uithardt wordt aan de open zijde, de bovenkant, een metalen stang geplaatst. De stang wordt gebruikt om de moulage in een bankschroef vast te kunnen klemmen. Merk op dat de stang best in het midden van de moulage steekt en dat de stang best loodrecht ten opzichte van het gegoten oppervlak staat.

Zowel bij de traditionele als de digitale wijze wordt de maatname nog bewerkt om een gewenste pasvorm te bekomen. Deze aanpassingen zullen uiteraard verschillen afhankelijk van de maatname, de soort stomp, de soort koker en de ervaring van de prothesist.

Voor het maken van een PTB-koker wordt er materiaal weggenomen of bijgezet op locaties beschreven in 1.1.2.1. Een handig hulpmiddel hierbij is het plaatsen van nageltjes bij het gebruik van gips. Op plaatsen waar gips moet bijgezet worden, wordt een nagel ingeklopt die x mm boven het oppervlak uitsteekt. Als er gips wordt bijgeplaatst tot aan de rand van de nagel is er x mm verhoogd op die plaats. Analooq aan het nageltje kan er op plaatsen waar materiaal moet weggenomen worden een streep in het gips gekerfd worden tot een diepte van x mm. Net als de kras weg is, is er x mm weggenomen op die plaats. Plaatsen waar gips wordt weggenomen zijn de belastbare zones: tussen de patella en de tuberositas tibiae, medio-distaal van het tibiaplateau, latero-distaal van de fibulakop, aan weerszijden van de margo anterior, proximaal van de condylen en proximaal van de patella. Plaatsen waar gips wordt bijgezet zijn de niet belastbare zones: het tuberositas tibiae, de margo anterior, het caput fibulae, het distale uiteinde van de tibia en fibula, de epicondylus medialis en aan de dorsale zijde de flexor pezen [3]. Merk op dat met digitale technieken het exact geweten is hoeveel materiaal er bijgezet of weggenomen is op bepaalde plaatsen.

De aanpassingen aan het model voor een TSB zijn minder uitgebreid maar niet eenvoudig. Op vaste plaatsen worden de omtreksmaten opgemeten. De totale omvang van de moulage wordt gereduceerd met 4 à 6 procent met als referentie die omtreksmaten van het originele gipsmodel. Het is uitermate belangrijk de oorspronkelijke vorm van het lidmaat te behouden en enkel de omvang te reduceren. De lengte van de moulage wordt verkort met 5 à 8 mm door weg te nemen aan de distale zijde. De reductie en inkorting van de moulage zorgen voor een nauwe passing zodat de koker aangenaam rond de stomp knelt. Vaak zorgt de isolatie gebruikt en de maatname voor een minimale speling die ongewenst is [3].

Ongeacht het koker type wordt er in de correctie voor gezorgd dat de uiteindelijke trimlijnen aanwezig zijn op de moulage. Met de trimlijnen worden de randen van de koker bedoeld. De trimlijnen hebben invloed op de bewegingsvrijheid van de knie en op hoe goed de prothese blijft vastzitten. Als de trimlijnen, ter hoogte van de hamstringpezen aan de posterieure zijde van de knie, te hoog komen zal de kokerrand insnijden op deze plek en last veroorzaken. Tegelijkertijd mag de rand aan de facies poplitea niet te laag komen. Deze lip zorgt voor een tegenkracht voor de kracht op de patella pees [3]. De trimlijnen worden gevisualiseerd op de moulage door ze naar buiten toe af te ronden. De trimlijnen worden in het rood afgebeeld op afbeelding 9. Buiten het visualiseren zorgen de uitstulpingen ervoor dat in de afgewerkte koker de randen niet naar binnen staan en insnijden op de stomp.



Afbeelding 9: Visualisering van de trimlijnen in rood op een transtibiale rechter prothese koker ventraal (links) en dorsaal (rechts) [6]

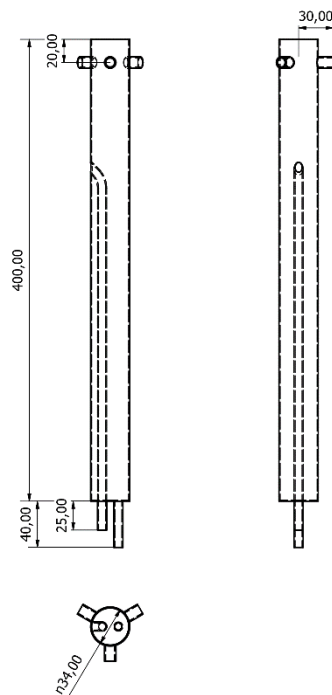
Bij analoge technieken moet er verder niets aan de moulage gebeuren. Voor digitale technieken, als de koker op een traditionele wijze gefabriceerd wordt, moet het 3D computermodel uitgefreesd worden uit een gewenst materiaal. Vaak wordt niet elastisch fijncellig schuim gebruikt als freesmateriaal. Op deze manier ontstaat een fysieke moulage.

1.1.3.3 De koker

Traditioneel

De traditionele koker is gemaakt uit een gelamineerd composietmateriaal. Dat wil zeggen dat het bestaat uit kunststof versterkt door het lamineren van verschillende soorten vezelversterkingen. De koker wordt gefabriceerd met behulp van harsgiettechniek. Deze gaat als volgt:

De moulage wordt ondersteboven geplaatst op een gietingbuis. Dat is een buis met een binnendiameter die groot genoeg is om de stang in te steken. Aan de bovenzijde zijn er gaten met draad voorzien om bouten in te draaien en zo de moulage te fixeren in de gietingbuis. Onderaan is de buis afgesloten en heeft daar twee aansluitingen voor leidingen. De eerste, langste aansluiting vormt een opening naar de bovenzijde van de gietingbuis. De tweede, korte aansluiting vormt een verbinding naar de zijkant van de gietingbuis door een klein gaatje. De volgende afbeelding 10 is een technische tekening van hoe een eenvoudige gietingbuis er kan uitzien.



Afbeelding10: technische tekening gietingbuis

De moulage wordt omsloten in een buisvormige polyvinylalcohol (PVA) folie. De bovenzijde wordt dichtgesmolten en de onderzijde wordt luchtdicht vastgemaakt aan de gietingbuis tussen het fixeermecanisme en het gaatje aan de zijkant van de buis met behulp van tape. Er wordt een vacuüm aangelegd aan de lange aansluiting. Als gevolg daarvan neemt de folie de vorm van de moulage aan. Vervolgens worden de kousen van versterkende vezels over de moulage getrokken. Vaak voorkomende vezelsoorten in de orthopedische sector zijn nylon, perlon, nyloglas, carbon, et cetera. Afhankelijk van de inschattingen van de prothesist wordt het aantal van de lagen gekozen, het type vezel per laag, de volgorde van de verschillende lagen, de

vezelrichting en eventueel plaatsing van extra versterkingen. Vervolgens wordt over het geheel een tweede PVA zak getrokken waarvan het bovenste uiteinde geopend is en het onderste uiteinde wordt luchtdicht bevestigd aan de gietingbuis onder het gaatje aan de zijkant met behulp van tape. Vervolgens wordt er op de korte aansluiting een vacuüm gecreëerd. De opeenvolging van materialen van binnen naar buiten is dus: moulage, PVA-folie, versterkende vezels, PVA-folie en tussen de twee folies heerst er een vacuüm. Vervolgens wordt er in de geopende zijde van de buitenste PVA-folie lamineerhars gegoten. Lamineerhars is in eerste instantie vloeibaar, na het toevoegen van harder start een exotherme polymerase reactie die het hars hard maakt op +/- 30 min afhankelijk van de omgevingstemperatuur. Op deze tijd sijpelt het hars door de vezels met behulp van het vacuüm tussen de PVA-folies. Eenmaal uitgehard wordt de harde koker van de moulage gehaald, de folies verwijderd en wordt de koker bij getrimd tot de juiste vorm.

Digitaal

Tegenwoordig is het eenvoudig om het gemaakte 3D model te laten printen. Deze techniek is in de orthopedische sector nog niet ingeburgerd, maar grotere bedrijven experimenteren er reeds mee. Bijkomend wordt er onderzoek gedaan naar de mechanische eigenschappen en duurzaamheid van de geprinte materialen en producten.

1.1.3.4 Andere componenten en opbouw

Tijdens het gietproces, terwijl de kousen aangebracht worden, wordt het kokeranker geplaatst. De positie van het anker is van groot belang voor de verdere uitlijning van de prothese. Deze plaatsing is vaak patiënt specifiek en wordt bepaald naar inschatting van de prothesist.

Als laatste stap in het productieproces worden alle afzonderlijke onderdelen met elkaar verbonden en wordt de prothese uitgelijnd. Onder uitlijning wordt de relatieve positie van de verschillende onderdelen van de prothese verstaan. De uitlijning wordt uitgevoerd door de prothesist aan de hand van het wandelpatroon en feedback van de patiënt.

1.2 Maatname apparaten en protocollen.

1.2.1 Analoge maatname technieken met gips

Een maatname met gips is veruit de meest traditionele maatname methode die gebruikt wordt. Voor dit gedeelte zijn dus een aantal materialen en vuistregels altijd van kracht. Om niet in herhaling te moeten vallen wordt hier een opsomming gegeven.

Materialen en benodigdheden

(I) *Isolatiemateriaal* zoals nylon tricot of isolatiefilm. Voor de nylon tricot wordt een maat genomen die het beste over de stomp past zonder deze in te spannen of zonder los te zitten. Het wordt aangeraden het uiteinde rond toe te naaien zodat het een kous wordt.

(II) *Gips windels* zijn textiel windels geïmpregneerd met $(\text{CaSO}_4)_2\text{H}_2\text{O}$. Als de gipswindels doordrenkt worden met water treedt er een spontane exotherme hardingsreactie op. Een gevolg van deze reactie is dat het gips in de vaste fase terecht komt.

(III) *anilinepotlood* wordt gebruikt om belangrijke structuren aan te duiden op het lidmaat. Tijdens de maatname komt de impressie van de aantekeningen door op de binnenzijde van het gips en vervolgens ook op de gipsen moulage.

(IV) *rolmeter*

Vuistregels [3]

Met de rolmeter worden op voorgeschreven plaatsen de omtreksmaten van de stomp gemeten. Deze dienen later als referentie bij de bewerking van de moulage. De eenvoudigste methode is de omtrek op te meten ter hoogte van een prominente structuur zoals het *tuberositas tibiae* en vervolgens omtreksmaten op te meten om de 2 cm proximaal en distaal van deze prominente structuur. Let op dat tijdens het meten geen insnoering optreedt door vervorming van zachte delen en dat er recht op de stomp (in het horizontale vlak) gemeten wordt.

Belangrijke structuren die aangeduid worden met het *anilinepotlood* zijn: de fibula kop, de patella, het *tuberositas tibiae*, de margo anterior en distale uiteinden van de tibia en fibula. Het is ook interessant aan te duiden op welke hoogten er omtreksmaten gemeten zijn.

Tijdens het inwindelen moet er op gelet worden dat er geen insnoeringen zijn. Als de gipswindels te strak aangebracht zijn worden de weke delen ongewenst vervormd.

Een gipsmaatname kan belast of onbelast uitgevoerd worden. Er is sprake van een belaste maatname als tijdens het uitharden van het gips een deel van het lichaamsgewicht gedragen wordt door het lidmaat waarvan de maatname gebeurt. Een onbelaste maatname is een maatname waar enkel en alleen de prothesist voor vervorming zorgt van de maatname.

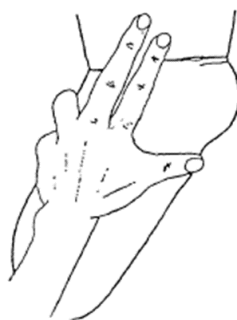
1.2.1.1 Manuele gipsmaatname [3]

Materialen en benodigdheden

Voor het uitvoeren van een traditionele gips maatname zijn er geen extra benodigdheden van toepassing. Alle nodige materialen zijn beschreven in de inleiding voor maatnames met gips.

Methode

Het lidmaat wordt geïsoleerd met vaseline of een kous of plastic film. Dat heeft als doel het comfort te vergroten bij het uitvoeren van de maatname. Bijkomend kunnen de belangrijkste structuren aangeduid worden. Vervolgens wordt het totale lidmaat gewikkeld in met water doordrenkte gipswindels. Tussen het aanbrengen en uitharden van de gipswindels zal de prothesist de Gochtse handgreep aannemen. Deze handgreep wordt weergegeven in afbeelding 11. Deze greep zorgt ervoor dat de vorm van de maatname al gaat neigen naar de vorm van een PTB-koker.



