A black and orange triangle design

Description automatically generated

A black background with white text

AI-generated content may be incorrect.A black background with white text

Description automatically generated

|  |  |
| --- | --- |
| Home - OTHeiloo |  |

Next-Gen Prothesebouw

Keuzeproject 2 – 5V Technasium

R. Koster, S. Vermeulen, T. v. Bommel, Y.Bronkhorst

\

# Voorwoord

Voor u ligt het eindverslag ‘Meta-Move/ Next-Gen Prothesebouw’, het resultaat van ons project dat liep van september 2024 tot en met januari 2025. Dit verslag dient als afsluiting van ons onderzoek en biedt een overzicht van onze werkwijze, bevindingen en resultaten.

Tijdens eerdere projecten merkten we dat we als groep vaak binnen onze comfortzone bleven. Voor dit project wilden we dat anders aanpakken en kozen we bewust voor een onderwerp dat ons uitdaagde om nieuwe vaardigheden en kennis op te doen. Dit betekende een intensieve onderzoeksfase en het leren werken met diverse software, waaronder Onshape, nTop en Illustrator. Daarnaast hebben we ons verder verdiept in gebieden waar we al enige ervaring hadden, waardoor we zowel op technisch als analytisch vlak veel vooruitgang hebben geboekt. Dit project heeft ons dan ook niet alleen professioneel, maar ook persoonlijk waardevolle inzichten en vaardigheden opgeleverd.

Wij willen onze opdrachtgever, Willem Wesenbeek, hartelijk bedanken voor de inspirerende opdracht en de waardevolle begeleiding gedurende het project. Daarnaast zijn we onze docenten en begeleiders, Maarten Rommens en Pim de Graaf, zeer dankbaar voor hun hulp en expertise. De begeleiding heeft ons geholpen om het maximale uit dit project te halen en onze leerervaring te optimaliseren.

Wij wensen u veel leesplezier toe!

Reinout Koster, Tijn van Bommel, Stijn Vermeulen & Youp Bronkhorst.

Inhoudsopgave

[Voorwoord 2](#_Toc189266007)

[Inleiding 5](#_Toc189266008)

[Contactgegevens 6](#_Toc189266009)

[Opdracht 7](#_Toc189266010)

[Opbouw van de prothese: 7](#_Toc189266011)

[Onze verdieping: 8](#_Toc189266012)

[Afwegingen & Keuzes: 8](#_Toc189266013)

[Situatie 9](#_Toc189266014)

[Onderzoek 10](#_Toc189266015)

[Veldonderzoek 11](#_Toc189266016)

[Literatuuronderzoek 12](#_Toc189266017)

[Onderzoek doelgroep 12](#_Toc189266018)

[Prijsonderzoek 12](#_Toc189266019)

[Onderzoek Biomechanica van lopen en hardlopen 13](#_Toc189266020)

[Onderzoek materialen 15](#_Toc189266021)

[Onderzoek krachten op protheses 18](#_Toc189266022)

[Onderzoek bestaande protheses 20](#_Toc189266023)

[Onderzoek 3D-Printen 22](#_Toc189266024)

[Conclusie 25](#_Toc189266025)

[Plan van Eisen 27](#_Toc189266026)

[Eisen sport prothese 27](#_Toc189266027)

[Eisen ontwikkelaar sport prothese 27](#_Toc189266028)

[Eisen eindgebruiker sport prothese 27](#_Toc189266029)

[Eisen dagelijks gebruik prothese 28](#_Toc189266030)

[Eisen ontwikkelaar prothese 28](#_Toc189266031)

[Eisen eindgebruiker dagelijkse prothese 28](#_Toc189266032)

[Eisen combi-prothese 28](#_Toc189266033)

[Concepten 29](#_Toc189266034)

[Eindproduct 31](#_Toc189266035)

[Productontwerp 31](#_Toc189266036)

[Fase 1 31](#_Toc189266037)

[Fase 2 31](#_Toc189266038)

[Fase 3 32](#_Toc189266039)

[Ontwerpaspecten & features 32](#_Toc189266040)

[Discussie 35](#_Toc189266041)

[Bijlagen 36](#_Toc189266042)

[Bronvermelding 37](#_Toc189266043)

# Inleiding

Protheses, een apart fenomeen zullen velen zeggen. Het helpt om en nabij 25 miljoen mensen om een verloren lichaamsonderdeel zo natuurlijk mogelijk na te bootsen. Zo zijn patiënten weer in staat om te leven zonder grote en strenge restricties.