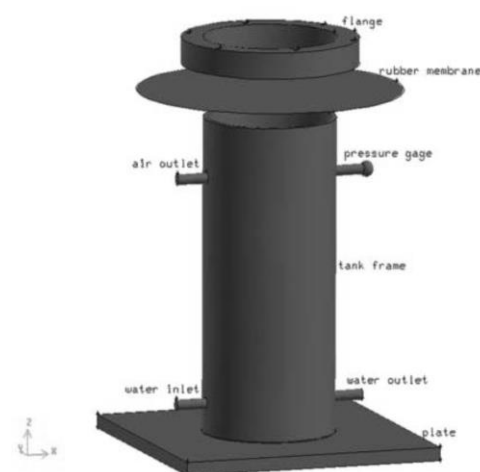
Afbeelding 11: Illustratie van den Gochtse handgreep vanuit lateraal aanzicht [3]

1.2.1.2 Hydrocast system/ PCast [2] [7]

Het Hydrocast system of PCast onderscheidt zich van andere methoden door gebruik te maken van het hydrostatisch principe van drukverdeling. Per definitie leunt dit al aan bij het ontwerp van een TSB-koker. Het Hydrocast systeem bouwt op de wet van Pascal uit de fluïdummechanica. Deze wet stelt dat een verandering in de druk uitgeoefend op een fluïdum in rust onverminderd wordt doorgegeven naar elk punt van dat fluïdum en tot de wanden van het vat [8].

Materialen en benodigdheden

(I) *Het Tank frame* is een pvc-buis met een wanddikte van 8mm, een binnendiameter van 200mm en een hoogte van 700mm. Deze maten passen voor de gemiddelde stomplengte en omtrekken en zijn dus geschikt voor verschillende amputatieniveaus. Er zijn vier openingen in de tank, één voor watertoevoer, waterextractie, luchtextractie en één voor een druksensor. Een perspex raam bevindt zich op 150 mm van de top van de tank en zorgt ervoor dat de stomp geïnspecteerd kan worden tijdens de maatname. Op afbeelding 12 is een principe voorstelling afgebeeld van het Hydrocast systeem



Afbeelding 12: principe tekening van het hydrocast/PCast systeem [2]

(II) *Het rubberen membraan* van 180 mm op 230 mm is de interface tussen de stomp en de watertank. Het membraan is van rubber aangezien het waterdicht is en omdat het kan uitgerokken worden tot acht keer de originele lengte.

(III) *De flens* gebruikt zes U-profielen om het membraan in te klemmen.



Afbeelding 13: rubberen membraan vastgehouden door zes U-profielen [7]

Methode

Als eerste wordt ervoor gezorgd dat het rubberen membraan doorhangt zodat de stomp makkelijk in de koker kan geplaatst worden. De elasticiteit van het membraan zorgt ervoor dat het makkelijk doorhangt als er een vacuümpomp aangesloten wordt aan het tank frame. Afbeelding 14 toont aan dat het membraan doorhangt tot 24 cm diep. De ruimte is voldoende groot om een stomp in te plaatsen.



Afbeelding 14: Membraan hangt 24 centimeter door, door het aanleggen van een vacuüm [2]

Vervolgens wordt de stomp ingewikkeld met doorweekte gipswindels waarna het in het doorhangende membraan geplaatst wordt. Hierna wordt de tank gevuld met water tot aan de rand van het frame en wordt het onder druk gebracht voor 2 à 3 minuten om het gips te laten uitharden. Gebaseerd op voorgaand onderzoek moet de hydrostatische druk tijdens de maatname minimaal 13.79 kPa bedragen om een goede negatieve impressie van de stomp te bekomen. Het water zal tegen het gips aanduwen, wat ervoor zorgt dat dit uithardt in de vorm van het overblijvende lidmaat. Tijdens de maatname kan de patiënt recht staan. Er is dus sprake van een belaste maatname.

1.2.1.3 Icecast® Anatomy [9]

Het Icecast Anatomy systeem is een eenkamer drukgipssysteem. Het werkingsprincipe van deze maatname methode is goed te vergelijken met de PCast. Er zijn twee grote verschillen op te merken. Bij het Icecast Anatomy wordt er namelijk gebruik gemaakt van lucht als fluïdum in plaats van water. Het andere grote verschil is dat de maatname onbelast plaatsvindt. Hiermee wordt bedoeld dat de patiënt tijdens de maatname niet op het lidmaat steunt.

Materialen en benodigdheden

(II) *Icecast Anatomy-blaas unit* is een opblaasbare rubberen zak versterkt door een matrix. Deze matrix dient om de duurzaamheid te verhogen en de uitrekking te regelen.

(III) *Icecastpomp met barometer.*

Afbeelding 15 geeft de benodigde apparatuur weer.



Afbeelding 15: Icecast Anatomy-blaas unit en Icecastpomp met barometer [9]

Methode

Vooraleer te starten wordt de Icecast Anatomy-blaas opgeblazen tot een druk van 20 mmHg. De prothesist zorgt ervoor dat de zak binnenstebuiten gedraaid is. Vervolgens wordt de stomp geïsoleerd en worden de nodige botstructuren en gevoelige zones aangeduid met een anilinepotlood. Let erop dat er geen insnoering optreedt bij het isoleren met plastieken film. Vervolgens wordt de stomp ingewikkeld met doordrenkte gipswindels tot boven de knie. Vervolgens rolt de prothesist de Icecast Anatomy-blaas af over het residuele lidmaat tot over de bovenrand van de gipswindels. Tijdens het afrollen wordt er lucht uit de zak gelaten om het afrollen te vergemakkelijken. Een aantal zaken waarop moet gelet worden zijn: dat de Icecastpomp in het verlengde ligt van de lengteas van het residuele lidmaat en dat er geen overmatige uitrekking is van de Icecast Anatomy-blaas. Als laatste wordt de kamer opgepompt tot de gewenste druk volgens Tabel 1.

Tabel1: Druk indicatief voor opblazen van Icecast Anatomy-blaas in mmHg

	Vlezig	Gespierd	Benig
Lage activiteit	50	60	70
Gemiddelde activiteit	70	80	90
Hoge activiteit	90	100	110

1.2.2 Analoge maatname technieken zonder gips

1.2.2.1 CIR sand casting system [10]

Bij dit systeem maken de ontwerpers gebruik van het dilatatie principe in het productieproces van de maatname. Dilatatie is een fenomeen waarbij granulen, zoals silica zand, polystyreen balletjes, koffiebonen of glazen balletjes, in een gesloten flexibel omhulsel herhaaldelijk kunnen geboetseerd worden tot welke vorm dan ook zolang alle lucht uit het omhulsel wordt geëvacueerd. Deze techniek is al wijdverspreid in de productietechniek van maatwerk zitapparaten. Het CIR sand casting system gebruikt silica zand als maatname materiaal. In

2005 is er een verbeterd systeem ontwikkeld, CIR-casting system, dat het productieproces sterk vereenvoudigt.

Materialen en benodigdheden

(I) De CIR maatname zak is gemaakt uit een elastische stof en opgevuld met micro-polystyreen balletjes (figuur 16). De herbruikbare zak vervangt de gipswindels gebruikt in een traditionele maatname methode.

(II) Plastic zakken, 0.75 mm dik en ongeveer 40 cm op 80 cm groot, worden gebruikt als het flexibel omkapsel van de CIR maatname zak. Deze worden gebruikt voor het maken van de negatieve maatname.

(III) De vacuüm connector bestaat uit een plastieken plaat, een stalen buis en een luchtbuis connector. Bij combinatie van de plastieken zak sluit het de CIR maatname zak af en zorgt ervoor dat de lucht geëvacueerd kan worden.

(IV) Een aluminium spalk, gemaakt uit zes tot tien lagen van aluminiumfolie, wordt gebruikt als maatname rand van het popliëetaal gebied wanneer het residuele lidmaat in flexie staat. De maatname rand wordt gebruikt tijdens de aanpassing van het positieve model.



Afbeelding 16: Plastiek zak (links), vacuüm connector (midden) en werkingsprincipe van de negatieve maatname [10]

Methode

De totale maatname bestaat uit 2 individuele maatnames van verschillende gebieden van de stomp in verschillende posities.

(I) Maken van de rand voor de posterieure trimlijn.

Een spalk, 10 cm breed en 25 cm lang, wordt gebuikt om de vorm te bekomen van de popliëetale regio van de geplooid knie. De gevormde maatname rand zal gebruikt worden om de posterieure trimlijn te vormen van de maatname.



Afbeelding 17: Aluminiumfolie spalk voor de maatname van popliëetale regio [10]

(II) Maken van de negatieve maatname

Met de patiënt in een zittende positie, zal een nylonkousje en de eerste plasticen zak over de stomp geplaatst worden. Vervolgens wordt de CIR maatname zak gelijkmatig afgerold op de stomp tot over de koker trimlijnen. De volgende stappen worden doorlopen om de CIR maatname zak af te sluiten. De tweede plasticen zak met de vacuüm connector om de CIR maatname zak te bedekken wordt aan de buitenzijde geplaatst. De prothesist gebruikt een rubberen elastiek om de plasticen zak over de CIR maatname zak te houden. Vervolgens wordt de eerste plasticen zak naar beneden afgerold over de tweede plasticen zak en wordt nog een rubberen elastiek gebruikt om de eerste plastic zak te bevestigen aan de tweede plastic zak. Eenmaal dat de CIR maatname zak afgesloten is wordt de vacuümpomp aangesloten en wordt de lucht geëvacueerd. Binnen een aantal seconden zal de CIR maatname zak vast worden. Deze negatieve maatname kan gebruikt worden om de pasvorm te controleren naar comfort. De vorige stappen moeten eventueel een aantal keer herhaald worden totdat de patiënt zich comfortabel voelt tijdens het dragen van de negatieve maatname.

1.2.3 Digitale maatname technieken [11]

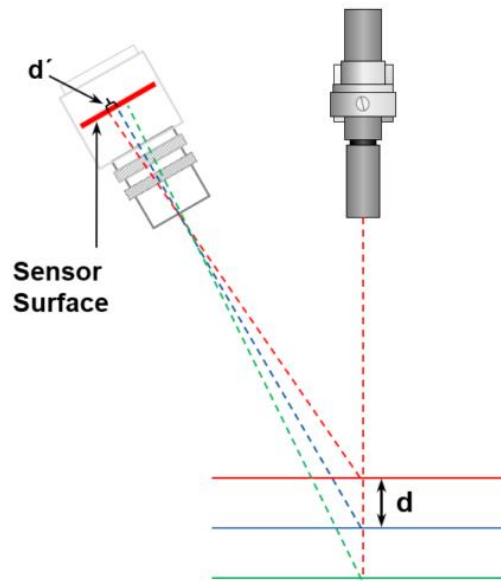
Digitale maatname technieken komen vaker en vaker voor binnen de orthopedische sector. Analooq aan de gipsmaatname kunnen een aantal basisprincipes aangehaald worden die geldig zijn voor alle digitale maatname technieken.

Een digitaal maatname apparaat verzamelt punten die liggen op het oppervlak van een te scannen voorwerp. Het gaat om informatie zoals de locatie (coördinaten) in drie dimensies (x, y, z) ten opzichte van een gekozen referentie, en eventueel de kleur of andere meetbare grootheden van het opgemeten punt. De samenstelling van meerdere punten geeft een puntenwolk. Deze is dus een representatie van het oppervlak van het voorwerp dat gescand wordt. Als tussen twee punten (vertices) lijnstukken (edges) getrokken worden, die niet kruisend zijn met een lijnstuk getrokken tussen 2 andere punten, worden driehoekige vlakken (faces) bekomen. De samenstelling van al deze data wordt een (polygoon) mesh genoemd.

De bepaling van de punten kan gebeuren met 4 verschillende meetprincipes: vluchttijd meting, laser triangulatie, gestructureerd licht.

Bij een vluchttijd meting wordt een puls, ofwel een lichtpuls of een geluidspuls, uitgestuurd die een gekende snelheid heeft. De puls zal weerkaatsen op het voorwerp en de tijd tussen de originele puls en de echo kan geregistreerd worden. Het tijdsverschil is een maat voor de afstand tussen de scanner en het voorwerp.

Voor de laser triangulatie techniek wordt laserlicht uitgezonden en wordt de weerkaatsing geregistreerd op een beeldsensor. Het principe wordt verduidelijkt in afbeelding 18. De locatie waar de weerkaatsing invalt op de beeldsensor is een maat voor de afstand tussen de scanner en het voorwerp.



Afbeelding 18: principe tekening van laser triangulatie [12]

In het geval van gestructureerd licht wordt een gekend patroon, bijvoorbeeld een rooster, geprojecteerd op het object. De scanner neemt een beeld van het complete object en verwerkt softwarematig de vervorming van het rooster tot een driedimensionaal model. De verschillende driedimensionale modellen worden softwarematig samengevoegd tot het gehele object.

Bij de eerste twee meetprincipes wordt ook de verplaatsing van de scanner geregistreerd met behulp van accelerometers. Merk op dat hierdoor het object dat gescand wordt best zo stil mogelijk staat om een nauwkeurige meting te kunnen uitvoeren.

Het doel van een goede scan is dat deze zo goed mogelijk lijkt op het werkelijke voorwerp. Merk op dat een mesh nooit een exacte kopie van het lidmaat kan zijn. Het werkelijke voorwerp wordt opgedeeld in een eindig aantal vlakken met eindige afmetingen. Dit is een vereenvoudiging ten opzichte van de realiteit. Er kan dus iets gezegd worden over de kwaliteit van een scan. Hiermee wordt bedoeld hoe goed de scan overeenkomt met het werkelijke voorwerp.

Nauwkeurigheid

De nauwkeurigheid slaat in dit geval op hoe groot de afstand is tussen de gemeten positie van een gegeven punt en de werkelijke positie van het overeenkomstige punt. Hoe groter de nauwkeurigheid, hoe kleiner deze afstand. Orthopedische scanners hebben een nauwkeurigheid tussen 0,1 mm en 4 mm.

Resolutie

Met de resolutie wordt bedoeld hoe groot het kleinste detecteerbare verschil is in een 3D beeld. Zoals reeds aangehaald wordt het gescande voorwerp vereenvoudigd door het voor te stellen als een verzameling aaneensluitende driehoekige vlakjes. Hoe meer punten er opgemeten worden, hoe meer vlakken samengesteld kunnen worden. De resolutie ligt dan hoger en dit gaat normaal gezien samen met een betere nauwkeurigheid. In afbeelding 19 wordt dit geïllustreerd.



Afbeelding 19: Illustratie van digitaal model met hoge (links) en lage resolutie (rechts) [11]

Nu bestaan er meerdere apparaten en methodes voor het opmeten van de locatie van punten deel van een oppervlakte in de ruimte. Hier wordt in volgende punten in verder gegaan

1.2.3.1 Draagbare 3D scanner

De draagbare 3D scanner is een contactloze scan methode.

Materialen en benodigdheden

(I) *Een scan toestel* is het enige wat nodig is om de maatname uit te voeren. Er is een brede range scanners op de markt. Het kan gaan om industriële apparaten maar er bestaan ook specifieke apparaten voor orthopedische toepassingen. Er is dan ook een brede prijsrange gaande van enkele honderden euro's tot enkele duizenden euro's.

Methode

De stomp wordt op de juiste meetafstand geplaatst afhankelijk van de scannereigenschappen. De scanner maakt een beeld van het deel van het oppervlak dat zichtbaar is. Vervolgens verandert men de positie van de scanner om een volgende deel van het oppervlak te scannen. De afzonderlijke scans worden softwarematig automatisch met elkaar verbonden. Herhaal deze laatste stap totdat het totale oppervlak van de stomp gescand is. Merk op dat elk oppervlak dat je wilt meten zichtbaar moet zijn. Tijdens de scan moet het residuele lidmaat best zo stil mogelijk gehouden worden.

1.2.3.2 3D-scanner voor mobiele toepassingen

Dit type scanner is gelijkaardig aan de draagbare 3D scanner, maar verschilt erin dat het gemonteerd wordt op een tablet terwijl de draagbare scanners stand-alone apparaten zijn. Het gebruik van deze scan methode is verder dan ook identiek aan die van een draagbare scanner.

1.2.3.3 Elektromagnetische digitizer

Met deze maatname methode wordt contact gemaakt met het voorwerp.

Materialen en benodigdheden

(I) *elektromagnetische pen* zendt een elektromagnetisch signaal uit in de ruimte.

(II) *ontvanger* staat vast in de ruimte opgesteld. Deze ontvangt de signalen van de elektromagnetische pen en vertaalt deze naar de computer.

Methode

De patiënt neemt een zittende positie aan in de ruimte. De ontvanger wordt op de juiste afstand geplaatst ten opzichte van de patiënt, aangegeven door de fabrikant. De stomp wordt aangeraakt met de punt van de pen. Elke keer wanneer het oppervlak wordt geraakt wordt de

locatie (x, y, z) geregistreerd door de ontvanger. Elk punt in de puntenwolk wordt dus één per één gegenereerd en opgeslagen.

1.2.3.4 Systeem en methode volgens Bhanti [13]

Het systeem van Bhanti, A. V. stelt een prothesist in staat om een 3D beeld te vormen van een stomp onder statische en dynamische condities [13]. Het systeem bestaat uit een matrix van kruisende vezels zo geschikt dat ze zich kunnen vormen naar een variabel contour. De vezelmatrix vormt zich naar de contouren van het overblijvende lidmaat. De coördinaten van elk kruisingspunt van twee of meerdere vezels wordt geregistreerd en produceert een signaal waaruit een digitaal 3D beeld van de stomp kan gegenereerd worden dat overeenkomt met het originele lidmaat.

1.3 Discussie

1.3.1 Correlatie met kokertype

We stellen vast dat bepaalde maatname methodes meer of minder geschikt zijn voor het produceren van een type koker. Afhankelijk van de maatname methode lijkt de maatname immers al in meer of mindere mate op de aangepaste moulage die er verder uit vervaardigd wordt. De maatname methodes die het meest geschikt zijn voor TSB-kokers zijn: het Hydrocast system en het Icecast Anatomy systeem. Maatnames geschikt voor het maken van PTB-kokers zijn: de manuele gipsmaatname en het CIR sand casting system. Bij alle digitale maatname methodes is er geen boetsering van het residuele lidmaat mogelijk omdat het oppervlak zichtbaar of bereikbaar moet zijn. De enige uitzondering zou het systeem volgens Bhanti kunnen zijn, maar het enige wat gevonden is, is een patent aanvraag voor een apparaat met bijbehorende methode [13]. Verder zijn er geen onderzoek of afbeeldingen gevonden van dit apparaat. De claims beschreven in het patent lijken ook nogal ambitieus.

1.3.2 Correlatie met expertise

Het eerste dat opvalt is dat ongeacht welke maatname gekozen wordt, ergens in het productieproces expertise nodig is. Het grote knelpunt hierbij is het aanpassen van de maatname al is het met gips of digitaal. Merk hierbij op dat een fysieke bewerking van een maatname natuurlijker aanvoelt voor een prothesist dan een digitale bewerking.

1.3.3 Analooq versus digitaal

1.3.3.1 Reproduceerbaarheid

Met digitale technieken is het mogelijk om de originele maatname terug op te roepen indien een fout gemaakt is bij het bewerken van het model.

Tijdens het productieproces is er een grote kans dat de moulage beschadigd wordt. Het is interessant om meerdere gelijke moulages opnieuw te kunnen produceren. Dat is echter niet mogelijk gebruik makend van analoge technieken.

1.3.3.2 Manipulatie weke delen/ patiënt respons

Bij scan technieken is het niet mogelijk weke delen te vervormen tijdens de maatname omdat het oppervlak van het lidmaat zichtbaar/meetbaar moet zijn. Met analoge maatname technieken is het wel mogelijk de stomp al te belasten en of vervormen naar een gewenste vorm. Daarbij kan ook respons van de patiënt vastgesteld of gevraagd worden zoals pijn of ongemak.

1.3.3.3 Stockage

Het is makkelijker digitale modellen van patiënten bij te houden omdat deze geen fysieke ruimte innemen. Toch is het interessant om voorgaande moulages bij te houden om de individuele voorkeuren van de patiënt te registreren. Eventueel kunnen er statistische analyses worden uitgevoerd op de verzamelde data omtrent, stomp vorm, aanpassingen, etc.

1.3.3.4 Afval

Alle maatname materialen van alle digitale methodes en het CIR sand casting system zijn herbruikbaar na elke maatname. Dat kan niet gezegd worden van de methoden die gipswindels gebruiken. Bij het gebruik van gipswindels wordt in het productieproces de maatname onbruikbaar voor reproductie en wordt het materiaal beschouwd als vermijdbaar afval.

1.4 Besluit literatuur

Het maken en opbouwen van een transtibiale prothese is een complex gebeuren waarbij keuzes nodig zijn waarbij comfort en functionaliteit tegen elkaar afgewogen worden. De keuze van de verschillende componenten en methodes zijn niet onafhankelijk van elkaar. Het gehele proces start met het maken van een zo juist mogelijke kopie van het overblijvende lidmaat. Fouten of beperkingen in deze fase van het proces zijn bepalend voor alle volgende stappen. Het is dus niet abnormaal dat er zoveel methoden bestaan met elk hun eigen voor- en nadelen. Het grootste verschil ligt in het verschil tussen de traditionele gipsmaatname en de digitale technieken.

De traditionele methode heeft het duidelijke voordeel dat de interactie met de patiënt het best verloopt. Het gaat om tactiele informatie door het betasten van de stomp, manipuleren van de stomp en feedback van de patiënt. Het duidelijke nadeel aan de traditionele methode is dat het een vuil proces is. Zowel voor de patiënt als voor het milieu.

De digitale methode lost het grote nadeel van de traditionele methode op door een proper alternatief product aan te bieden. Digitale methoden openen ook deuren naar het sneller fabriceren van componenten met nieuwe digitale productietechnieken zoals 3D-printen. Bijkomend is elke aanpassing van de vorm registreerbaar en exact opnieuw uitvoerbaar. Nadelig aan de digitale methode is het verlies van de tactiele informatie.

In het vervolg van dit werk wordt een poging gedaan om de voordelen van beide methodes verenigen. Het doel is aantonen dat we een apparaat kunnen ontwikkelen dat een digitaal model aflevert, aanpasbaar is en feedback kan geven over de pasvorm van de stomp. Een onderzoeksgroep van MIT heeft eveneens een dergelijk apparaat ontworpen, maar het doel van hun apparaat is het achterhalen van mechanische eigenschappen van het weefsel waaruit de stomp bestaat, gelinkt aan de locatie op de stomp.

2 MAATNAME APPARAAT UNIT

2.1 Afbakenen doelen en functies

2.1.1 Uitbreidbaar

Het apparaat is best geschikt voor zo veel mogelijk patiënten. Aangezien niet elke stomp even groot is moet de grootte van het apparaat aanpasbaar zijn. Een oplossing is dat het apparaat bestaat uit meerdere individuele modulaire componenten of units die onderling uitwisselbaar en uitbreidbaar zijn. De aaneenschakeling van de verschillende componenten moet in staat zijn een algemene 3 dimensionele vorm te maken.

2.1.2 Meetbaar

De samenstelling van de componenten geeft maar een eerste benadering van de stompvorm. Het apparaat heeft nood aan beweegbare componenten om zo een meer precieze vorm van de stomp te kunnen aannemen. Een mogelijke oplossing is gebruik maken van een lineaire naar binnen gerichte actuator. De begin- en eindpositie van de actuator moet in de ruimte gekend zijn om de precieze 3D vorm van de stomp te bepalen.

2.1.3 Evalueerbaar

In het hoofdstuk over digitaal versus analoog (1.3.3) is aangehaald dat voor een herhaalbaar proces een digitale maatname methode nodig is. De precieze 3D vorm moet vertaalbaar zijn naar een digitaal model. Dit is mogelijk door de startpositie en verplaatsing van elke actuator te registreren en om te zetten naar een digitaal 3D model.

2.1.4 Stuurbaar

Naargelang van de ervaring van de prothesist en feedback van de patiënt moet de vorm van de stomp kunnen worden aangepast. Dit proces zou idealiter verlopen gelijkaardig aan het aanpassen van een moulage aangehaald in hoofdstuk 1.1.3.2. Merk op dat het beschreven apparaat als enige de maatname en de aanpassing van de moulage met elkaar integreert.

2.2 Iteraties Modulaire componenten (Uitbreidbaar)

De eigenschappen aangehaald in hoofdstuk 2.2.1 hebben een chronologische volgorde. Merk op dat ontwerpbeslissingen in het begin van het proces hun invloed hebben op de rest van het proces. Aanpassingen die later gebeuren kunnen tot gevolg hebben dat er terug vanaf het begin moet gestart worden.