Veel protheses zijn in een doorontwikkeld stadium, en worden voor een groot deel vergoed door de verplichte basiszorgverzekering. Deze protheses worden gecategoriseerd onder ADL (Algemeen Dagelijks Leven) protheses.

Sportprotheses worden vaak als een mooi middel gezien om mensen met een ‘beperking’ weer aan het sporten te krijgen. Vaak is het astronomisch hoge bedrag wat mensen zelf moeten bijleggen voor een sportprothese de factor om te stoppen met sporten. Hier komt ook nog eens bij dat de verzekering in vele gevallen niets vergoed.

Het feit dat voor specialistische sportprotheses zelf bijgelegd moet worden, of zelfs niks vergoed wordt, komt doordat veel zorgverzekeraars aanvullende sportprotheses niet als levens verbeterend categoriseren. Dan komt het vaak neer op de portemonnee van de sporter zelf.

Zo blijven honderden patiënten achter zonder mogelijkheid om te sporten of actief bezig te zijn. Vandaar dat wij, team Meta-Move, het doel voor ogen hebben een prothese te ontwikkelen die multi-inzetbaar is. Een ware hybride-prothese, die voor zowel veldsporten als voor het dagelijks leven te gebruiken is. Het voordeel? Een zorgeloze switch tussen dagelijks bewegen en je uitleven op een sportveld. Daarnaast

# Contactgegevens

Opdrachtgever:

Willem Wesenbeek

[info@otheillo.nl](mailto:info@otheillo.nl)

+31 6 41173380

*Figuur 1: Logo OTHeiloo*

Westerweg 88A

1852 AK Heiloo

Gezamenlijk Adres:

[info@meta-move.nl](mailto:info@meta-move.nl)

A black background with white text

Description automatically generatedPersoonlijk Adres:

Youp Bronkhorst

[y.bronkhorst@meta-move.nl](mailto:y.bronkhorst@meta-move.nl)

+31 6 15451542

Reinout Koster

[r.koster@meta-move.nl](mailto:r.koster@meta-move.nl)

+31 6 25366322

*Figuur 2: Logo Meta-Move*

Tijn van Bommel

[t.vbommel@meta-move.nl](mailto:t.vbommel@meta-move.nl)

+31 6 11508468

Stijn Vermeulen

[s.vermeulen@meta-move.nl](mailto:s.vermeulen@meta-move.nl)

+31 6 20230539

Docenten & Begeleiding

Maarten Rommens

[rom@keizerkarelcollege.nl](mailto:rom@keizerkarelcollege.nl)

Docent O&O te Keizer Karel College

Pim de Graaf

*Figuur 3: Logo Keizer Karel College*

[gra@keizerkarelcollege.nl](mailto:gra@keizerkarelcollege.nl)

Docent O&O te Keizer Karel College

# Opdracht

In de volgende paragraaf zal de opdracht worden toegelicht. Prothesebouw is een complex en specialistische ambacht. Daarom is de hulp ingeschakeld van een specialist in het vak; Willem Wesenbeek van OTHeiloo.