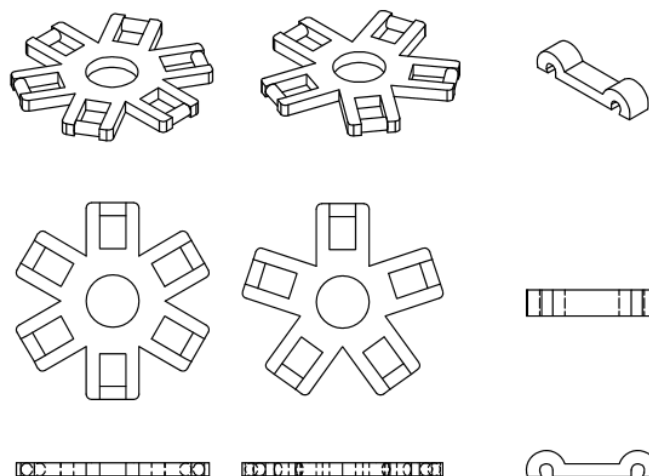
2.2.1 Ontwerpproces

De inspiratie voor het samenstellen van een frame uit modulaire componenten in driehoekige configuratie komt uit het speelgoed Magnetix. Deze structuur komt ook voor in het ontwerp van geodomes, zie figuur 20. Na oppervlakkige analyse kan vastgesteld worden dat deze ontwerpen bestaan uit vlakke driehoeken met gemeenschappelijke ribben en hoekpunten. De ribben van de driehoeken komen samen in een punt per vijf of zes ribben. Dit is aangetoond in figuur 20 Door de afwisseling van vijf of zes ribben in een punt wordt een 3D vorm bekomen in plaats van een vlak. Merk ook op dat afhankelijk van de grootte van de constructie die hoek tussen twee recht tegenover elkaar staande ribben wijzigt. Het idee is om in de punten waar de ribben samenkomen de actuator te plaatsen. Het ontwerp bestaat dan uit een houder voor een actuator en meetapparatuur waarop vijf of zes verbindingstukken moeten toekomen.



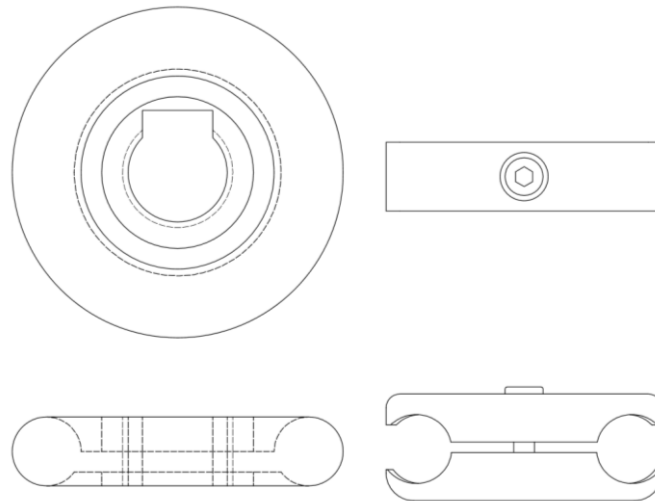
Afbeelding 20: Voorbeeld van een geodome

Het eerste ontwerp bestaat uit drie soorten componenten en wordt geïllustreerd in afbeelding 21: de verbindingstukken die kunnen scharnieren rond een verbindingspunt, een houder met zes symmetrisch verdeelde verbindingpunten en een houder met vijf symmetrisch verdeelde verbindingpunten. Na het digitaal proberen assembleren van de verschillende onderdelen is vastgesteld dat het niet mogelijk is de houder met vijf en zes verbindingpunten met elkaar te combineren. Dit komt omdat de verbindingpunten symmetrisch geplaatst zijn en op overgangsplaatsen is dit niet het geval. Er is nood aan variabele hoekpunt posities.



Afbeelding 21: Illustratie van versie 1 componenten, links houder met 6 verbindingpunten, midden houder met 5 verbindingpunten, rechts verbindingstukken; boven perspectieftekening, midden bovenaanzicht, onder vooraanzicht.

Het tweede ontwerp houdt rekening met deze variabele hoekpunt positie. In dit ontwerp zijn drie componenten ontworpen. Er is nog maar één houder met variabele hoekpunten. De verbindingselementen bestaan uit verschillende delen die op elkaar geschroefd worden en rond de verbindingpunten klemmen. De twee uiteinden van de onderdelen van het verbindingselement moeten verschillend van vorm zijn om nog steeds te kunnen scharnieren rond de verbindingpunten. Het kleine verschil tussen deze twee onderdelen zal in de praktijk meestal niet opgemerkt worden wat de assemblage bemoeilijkt. Er is nood aan een verbindingstuk dat bestaat uit één soort onderdeel. Versie 2 wordt in afbeelding 22 geïllustreerd.



Afbeelding 22: Illustratie van versie 2 componenten, links houder, rechts houder constructie, boven bovenaanzicht, onder vooraanzicht

In het derde en laatste ontwerp is hiermee rekening gehouden. De verbindingstukken bestaan uit twee identieke onderdelen, kunnen op een variabel hoekpunt staan en kunnen scharnieren. Een eventueel nadeel aan dit ontwerp zijn de vele kleine componenten die allemaal geassembleerd moeten worden. Alle componenten zijn ontworpen om geproduceerd te kunnen worden op grote schaal via een spuitgietproces. Meer details over dit ontwerp worden aangehaald in hoofdstuk 2.3.1.8.

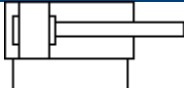
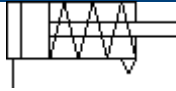
Om conceptueel aan te tonen dat frames kunnen gemaakt worden met verschillende grootte is een vereenvoudigde component ontworpen die gelaserd kan worden. In hoofdstuk 2.4.5 wordt hierop teruggekomen.

2.2.2 Actuator

Het ontwerp van de houder is uiteraard sterk afhankelijk van de vorm van de gebruikte actuator. In de industrie worden drie types actuatoren gebruikt: hydraulische, pneumatische en elektrische actuatoren. Hydraulische systemen worden gebruikt voor toepassingen waar zeer grote krachten moeten gegenereerd worden. In de context van deze masterproef is dit type actuator niet geschikt. Zowel elektrische als pneumatische aandrijvingen kunnen compact zijn en controleerbare krachten genereren. Een voordeel aan perslucht is dat de druk in de cilinder kan gebruikt worden als maat voor de kracht die de cilinder levert. Aangezien deze masterproef ook verder werkt met materiaal van een voorgaande scriptie en omwille van de gewenste eigenschappen van perslucht wordt hiermee verder gegaan.

De keuze van de cilinder wordt bepaald door de krachten die moeten kunnen geleverd worden, de slaglengte en de inbouwgrootte. Voor deze masterproef is de meest beperkende factor de inbouwgrootte. De afstanden die de cilinder moet kunnen overbruggen zijn beperkt wegens het uitbreidbare karakter van het frame. De krachten die moeten gegenereerd worden door de cilinder zijn van ondergeschikt belang. Daarbij mogen de krachten niet te groot zijn om geen ongemak, pijn of weefselschade te veroorzaken. Deze scriptie bouwt verder op een opstelling van een voorgaande masterproef van Colin Vergaerde [14]. In de tabel 2 wordt de reeds aangekochte cilinder (links) vergeleken met een cilinder met kleinere inbouwgrootte (rechts). Merk op dat het inbouwwolume van de EGZ-6-15 slecht 4,6 % bedraagt van het inbouwwolume van de ADVC-16-25-A-P, wat gewenst is.

Tabel 2: Vergelijkende tabel piston ADVC-16-25-A-P versus EGZ-6-15

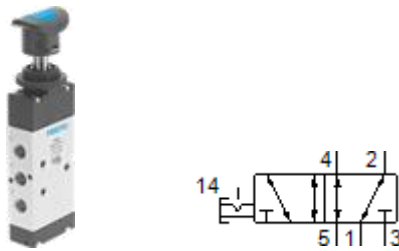
	ADVC-16-25-A-P	EGZ-6-15
Afbeelding		
Schema		
Zuigerdiameter [mm]	16	6
Slaglengte [mm]	25	15
Inbouwwolume [mm ³]	29025	1335
Werking	Dubbelwerkend	Enkelwerkend
Rustpositie	Ongewijzigd	Ingetrokken
Risico bij breuk in leiding	Risico bij breuk in remleiding	Keert naar rustpositie
Snelheidsregeling	Ideaal	Niet ideaal
Max kracht bij 6bar [N]	122	17

2.3 Definitief ontwerp

2.3.1 Materialen

In deze masterproef wordt deels voortgebouwd op het eindwerk van Colin Vergaerde [14]. Zijn paper gaat over het ontwerpen en testen van een indentatie-meter voor het bepalen van mechanische eigenschappen van zachte weefsels gelijkaardig aan het apparaat ontworpen door MIT aangehaald in de inleiding van deel twee. Omdat de hardware uit de masterproef van Colin Vergaerde veel gelijkenissen vertoont met de hardware in deze masterproef worden een aantal componenten hergebruikt die niet ideaal zijn, maar wel de gewenste werking kunnen uitvoeren.

2.3.1.1 Klep VHEM-PA-B52-G18



Afbeelding 23: foto (links) en schema (rechts) van klep VHEM-PA-B52-G18

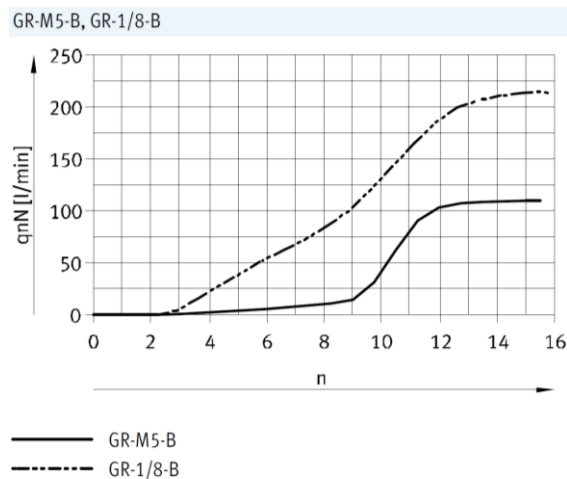
Dit is een 5/2 klep. Dit wil zeggen dat de klep vijf aansluitingen en twee stabiele toestanden heeft. Ze is met andere woorden bistabiel en dat wil zeggen dat de knop op twee posities kan geplaatst worden zonder dat deze toestand uit zichzelf verandert. De twee toestanden van de doorverbindingen in de schakelaar zijn aangegeven in het schema. Merk op dat deze component eigenlijk te complex is voor deze toepassing. Voor de toepassing op deze scriptie is een 3/2 ventiel voldoende voor de sturing. De normaal gesloten aansluitingen kunnen drukken weerstaan van -0,95 tot 10 bar. De klep moet bediend worden met een activeringskracht van 17 N en moet teruggeschakeld worden met een kracht van 48 N. De klep kan een maximaal debiet aan van 500 l/min [15].

2.3.1.2 Debietregelaar GR-M5-B



Afbeelding 24: foto (links) en schema (rechts) van debietregelaar GR-M5-B

Deze component regelt in één richting de snelheid waarmee de piston beweegt door het debiet te regelen van de lucht. Het is met andere woorden een uni-directionele smoor regeling. Het luchtdebiet kan geregeld worden tussen 29,5 en 3300 l/min met behulp van een schroef. Afbeelding 25 geeft aan hoe het debiet wijzigt in functie van het aantal keren de schroef wordt rondgedraaid. De component heeft een werkingsdruk van 0,1 tot 15 bar [16].



Afbeelding 25: Luchtdebiet in functie van schroefrotaties voor GR-M5-B

2.3.1.3 Piston EGZ-6-15



Afbeelding 26: foto (links) en schema (rechts) van cilinder EGZ-6-15

Deze cilinder heeft een zuigerdiameter van 6 mm en een slaglente van 15 mm. De cilinder is een enkelzijdige cilinder. Hier wordt mee bedoeld dat er mogelijkheid is de druk te regelen aan één zijde van de zuiger. De piston keert terug naar zijn originele positie met behulp van een veer. In het geval dat de druk zou wegvallen keert de piston terug naar de ingetrokken positie. Hierdoor kan de stomp niet vastgeklemd worden in het apparaat moest er een falen optreden. De werkdruk van de cilinder bedraagt tussen de 2 en 8 bar. Het grootste voordeel aan dit type cilinder is het minimale installatie volume dat vereist is (zie ook tabel 2). [17]

2.3.1.4 Lineaire potentiometer PTX 0025

Om de positie en verplaatsing op te meten wordt gebruik gemaakt van een potentiometer. Een potentiometer is een component bestaande uit een weerstandswinding of weerstandsfilm. Op de weerstand bestaat een aftakking die verplaatsbaar is zodat de weerstandswaarde tussen de aftakking en één van de andere uiteinden variabel is. In deze scriptie is een potentiometer gebruikt met een weerstandsfilm met een lengte van 25 mm en met een weerstand van 1 k Ω . De producent verzekert een herhaalbaarheid van 0,01 mm.

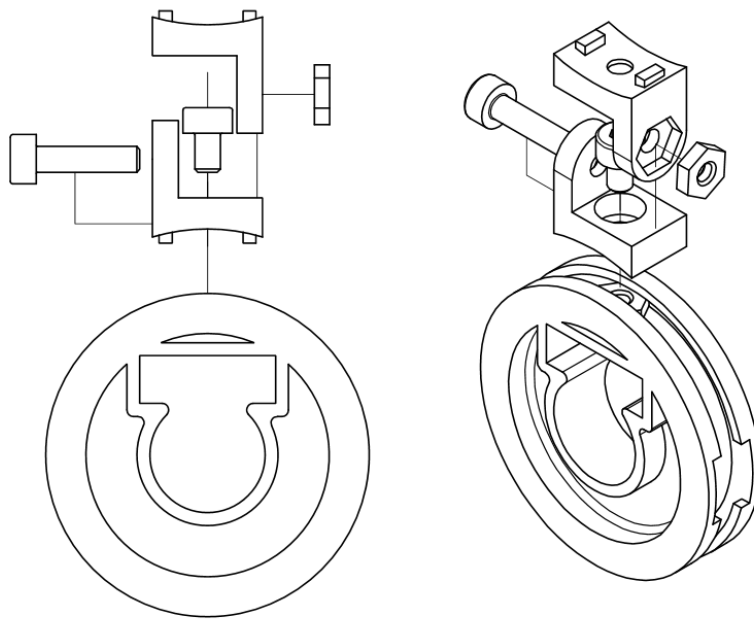
Merk op dat de bruikbare lengte van 25 mm te lang is voor deze toepassing. De producent vermeldt dat hij op maat kan leveren. Voor deze toepassing is de werking aantonen voldoende en wordt de reeds aangeschafte sensor gebruikt [18].

2.3.1.5 Potentiometer houder

Dit is een klein aluminium plaatje van 1 mm dik en een breedte gelijk aan dat van de potentiometer. Deze component zorgt voor de mechanische verbinding tussen de actuator en de potentiometer met behulp van dubbelzijdige tape.

2.3.1.6 Frame

Zoals eerder aangehaald bestaat het ontwerp uit actuator houders waarop op willekeurige plekken rondom verbindingstukken kunnen gemonteerd worden en waarbij de verbindingstukken kunnen scharnieren. Hierbij valt op te merken dat de verbindingstukken geïnspireerd zijn op het ontwerp van de scharnierende verbindingen bij Item profielen. Een assemblage van het verbindingstuk op een houder wordt in afbeelding 27 geïllustreerd.



Afbeelding 27: Illustratie van assemblage van actuator houder en verbindingscomponenten in bovenaanzicht links en perspectieftekening rechts

Voor elke verbinding tussen twee houders zijn acht componenten nodig waarvan 6 standaard ISO-componenten: drie ISO 4036 M2 moeren, twee ISO 4762 M2x3 bouten, één ISO 4762 M2x8 bouten en twee ontworpen verbindingsonderdelen. Een moer kan geplaatst worden in de houder door middel van de opening aan de zijkant van de houder.

2.3.1.7 Analooq naar digitaal convertor

Het analoge spanningssignaal van de potentiometer moet opgemeten en omgezet worden naar een digitale waarde. Deze conversie gebeurt best met een zo goed mogelijke resolutie of met andere woorden een opsplitsing in zo veel mogelijk bits.

2.3.1.8 Spanningsbron

Voor het genereren van een signaal uit de potentiometer is een gelijkspanningsbron nodig. Idealiter levert deze bron een zo constant mogelijke gelijkspanning en stroom die de analoog naar digitaal convertor optimaal benut.

2.3.1.9 Persluchtbron

Gelijkaardig aan de spanningsbron is er een perslucht bron vereist die een zo constant mogelijke druk kan leveren, ook al wordt de actuator gebruikt. Een mogelijkheid om dergelijk systeem te bekomen is gebruik te maken van een regelbaar drukventiel gecombineerd met een voldoende groot buffervat, waarbij de grootte afhankelijk is van het aantal gebruikte actuatoren.

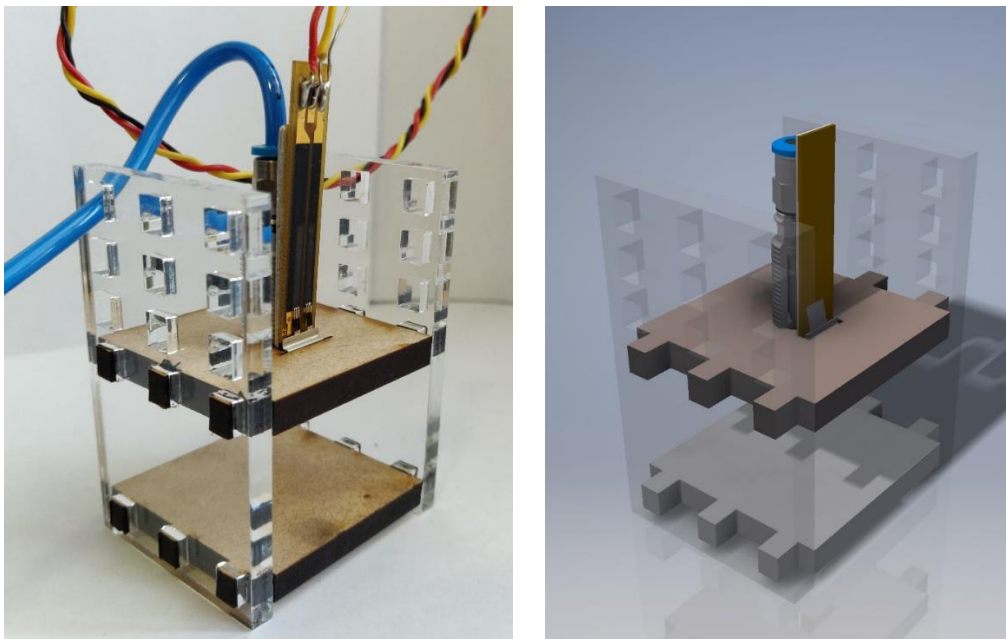
2.4 Testopstelling (Meetbaar)

2.4.1 Materiaal

Het gebruikte materiaal is identiek aan dat van het definitieve ontwerp, met uitzondering van het frame. Bijkomend zijn de digitaal convertor, spanningsbron en persluchtbron zo gekozen dat een goedkope, autonome opstelling kan samengesteld worden waar testen kunnen worden op uitgevoerd op locaties waar enkel toegang is tot een eenvoudig stopcontact. Het produceren van de componenten van het frame zouden duur zijn en veel tijd kosten. Om toch een principiële afstandsmeting te kunnen uitvoeren is er een kleine testopstelling ontworpen.

2.4.1.1 Opstelling

Deze testopstelling moet dezelfde montage hanteren als dat van het unit ontwerp. Als productiemethode is geopteerd voor het gebruik van een lasercutter. Met deze methode is het mogelijk op snelle wijze en met goedkope materialen (MDF en PMMA) een testopstelling te construeren. Het ontwerp bestaat uit een doosje waar twee wanden ontbreken. In het ontwerp is voorzien om het “deksel” van het doosje op verschillende discrete hoogtes te plaatsen. Zo kunnen voorwerpen van verschillende diktes opgemeten worden. De boven- en onderzijden zijn gemaakt uit MDF 6mm en de twee zijwanden zijn gemaakt uit transparant PMMA van 5 mm.



Afbeelding 28: Testopstelling afstandsmeting reëel links en CAD rechts.

2.4.1.2 Analooq naar digitaal convertor

In de testopstelling wordt de Arduino uno gebruikt voor het uitlezen van de spanning over de potentiometer. Arduino uno is een programmeerbare microcontroller die eenvoudig is in gebruik. Het is ontworpen voor het uitlezen van sensor data en het aansturen van elektronische componenten. De analoge poort van de Arduino kan een spanning meten tussen de 0 en 5 V en zet deze om in een digitale waarde van 10 bits [19].

2.4.1.3 Spanningsbron

Voor de opstelling wordt een spanningsbron gebruikt die gehaald is uit een HP-printer. Het betreft een transformator met model nummer CQ191-60017. Deze zet een spanning van tussen de 100 en 240 V wisselspanning, 50/60 Hz, 0,6 A om in een gelijkspanning van 32 V en 313 mA of 12 V.

2.4.1.4 Persluchtbron

Als persluchtbron wordt een fietspomp gebruikt met hieraan een buffervat. Het buffervat bestaat uit een 2 l petfles met op het onderste uiteinde een gat van 6 mm. In dit gat wordt een standaard fietsventiel met rubber ingeklemd. Het ventiel wordt bevestigd met een bout, sluitring en vervolgens dichting sluitring. De dichting sluitring wordt voorzien om lekken te voorkomen. Het onderdeel is gemaakt van een rest stukje fietsband dat rond uitgeknipt wordt en waarin centraal een gaatje is geprikt.

2.4.1.5 Eindmaten

Een eindmaten set zijn metalen blokken met een rechthoekige doorsnede die een zeer precieze dikte hebben. Er zijn meerdere klassen verkrijgbaar. De klasse die voor deze scriptie gebruikt worden zijn van klasse 1. De klasse slaat op de maximale afwijking die de dikte mag hebben.

In de set zitten 32 stukken. Ze worden ingedeeld op volgorde van kleinste rangorde tot grootste rangorde. Het eerste stuk heeft een dikte van 1,005 mm. Vervolgens zijn er 9 stukken die gaan van 1,01 mm tot en met 1,09 mm in incrementen van 0,01 mm. Vervolgens zijn er 9 stukken gaande van 1,1 mm tot 1,9 mm in incrementen van 0,1 mm. Er nog 10 stukken gaande van 1 mm tot en met 10 mm in incrementen van 1 mm. Als laatste zijn er nog 3 stukken van 20, 30 en 50 mm. Het kleinste increment dat met deze set kan samengesteld worden is dus 0,005 mm.

2.4.2 Schema's

2.4.2.1 Elektrisch

Aangezien de Arduino uno maar een spanning (U) kan opmeten tussen 0 en 5 V en de spanningsbron 32 V levert moet er een spanningsdeler voorzien worden. Er moet voor gezorgd worden dat de spanning 5 V is als de cilinder volledig geactiveerd is. De weerstand en lengte van de gehele potentiometer is respectievelijk gelijk aan 1000 ohm en 25 mm.

$$x = \frac{15 \text{ mm}}{25 \text{ mm}} = 0,6$$

$$R_{2x} = R_2 \cdot x = 1000 \cdot 0,6 = 600 \Omega$$

$$I = \frac{U_{2x}}{R_2} = \frac{5}{600} = 0,0083 \text{ A}$$

$$U_2 = R_2 \cdot I = 1000 \cdot 0,0083 = 8,33 \text{ V}$$

$$U_1 = U - U_2 = 32 - 8,33 = 23,66 \text{ V}$$

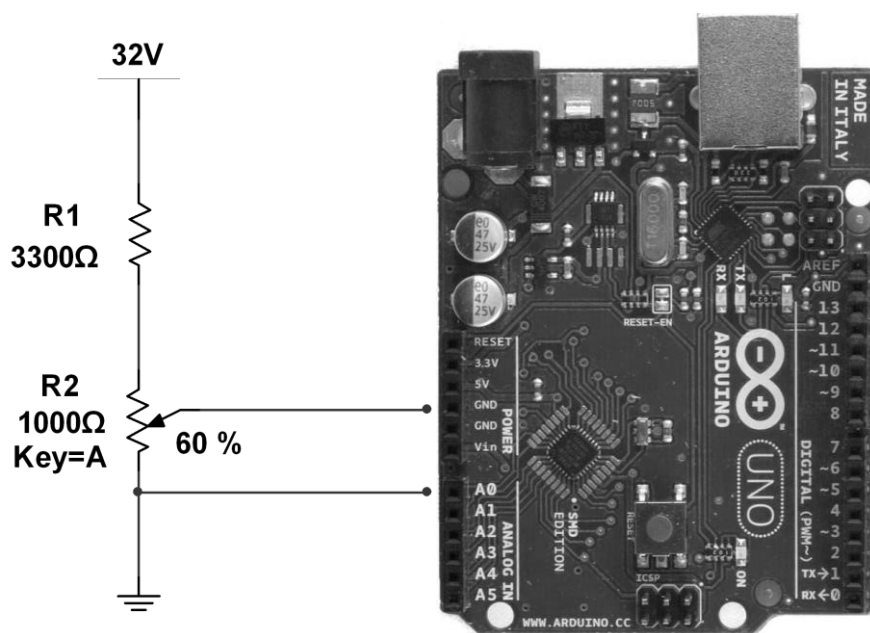
$$R_1 = \frac{U_1}{I} = \frac{23,66}{0,0083} = 2851,4 \Omega \approx 3300 \Omega$$