Het doel is om een innovatieve oplossing te ontwerpen die niet alleen functioneel is, maar ook betaalbaar en toegankelijk voor een breder publiek. Daarnaast zal ervoor gezorgd worden dat het project niet alleen technisch sterk is, maar ook voldoet aan de behoeften van de eindgebruikers. Het plan is om met atleten en fysiotherapeuten te spreken om beter te begrijpen wat de grootste uitdagingen zijn voor mensen die afhankelijk zijn van sportprotheses. Door deze informatie in het project te verwerken, hopen we een product te creëren dat echt verschil maakt. Samengevat is het doel om een nieuwe, innovatieve prothese of een onderdeel ervan te ontwerpen dat betaalbaarder is en voldoet aan de behoeften van de eindgebruikers (sporters met sportprotheses).

### Een andere visie voor een bovenbeenprothese; de Nu-Flex prothesekoker - OTHeilooOpbouw van de prothese:

In de moderne orthopedie zijn er veel verschillende soorten protheses. Onderbeen, bovenbeen, onderarm, en nog veel meer, het is tegenwoordig allemaal mogelijk. Naast de vele soorten protheses zijn er ook veel materialen die gebruikt worden in het productieproces van een moderne prothese.

Een prothese, onafhankelijk van zijn soort of maat, is opgebouwd uit verschillende onderdelen. Hieronder staan de onderdelen, vanaf de bovenkant naar de voet respectievelijk: *Figuur 4: Soorten protheses*

* **De** **liner**: Een sleeve die om de stomp van de gebruiker zit. Deze sleeve zorgt voor een even oppervlak, wat in het geval van een vacuümverbinding erg belangrijk is. Ook zorgt dit voor een stuk comfort bij de eindgebruiker. Een liner wordt vaak in confectiematen geleverd, en dus niet op maat gemaakt. Een liner kan uit verschillende lagen bestaan.
* **De koker**: Het deel wat contact maakt met de stomp van de gebruiker. Dit onderdeel wordt ook wel de ‘interface’ genoemd. Dit onderdeel kan tot heden niet kant-en-klaar geleverd worden, omdat dit onderdeel maatwerk vereist. Elke gebruiker heeft immers een andere vorm stomp. Dit onderdeel kan verschillende materialen gemaakt worden.
* **Het verbindingsstuk/ adapter**: Het deel onder de koker. Dit onderdeel verlengt de prothese als het ware, en verbindt de koker met het voetstuk. Dit onderdeel is variabel in lengte, maar wordt vrijwel altijd kant-en-klaar geleverd. Dit interface voor het verbindingsstuk is vrijwel altijd hetzelfde. Zo kunnen er verschillende voetstukken of kokers opgeschroefd worden.
* **Het voetstuk**: Het deel wat uiteindelijk de functie van de menselijke voet simuleert. Dit deel biedt demping en stabiliteit. Er zijn verschillende soorten en maten voetstukken, die van veel uiteenlopende materialen worden gemaakt. Deze voetstukken worden vaak (niet altijd) in massaproductie geproduceerd.

## Onze verdieping:

Door het vrij geringe onderzoek en het gesprek met onze opdrachtgever. Er zijn nu twee opties gekozen die zijn besproken met de opdrachtgever:

* Het vernieuwen van de koker, met mogelijkheid tot verstelbaarheid wat massaproductie mogelijk maakt.
* Het ontwerpen van een nieuw voetstuk, die voor verschillende activiteiten inzetbaar is (dagelijks en sport).

Deze twee onderdelen lenen zich het graagst voor ontwikkeling, aldus Willem Wesenbeek. Zo is op een koker het bijvoorbeeld goed mogelijk om verschillende varianten aan te bieden, en een modulair model te ontwerpen. Later onderzoek in projectfase 2 zal laten zien op welk onderdeel de focus uiteindelijk komt te liggen. Zo blijft het project open voor eventuele kleinere aanpassingen aan andere onderdelen (sub concepten).

## Afwegingen & Keuzes:

Na onderzoek en advies hebben wij enkele afwegingen gemaakt nagaande de twee opties. Hierbij speelde twee belangrijke aspecten een rol, die uiteindelijk doorslaggevend ondervonden werden:

* **Realiteit:** wat is een reële opdracht binnen de gegeven tijd? Tot welk deliverable zijn wij toe in staat op te leveren?
* **Meeste ruimte voor ontwikkeling:** welk aspect leent zich het best voor ontwikkeling? Welk onderdeel levert tot vandaag de dag het grootste probleem op?