Uit vorige berekening blijkt dat idealiter een weerstand gebruikt wordt van 2851,4 ohm. De dichtstbijzijnde grotere weerstand ter beschikking is 3300 ohm. Vervolgens wordt de berekening gemaakt van wat de maximale praktische spanning bedraagt.

$$I = \frac{U}{R_1 + R_2} = \frac{32}{3300 + 1000} = 0,0074 \text{ A}$$

$$U_{2x} = I \cdot R_{2x} = 0,0074 \cdot 600 = 4,47 \text{ V}$$

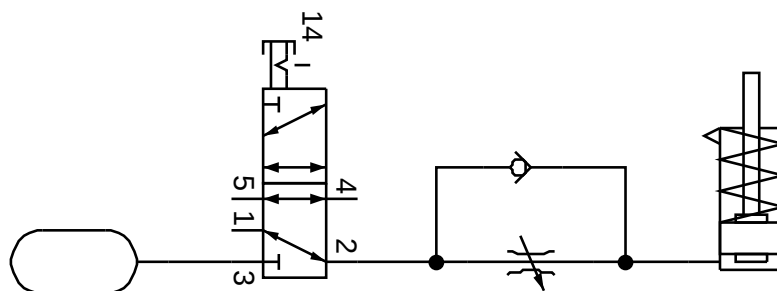
Merk op dat de spanning praktisch maar 4,47 V kan bedragen als de cilinder volledig is geactiveerd.



Afbeelding 29: Elektrisch schema meetopstelling

2.4.2.2 Pneumatisch

Alle pneumatische onderdelen vermeld in de materialen lijst worden aaneengeschakeld in de opstelling. Een schematische voorstelling hiervan wordt gegeven in figuur 30.



Afbeelding 30: Pneumatisch schema opstelling

2.4.3 Arduino code

0.2_Afstand_uitmeten §

```
//Declareren globale variabelen
float distAmp = 1540;           // Amplitude van de resistor in mm
int dlyCal = 50;                // Wachtijd tussen callibratie metingen in ms (20Hz)
int dlyLoop = 100;              // Wachtijd tussen effective metingen in ms (10Hz)

int distMaxD = 0;               // digitale waarde voor minimale afstand
int distMinD = 0;               // digitale waarde voor maximale afstand
int distAmpD = 0;               // Digitale amplitude voor de resistor

//-----
void setup() {
  pinMode(A0, INPUT);           // Input analoog 0 = potentiometer
  Serial.begin(9600);           // Communicatie starten

  // Calibreren -----
  // Declareren locale variabelen
  int clc = 1;                  // Timer variabele
  int clcStop = 25;             // Aantal calibratie metingen
  int Cumsom = 0;               // Cumulatieve som

  int distMaxCal = 0;           // Tijdelijke variabele

  Serial.println("Calibreren Maximum"); // Toon dat maximum aan het calibreren is

  while(clc < (clcStop + 1)) { // Start while loop
    Serial.println((clcStop+1) - clc); // Toon afteltimer
    distMaxCal = analogRead(A0); // Uitlezen van maximale digitale afstands waarde
    Cumsom = Cumsom + distMaxCal; // Cumulatieve som maken
    distMaxD = Cumsom / clc;      // Bereken gemiddelde max digitale afstand
    delay(dlyCal);               // Wacht
    clc = clc+1;                 // timer verzetten
  }

  Serial.println("Calibreren Minimum"); // Toon dat maximum aan het calibreren is
  delay(3000);                    // Wacht 3sec

  distAmpD = distMaxD - distMinD; // Digitale amplitude voor de resistor berekenen
  double res = (double(distAmpD)/1024.00)*100; // Gebruikte bereik spanningsmeter weergeven
  Serial.print(res);              // Bereik weergeven
  Serial.println("%");
}
//-----
void loop() {
  int dist = analogRead(A0);      // Uitlezen van digitale afstandsmeting
  dist = ((dist - distMinD) * distAmp) / distAmpD; // Omrekenen digitale waarde tot reële waarde

  Serial.println(dist);           // Reële waarde van de afstand wegschrijven
  delay(dlyLoop);                // Wachten > stabiliteit + beperken meet freq
}
```

De code is ingedeeld in vier onderdelen: Het declareren van de globale variabelen, het configureren van de arduino, de code die de opstelling calibreert en de code die het meetprotocol bestuurt. De verschillende aangehaalde delen worden in de code gescheiden door de horizontale lijnen. Merk op dat de eerste drie delen van de code, deel van de void setup, enkel doorlopen worden bij het starten van de Arduino. Het laatste deel code van de metingen, de void loop, wordt vervolgens herhaaldelijk doorlopen met een frequentie van 10 Hz.

2.4.4 Positiemeeting

Deze opstelling heeft als doel het valideren van de werking van de positiemeting. Met de testen willen we de nauwkeurigheid, de herhaalbaarheid en het algemeen verloop van de positie meting toetsen.

Als eerste wordt de effectieve slag van de cilinder bepaald met behulp van de eindmaten. In rust positie worden blokjes geplaatst tot deze net het uiteinde van de cilinder raken. Dezelfde methode wordt herhaald voor de cilinder in geactiveerde positie. Het verschil van dikte van de eindmaten is gelijk aan de effectieve slag van de actuator. Deze waarde wordt ingegeven in de code van de Arduino onder de globale variabele `distAmp`.

Vervolgens wordt de opstelling gekalibreerd met behulp van het kalibratie protocol.

2.4.4.1 Kalibratie protocol

Als eerste wordt de klep in de positie geplaatst waarbij de cilinder geactiveerd wordt. Vervolgens wordt het buffervat onder druk gebracht met behulp van de fietspomp. De druk zal geleidelijk aan stijgen en de cilinder zal geactiveerd worden. Als de cilinder in zijn uiterste positie staat is de druk voldoende hoog om de veerkracht in de cilinder te overwinnen. In geactiveerde positie wordt de Arduino code gestart. Op dat moment zal in de Arduino de digitale waarde van de spanning 25 maal uitgelezen worden over een tijd van 1,25 seconden (20 Hz). De digitale waarden worden uitgemiddeld en vormen de referentie waarbij de afgelegde afstand gelijk is aan de maximale slag. Vervolgens wordt gevraagd de cilinder in rustpositie te plaatsen door de klep te verstellen. In de code wordt de minimumwaarde gelijkgesteld aan 0. Dit is mogelijk aangezien de potentiometer zo geplaatst is op de opstelling dat de spanning op de meetklemmen van de Arduino verwaarloosbaar is.

Vervolgens geeft de Arduino weer hoeveel procent van het gehele meetbereik (0 tot 5 V) benut wordt.

Het is nodig om een uitmiddeling te doen van de referentiewaarde aangezien de spanning licht wijzigt door randfactoren en het niet ideaal zijn van de stroombron. Na deze stap is de opstelling klaar om te meten.

2.4.4.2 Meetprotocol

Om de eigenschappen van de meetopstelling te toetsen zijn twee proeven uitgevoerd. Een eerste proef waarbij gekeken wordt naar het algemeen verloop van de afstandsmeeting en de herhaalbaarheid van de metingen. Vervolgens toetst de tweede proef de effectieve resolutie van de meetopstelling.

Voor de eerste proef wordt de cilinder in rustpositie geplaatst. Als eerste worden onder de cilinder eindmaten geplaatst zodat deze niet kan bewegen. Vervolgens wordt de klep bediend om de actuator te activeren. De actuator verplaatst zich tot aan het oppervlak van de eindmaten. De positie wordt geregistreerd voor drie seconden. Op deze tijd worden meerdere meetpunten verzameld met een frequentie van 10 Hz om fluctuaties op te kunnen vangen later in de dataverwerking. Verzet nogmaals de klep zodat de cilinder terugkeert naar zijn rustpositie. Herhaal deze actie in totaal drie keer om de herhaalbaarheid van de meeting te testen. Herhaal dit alles waarbij telkens de stapeling van de eindmaten met 1,00 mm verkleind wordt. Zo worden er 17 meetpunten bekomen die elk 3 maal herhaald zijn, waarbij de actuator 0, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15 en 15,4 mm verplaatst is. Dit geeft een totaal van 51 meetpunten.

Uit de resultaten, die later nog besproken worden, wordt besloten om de tweede proef uit te voeren op de actuator verplaatst tussen de 14 en 15 mm. Dit aangezien de afwijking op de meting daar het kleinst is.

De tweede proef start op dezelfde wijze als de eerste proef in rust positie, enkel met deze keer eindmaten van in totaal 3,20 mm dikte. Als vervolgens de klep bediend wordt zal de actuator exact 14,00 mm verplaatsen. De positie wordt terug voor drie seconden aangehouden en geregistreerd. Aangezien de herhaalbaarheid hoog is, hierop wordt ook al teruggekomen in de resultaten, is het niet nodig dezelfde afstandsmeting herhaaldelijk uit te voeren. Dit alles wordt herhaald waarbij de dikte van de eindmaten verkleind wordt met 0,01 mm tot een dikte van 3,10 mm waarna de dikte afneemt met incrementen van 0,1mm tot de actuator 15 mm verplaatst is. Dit geeft 11 meetpunten op de cilinder verplaatsing van 14.00 tot 14.1 mm in incrementen van 0.01 en negen meetpunten op de cilinder verplaatsing van 14.1 tot 15 mm in incrementen van 0.1 mm.

2.4.4.3 Dataverwerking

Als eerste wordt de verzamelde data ingeladen in Excel en georganiseerd per proef in tabbladen en vervolgens per afstandsmeting gesorteerd in kolommen. In deze scriptie is er gesorteerd van kleinste verplaatsing tot grootste verplaatsing, 0,00 mm tot 15,40 mm (proef 1) en 14,00 mm tot 15,00 mm (proef 2). Uit de ruwe data worden telkens de eerste twee meetpunten verwijderd om overgangsverschuiven niet te betrekken. De volgende 25 meetpunten worden bijgehouden en alle volgende metingen worden ook verwijderd. De 25 meetpunten voor een afstandsmeting worden uitgemiddeld om invloed van fluctuaties te verminderen zoals eerder vermeld in het meetprotocol. De bekomen waarde wordt beschouwd als de gemeten afstand.

Afhankelijk van wat we willen aantonen, worden verdere berekeningen gemaakt.

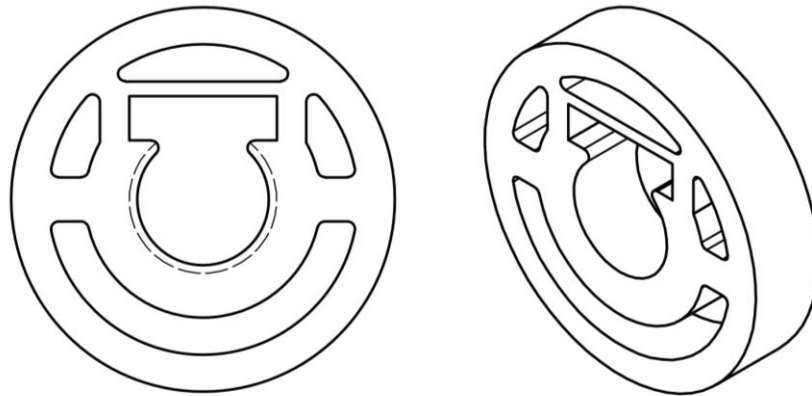
Aangezien in de eerste proef per afstand drie afstandsmetingen zijn uitgevoerd worden deze nogmaals uitgemiddeld. Vervolgens wordt het verschil berekend tussen de gemiddelde afstand en de werkelijke afstand en wordt dit verschil geplot op een grafiek. Dit verschil is de absolute fout op de meting.

Bij de herhaalbaarheid wordt ook het gemiddelde van de drie gemeten afstandsmetingen gebruikt. Hierbij wordt het verschil berekend van elke individuele meting ten opzichte van het gemiddelde bij elke afstand. Deze spreiding wordt geplot op een grafiek voor elke gemeten afstand. Hierbij wordt ook de standaarddeviatie van de drie metingen berekend. Op deze grafiek wordt de best passende rechte geplot om de algemene trend van de spreiding aan te geven.

Voor de resolutie wordt de relatieve fout gemeten ten opzichte van de cumulatieve som. De cumulatieve som is de som van alle afstandsstappen berekend ten opzichte van een referentie punt. In dit geval is het referentiepunt 14 mm. Onder de relatieve fout wordt verstaan: de absolute fout op de gemeten afstand gedeeld door de afstand van het referentiepunt tot de werkelijke afstand.

2.4.5 Frame proof of concept

Zoals eerder aangehaald is er een vereenvoudigde versie ontworpen van het frame om het concept ervan aan te tonen. De opstelling moet eenvoudig en goedkoop te fabriceren zijn. Aan gezien nog onderdelen uitgelazerd zijn is met deze productiemethode verder gegaan. Het ontwerp bestaat uit een vereenvoudigde piston houder die onderling onder variabele hoek kunnen verbonden worden met kabelbinders. Met de opstelling moet aantonen dat het mogelijk is een eenvoudige kokervorm te creëren met variabele diameter.



Afbeelding 31: Illustratie van piston houder proof of concept vooraanzicht (links) en in perspectief (rechts)

2.5 Resultaten

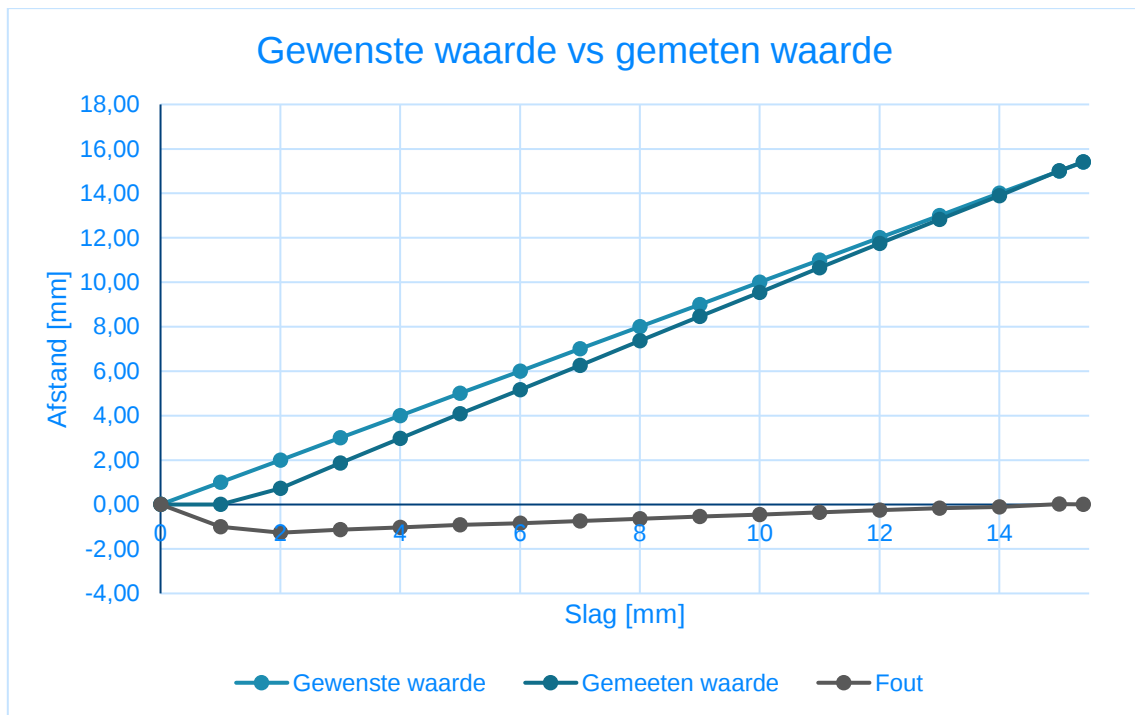
2.5.1 Afstandsmeting

2.5.1.1 Kalibratie

De dikte van de gestapelde eindmaten waarbij de cilinder niet en respectievelijk wel is geactiveerd bedraagt 17,2 mm en 1,8 mm. De effectieve slag van de cilinder bedraagt dus 15,4 mm. Na de kalibratie geeft de Arduino aan dat in dit geval het benutte bereik 77,83 procent bedraagt ten opzichte van het totaal meetbereik. Deze waarde is gecorreleerd aan de theoretische maximum resolutie die opgemeten kan worden. Zoals aangehaald in punt 2.3.1.6 over de Arduino wordt de gemeten spanning theoretisch onderverdeeld in 1024 discrete waarden. De gehele slag wordt theoretisch ook onderverdeeld in dit aantal discrete waarden. Dit levert een theoretisch haalbare resolutie van 0,015mm. Aangezien maar 77,83 procent van het meetbereik benut wordt kan de slag slechts onderverdeeld worden in 797 meetpunten. Zo bekomen we een praktische resolutie van 0,02 mm.

2.5.1.2 Algemeen verloop

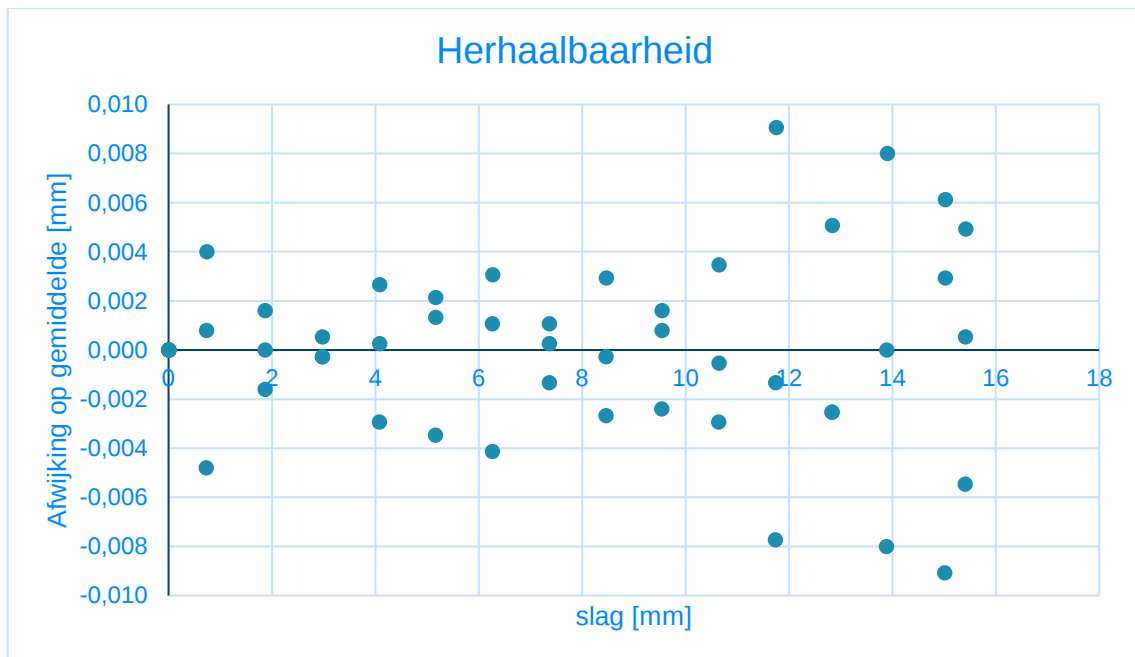
Het algemeen verloop wordt weergegeven in grafiek 1. De sensor meet systematisch een kleinere verplaatsing dan de werkelijke. De fout op de meting wordt veroorzaakt door dat de eerste 1 mm verplaatsingen van de actuator niet geregistreerd wordt. Dit levert in het begin een fout op van -1.27 mm. Vervolgens blijft de meting lineair stijgen tot aan de maximale uitwijking waarbij de fout steeds kleiner wordt en op de laatste meting nog maar gelijk is aan -0.01 mm.



Grafiek 1: Algemeen verloop van de afstandsmeting

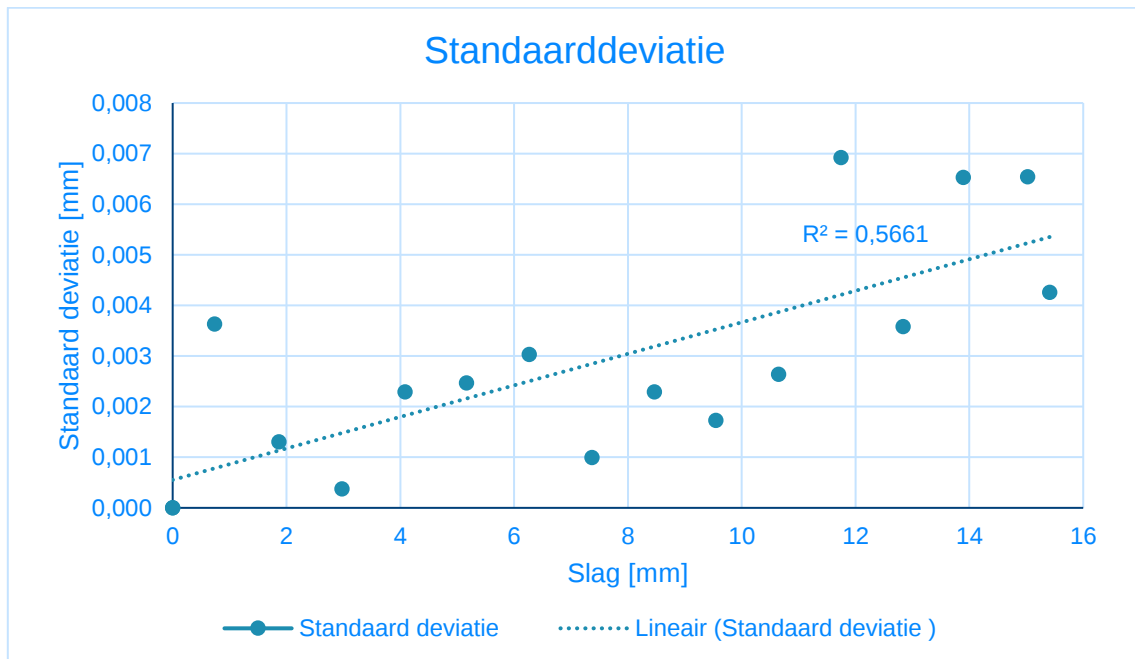
2.5.1.3 Herhaalbaarheid

De herhaalbaarheid van de meting over ongeveer de eerste 10 mm is beter dan deze tussen 10 en 15 mm uitslag van de actuator. De grootste afwijking op de eerste 10 mm bedraagt - 0.0048 mm. De grootste afwijking bij een verplaatsing groter dan 10 mm bedraagt 0.0091 mm en is ook de grootste gemeten afwijking en is af te lezen uit grafiek 2.



Grafiek 2: spreidingsgrafiek van de herhaalde metingen

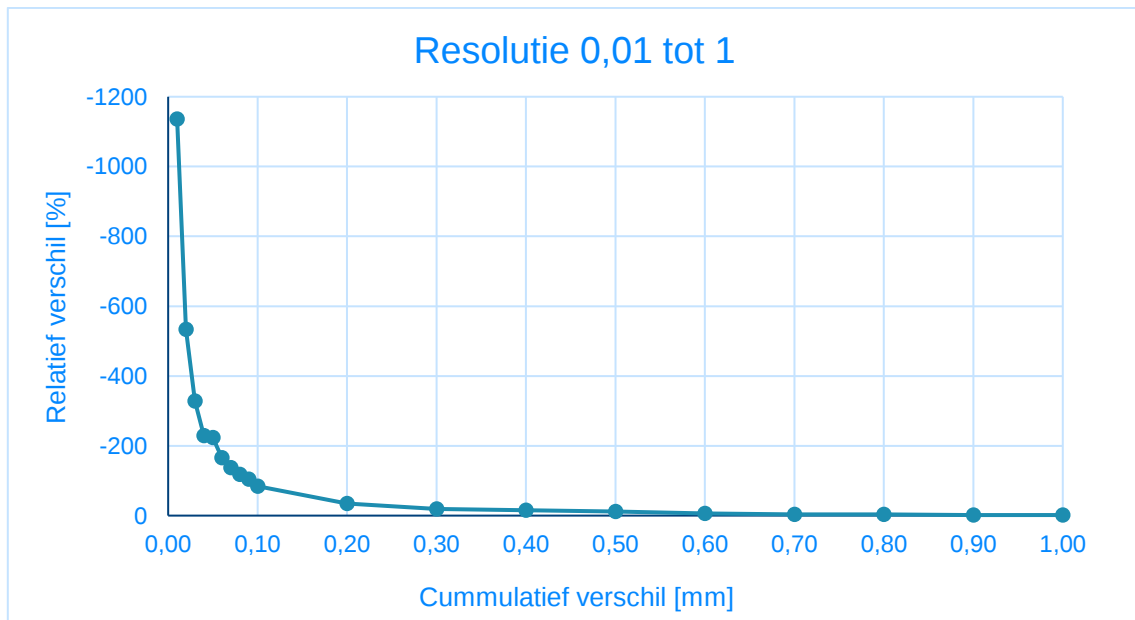
Grafiek 3 geeft de standaarddeviatie in functie van de reële slag weer. De bijgevoegde trendlijn heeft een stijgend verloop en een R^2 van 0,5661.