Door deze vragen te beantwoorden hebben wij onze opdracht kunnen vernauwen. Uiteindelijk is de opdracht als volgt geformuleerd: Ontwerp een nieuw, modulair en multi-inzetbaar voetstuk voor een beenprothese. Er wordt gesteld dat op het gebied van het voetstuk en het door ontwikkelen daarvan de meeste ruimte voor verbetering is. Ook zien wij dit als een realistische opdracht, gezien onze kennis, kunde en tijd.

# **A blue and green circle with a number of text Description automatically generated**Situatie

A yellow pie chart with a blue and grey center

Description automatically generatedSportbeoefening is een van de meest populaire manieren om vrije tijd te besteden; ruim 40% van de Nederlandse bevolking doet aan een vorm van sportbeoefening. Bij mensen met een amputatie ligt het percentage van mensen die sport beoefenen op 1,4%. Uit onderzoek is gebleken dat regelmatige lichamelijke activiteit kan leiden tot verhoging van de stemming, vergroting van het zelfvertrouwen en een betere acceptatie van de handicap (Amputatie en Sporten, z.d.).

Het blijkt dat 33% van de mensen met een beperking niet de mogelijkheid heeft om te sporten, terwijl deze groep aangeeft wél de wens te hebben om actief te zijn. De grootste drempels zijn hoge kosten voor aangepaste hulpmiddelen, zoals sportrolstoelen, beenprotheses of handbikes (Fonds Gehandicapten Sport, 2024). Dus de conclusie is dat de kosten voor een sport protheses te hoog zijn en dat het dus niet toegankelijk genoeg is. Om dit probleem aan te pakken willen wij dus onze next gen prothese bouwen.

*Figuur (5, 6): Sportverdeling Nederland 2024 & Amputatiesporters*

# Onderzoek

Nadat de opdracht duidelijk was, is er onderzoek gedaan naar het onderwerp en zijn er onderzoeksvragen geformuleerd. Dit onderzoek is van groot belang in het ontwikkelingsproces van onze prothese, gezien het ons de nodige kennis biedt op het gebied van orthopedie & medisch ontwerp.

Het onderzoek is onderverdeeld in 2 soorten: veldonderzoek & Literatuuronderzoek. Om dit verslag bondig te houden, zal hieronder alleen de top van de ijsberg worden besproken wat betreft het onderzoek. Voor een uitgebreider beeld verwijzen wij u graag naar het bijgeleverde onderzoeksdocument. Voor ons onderzoek zijn er een aantal hoofd en sub vragen opgesteld. De hoofdvraag in ons onderzoek luidt: “Hoe maak je een betaalbare kracht bestendige onderbeen prothesevoetstuk met energie teruggave en het menselijk looppatroon nagebootst?’ Om de hoofdvraag te beantwoorden zijn er sub-vragen opgesteld.

* Wie is de doelgroep voor ons eindproduct?
* Wat is de huidige marktprijs van protheses?
* Hoe ziet het menselijk looppatroon eruit en hoe kan dit worden nagebootst in een prothese?
* Welke krachten werken er op een prothese tijdens normaal gebruik?
* Welke materialen zijn geschikt voor de productie van een betaalbare, krachtbestendige prothese met energie-teruggave?
* Wat zijn de eigenschappen die huidige protheses effectief maken?
* Hoe kan 3D-printen worden ingezet bij de productie van protheses
* Welke 3D-printtechnologieën zijn hiervoor mogelijk?

Zowel in ons veldonderzoek als in ons literatuuronderzoek proberen we antwoord te krijgen op alle sub-vragen en uiteindelijk ook op onze hoofdvraag.