Grafiek 3: Standaarddeviatie van herhaalde metingen

2.5.1.4 Effectieve resolutie

Grafiek 4 geeft aan wat de relatieve fout is over een gemeten afstand. Merk op dat de relatieve fout snel daalt en vervolgens stagneert. Vanaf metingen groter dan 0,1 mm is het relatief verschil kleiner of gelijk aan 84%. Vanaf metingen groter of gelijk aan 0,2 mm is het relatief verschil kleiner dan 35%.



Grafiek 4: procentuele fout op meting

2.5.2 Frame proof of concept

In afbeelding 31 en 32 zijn voorbeelden te zien van kokers gevormd door de vereenvoudigde actuator houders verbonden door trekbanden. Merk op dat het mogelijk is kokervormen te bekomen met verschillende omtrekken. De koker in afbeelding 32 heeft een maximale omtrek bestaande uit 15 vereenvoudigde actuator houders, terwijl de koker in afbeelding 33 een maximale omtrek geeft bestaande uit 19 vereenvoudigde actuator houders. Merk wel op dat er kleine openingen kunnen ontstaan op de overgangen van vorm.



Afbeelding 32: Testkoker met maximum omtrek bestaande uit 15 houders



Afbeelding 33: Testkoker met maximum omtrek bestaande uit 19 houders

2.6 Discussie

2.6.1 Afstandsmeting

Er is een grote maximale fout van 1,27 mm opgemeten in het algemeen verloop. Merk wel op dat de fout in de meting wel consistent verdwijnt naarmate grotere afstanden worden opgemeten. De fout kan te wijten zijn aan de gevoeligheid van de Arduino bij het opmeten van kleine spanningsverschillen in het onderste deel van zijn meetbereik. Aangezien de meting wel consistent afwijkt met een duidelijk patroon is het mogelijk hiervoor softwarematig te corrigeren. Een andere mogelijke oplossing is het gebruiken van een betere analoog naar digitaal convertor aangezien er wel een spanningsverschil meetbaar was met een ander meettoestel (Fluke 87 V).

De effectieve resolutie ligt rond 0,2 mm zoals aangetoond in grafiek 4. Als criterium voor de nauwkeurigheid van de meting baseren we ons op de haalbare nauwkeurigheid van bestaande digitale maatname technieken namelijk het scannen. Aangehaald in hoofdstuk 1.2.3 varieert de nauwkeurigheid van [15] een orthopedische scanner tussen de 0,1 mm en de 4 mm. Merk op dat met onze eigen rudimentaire opstelling verschillen betrouwbaar kunnen opgemeten worden van 0,2 mm wat in dezelfde grote orde zit met de high end digitale maatname technieken. De effectieve resolutie is 10 maal groter dan de praktische resolutie van 0,02 mm en 13 keer groter dan de theoretische resolutie van 0,015 mm. Dit verschil kan te wijten zijn aan de fluctuaties in de spanningsbron. Voor het verbeteren van de resolutie kan het gebruiken van een stabielere spanningsbron aan te raden zijn.

Grafiek 3 toont aan dat de herhaalbaarheid afneemt naarmate grote afstanden gemeten worden. Merk wel op dat de R^2 aantoont dat dit geen exact verband, maar meer een algemene trend is. De maximale uitwijking op een herhaalde meting bedraagt 0,0091 mm en is slechts 0,455% van wat de sensor betrouwbaar kan opmeten. Er kan dus geconcludeerd worden dat de herhaalbaarheid van de meetopstelling uitstekend is. De fluctuaties van de spanningsbron hebben op de herhaalbaarheid geen invloed omdat voor elk meetpunt een gemiddelde waarde is bepaald over een bepaalde tijd. De stijging van de standaardafwijking is te wijten aan de grotere speling tussen de wasser en de potentiometer als de actuator volledig is geactiveerd.

In punt 2.5.2 stellen we vast dat het mogelijk is kokers samen te stellen uit modulaire componenten. Hierbij is wel opgevallen dat de vereenvoudigde actuator houders geroteerd ten opzichte van elkander kunnen staan. In het ontwerp van de verbindingstukken moet deze vrijheidsgraad ook aanwezig zijn.

2.6.2 Behaalde doelen en functies

Aan de start van deel twee zijn de vereisten aangehaald waaraan het apparaat uiteindelijk zal aan moeten voldoen. In dit stukje wordt er overlopen in welke mate oplossingen gevonden zijn, wat er nog moet verbeterd worden en aan welke aspecten er in de toekomst nog moet verder gewerkt worden.

Het apparaat moet een uitbreidbaar karakter hebben door gebruik te maken van modulaire componenten. Met het proof of concept van het frame is er aangetoond dat het mogelijk de algemene 3 dimensionale vorm te construeren van een stomp. Door de rudimentaire bouwmethode zijn er meer vrijheidsgraden mogelijk in vergelijking met het effectief concept. Juist door deze “fout” wordt er vastgesteld dat het huidige definitieve ontwerp ontoereikend is.

Een herdenking van het ontwerp is nodig om de rotationele vrijheidsgraad toe te voegen. Bijkomend wordt het ontwerp van de houder best geoptimaliseerd naar een zo klein mogelijke bouw. Hierdoor kan de resolutie van het 3Dmodel, aangehaald in punt 1.2.3, geoptimaliseerd worden aangezien meer sensoren op even groot oppervlak kan geplaatst worden. Een bijkomend voordeel hiervan is dat de koker beter de ruwe vorm van de stomp zal kunnen volgen. Als laatste zorgt het ontbreken van een meetcel op openingen, aangehaald in 2.5.2, ervoor dat op die plaatsen een meetpunt minder is. Het zou nuttig zijn een aantal kleinere houders dan standaard te ontwerpen om zo toch een sensor te kunnen plaatsen op die locaties.

Het apparaat moet een precieze vorm kunnen opmeten. De gekozen oplossing voor dit probleem in deze scriptie is de verplaatsing opmeten vanuit een gekend startpunt. Er is aangetoond dat deze afstandsmeting een aanvaardbare betrouwbare resolutie en een uitstekende herhaalbaarheid heeft, maar dat een beter analoog naar digitaal converter vereist is.

De verdere eigenschappen van het apparaat zijn opgesomd in punt 2.1 maar hiervoor was te weinig tijd en kennis om deze te implementeren.

2.7 Besluit

Het is mogelijk met een eenvoudige opstelling aan te tonen dat een afstandsmeting kan uitgevoerd worden die vergelijkbaar is met de precisie van high end orthopedische digitale maatname methoden. Er is aangetoond dat het mogelijk is een koker vorm te ontwikkelen uit modulaire componenten. Verdere optimalisatie hiervan is wel aangewezen.

Een belangrijke factor in het verhaal van de passing van de koker is ook de contact druk. Het is zeer interessant per afstandsmeting een gekoppelde drukmeting uit te voeren. Dit zou eenvoudig te implementeren zijn in de huidige opstelling met een directe of indirecte meetmethode. Met direct wordt bedoeld een druksensor plaatsen op het uiteinde van de actuator en zo de contactdruk rechtstreeks opmeten. Met indirect wordt het meten van de luchtdruk in de cilinder bedoeld. Deze druk is rechtstreeks gecorreleerd met de contactdruk. Het opmeten van deze druk is nodig om het apparaat te beveiligen dat deze geen drukken genereert die schadelijk zijn voor de gebruiker.

Het doel is het apparaat een digitaal model te laten generen van de gemeten vorm. Om dit te verwezenlijken moet de start positie en eindpositie van elke meetcel gekend zijn, en de relatieve locatie van elke individuele meetcel ten opzichte van elkander en de ruimte. Vervolgens moet de individuele verplaatsing per meetcel geregistreerd worden tot vorming van een puntenwolk.

Zoals aangehaald in punt 2.6.2 is het nodig om voor elke meetcel de precieze locatie en oriëntering te bepalen in de ruimte. Mogelijks zou op elke meetcel een aantal reflectoren en een actieve zender geplaatst worden zodat via een actieve scanner elke individuele cel de locatie en oriëntatie kan bepaald worden.

In deze scriptie zijn enkel individuele losstaande onderdelen van het gehele apparaat besproken. Namelijk het ontwerp van een individuele meetcel, en het ontwerp van de combinatie van deze meetcellen tot een bepaalde vorm. Als het apparaat ooit stuurbaar moet zijn, is het noodzakelijk dat de druk in elke meetcel regelbaar is. Als het uiteindelijke apparaat op perslucht werkt betekent dit er nood is een gigantisch aantal drukregelaars en kleppen. Door deze complicatie lijkt het verstandiger over te gaan naar elektrische actuatoren. Eventueel met aangepaste compacte constructie.

Referenties

- [1] W. Platzer, *Atles van de anatomie deel 1 Bewegingsapparaat*, Amersfoort: Sesam, 2009.
- [2] S. S. S. Shikh, N. A. Osman en L. A. Latif, „Development of an Alternative Socket Fabrication Method Using Hydrostatic Cast System: A Preliminary Study,” *Biomed*, nr. 21, p. 766–768, 2008.
- [3] B. Laermans, *Prothesen onderste lidmaat*, Geel.
- [4] J. C. H. Goh, P. V. S. Lee en S. Y. Chong, „Comparative study between patellar-tendon-bearing and pressure cast,” *Journal of Rehabilitation Research & Development*, nr. 41, p. 491–502, 2004.
- [5] Ö. Nederland, „Adapters,” 2019. [Online]. Available: <https://www.ossur.nl/prosthetic-solutions/producten/alle-producten/standardadapter>. [Geopend 25 Maart 2019].
- [6] J. Foort, „Foort, J. (1965). The patellar-tendon-bearing prosthesis for below-knee amputees, a review of technique and criteria,” *Artif Limbs*, nr. 9, pp. 4-13, 1965.
- [7] S. S. S. Shikh, N. A. A. Osman en L. A. Latif, „Hydrostatic cast system: Pressure mapping of the stumpwater interface,” 2008.
- [8] J. John W. Jewett en R. A. Serway, *Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics*, International: BROOKS/COLE, 2010.
- [9] *Instructions for use ICECAST ANATOMY*. [Performance]. Össur, 2016.
- [10] Y. Wu, H. Casanova, K. Reisinger, W. Smith en D. Childress, „CIR casting system for making transtibial sockets,” *Prosthetics and Orthotics International*, p. 1–9, 2009.
- [11] M. Broeckx, V. Creylman, K. Cuppens, E. De Raeve, I. Knippels, L. Muraru, L. Peeraer en T. Saey, *Van scan tot print: De toekomst van de orthopedische technologie?*, Geel, 2018.
- [12] Movimed, „What is Laser Triangulation?,” 2018. [Online]. Available: <http://www.movimed.com/knowledgebase/what-is-laser-triangulation/>. [Geopend 13 April 2019].
- [13] A. V. Bhanti, „System and method for shape capturing as used in prosthetics, orthotics and pedorthics”. United States Patent US20110001794A1, 6 Januari 2011.
- [14] C. Vergaerde, *Indentatie-metingen voor de bepaling van mechanische eigenschappen van zachte weefsels*, Technologicampus Geel: Faculteit Industriële ingenieurswetenschappen, 2017.
- [15] *Valves, manually operated*. [Performance]. Festo, 2018.
- [16] *One-way flow control valves GR/GRA, in-line installation*. [Performance]. Festo, 2018.
- [17] *Cartridge cylinders EGZ*. [Performance]. Festo, 2017.

[18] *Resistance Elements up to 300mm series PTX*. [Performance]. Novotechnik, 2011.

[19] Arduino, „Arduino Uno Rev3,” Arduino, 2019. [Online]. Available: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>. [Geopend 25 Maart 2019].