## Veldonderzoek

Om ons veldonderzoek van de grond te krijgen, zouden wij aanvangen met een traditioneel veldonderzoek. Echter bleek dat dit voor ons project weinig zou betekenen, gezien wij gerichte, specifieke & betrouwbare informatie nodig hadden om op ons veldonderzoek door te kunnen bouwen. Deze informatie vinden wij niet in een grote menigte door middel van enquêtes, maar bij specialisten in de industrie.

Om een zo volledig mogelijk inzicht te verkrijgen in onze doelgroep, hebben wij contact opgenomen met meerdere para-atletiekverenigingen. Helaas leidden deze pogingen hoofdzakelijk in doorverwijzingen naar andere partijen, die vervolgens niet hebben gereageerd op onze vraag. Daarnaast zijn er diverse prothesebouwers, naast OTHeiloo, benaderd als expert. Ook dit helaas zonder resultaat.

Desondanks hebben wij intensief samengewerkt met onze opdrachtgever. De uitgebreide expertise van Willem heeft ons gedurende het project op meerdere vlakken enorm ondersteund. Hij fungeerde als een ware expert, met name op het gebied van specialistische vraagstukken waar online bronnen geen concreet of volledig antwoord op konden bieden. Zijn bijdrage was daardoor van onschatbare waarde voor het succes van ons project.

## Literatuuronderzoek

In het literatuuronderzoek zijn verschillende variabelen van een prothese op theoretische wijze onderzocht. Hierbij is veelal gebruik gemaakt van onlinebronnen, vaak van specialistische producenten en bedrijven. Ook de vele kennis van opdrachtgever Willem Wesenbeek heeft veel inzicht geboden in ons literatuuronderzoek.

Ons literatuuronderzoek is onderverdeeld in verschillende categorieën. Dit is gedaan om de verzamelde informatie zo overzichtelijk mogelijk te weergeven.

### Onderzoek doelgroep

Helaas komen amputaties nog steeds veel voor door onder andere ernstige infecties, complexe wonden en fracturen, verkeersongevallen en slechte gezondheidzorg. ‘De World Health Organization (WHO) schat in dat 0.5% van de wereldbevolking (35 tot 40 miljoen mensen) een prothese of orthese nodig hebben. Helaas heeft 95% van deze mensen hier geen toegang toe, door de schaarste in materiaal, prothesefaciliteiten, opgeleid personeel en hoge kosten’ (*3D-printen Voor een Betere Toekomst in Ontwikkelingslanden*, z.d.). Juist voor deze mensen die geen beschikking hebben tot een prothese willen wij iets betekenen. Dit wordt dan ook onze doelgroep.

Er zijn dus ongeveer 40 miljoen mensen met een prothese wereldwijd waarvan 80% in ontwikkelingslanden leeft. Dit is dus een groot deel van onze doelgroep. Dit zijn 32 miljoen mensen die een prothese nodig hebben in ontwikkelingslanden. oVan deze 32 miljoen mensen heeft 80% geen toegang tot een prothese.

Het doel van dit project is om protheses ook beschikbaar te maken voor die 32 miljoen mensen die nog geen toegang hebben tot protheses. Dit willen wij onder andere gaan doen door de prijs te verlagen. Hierover in de volgende paragraaf meer. *Figuur (7,8): Wereldwijde protheses & protheses in ontwikkelingslanden*

### Prijsonderzoek

Een van de eisen van het eindproduct is het goedkoper en toegankelijker maken. Maar dan komt meteen de vraag op: Wat is de prijs van een prothese? Daarom zijn we onderzoek gaan doen naar de prijs van een huidige sport en dagelijks gebruik prothese.

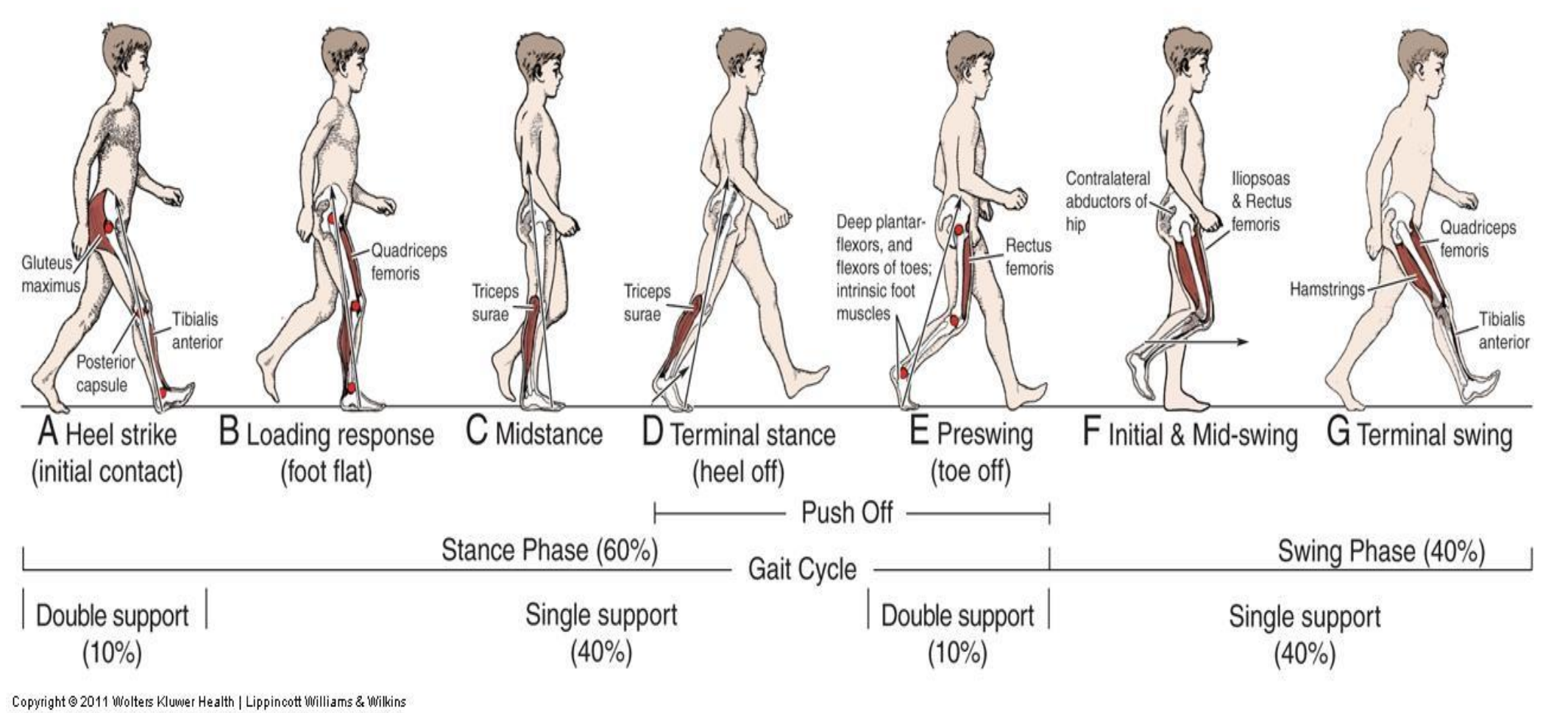
*Figuur 9: Prijzen grafiek protheses (Prijzen OIM Aktief, 2024)*

*4*

De kosten van een onderbeenprothese voor dagelijks gebruik variëren sterk, afhankelijk van het type en de functionaliteiten. Hier is een gemiddelde voor genomen in de grafiek hierboven. Ook is er in de grafiek te zien dat de prijzen voor een buitensport prothese het hoogst liggen. Dit terwijl buitensporten 70% van alle sporten inhoud. Eenvoudige mechanische onderbeenprothesen worden volledig vergoed door zorgverzekeraars, mits ze medisch noodzakelijk zijn voor uw dagelijks functioneren. De sportprotheses worden daarentegen niet vergoed, omdat deze niet gezien worden als direct levens verbeterend. Echter zijn hier wel compromis in te sluiten, om binnen de lijnen van de vergoeding te vallen.

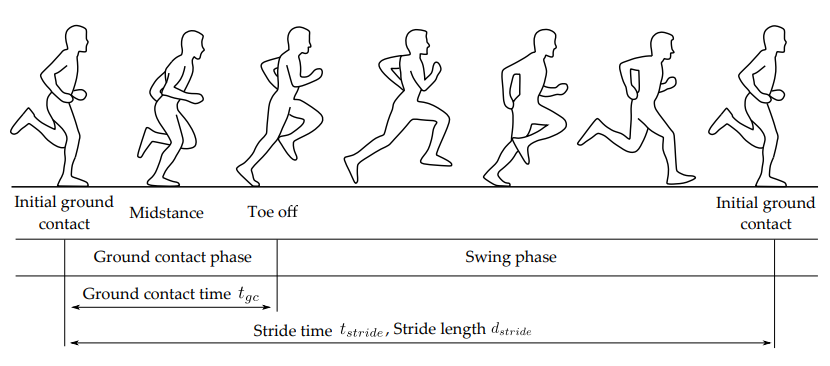
### Onderzoek Biomechanica van lopen en hardlopen

Er is gekeken naar de Biomechanica van mensen in dagelijkse activiteiten en sport. Het natuurlijke menselijke looppatroon wordt ook wel de “gangcyclus” genoemd. De gangcyclus is onverdeeld in 2 fasen en 7 stappen. De stand fase is de eerste fase en neemt 60% van de gangcyclus op. De eerste stap in de stand fase is het hielcontact, de bilspier en scheenbeenspier worden hierbij vooral gebruikt. De tweede stap is de lading reactie waarbij vooral de bovenbeenspier wordt gebruikt. De derde stap is de middenvoet stap waarbij je zwaartepunt recht boven je voet staat. Deze drie stappen zorgen voor de stabilisatie van de been, opvangen van de schok en het behouden van de vooruitgang in de beweging. De vierde en vijfde stap vormen samen de afzet, waarbij je eerst afzet met de hiel en daarna met de teen. Vervolgens begint de zwaai fase van de gangcyclus. Gedurende deze fase wordt vooral door de bilspieren en hamstrings gebruikt om de been naar voren worden gezwaaid om weer het hielcontact voor het lichaam te maken. Daarmee begint de gangcyclus dus opnieuw.



*Figuur 10: Gangcyclus infographic (Dept of Pharmacy & Toxicology & Dept of Titel)*

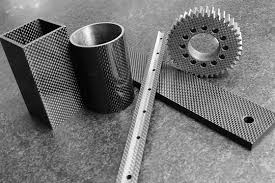
Zoals hieronder te zien is, is de gangcyclus van hardlopen bijna identiek aan die van lopen. Het heeft dezelfde fasen en stappen, maar er zijn ook grote verschillen. Ten eerste is de staplengte aanzienlijk groter omdat je sneller gaat en je been langer in de lucht blijft. De grondcontacttijd is ook veel korter. Door de verhoogde snelheid en verkorte grondcontacttijd moet je lichaam veel meer krachten in een kortere tijd opvangen.



*Figuur 11: Hardloop gangcyclus (Zrenner, 2022)*

Het is zwaarder voor je spieren en gewrichten. Dat is ook de reden dat hardlopers vaak blessures oplopen. Als we dus een prothese willen maken voor de sport, moet deze grote krachten kunnen absorberen en ook weer kunnen terug leveren om snelheid te behouden. Hieronder leggen we uit om welke krachten het precies gaat.

### Onderzoek materialen

Omdat één van de belangrijkste eisen van onze prothese de prijs is, moest er uitgebreid onderzoek gedaan worden naar de materialen. Dit is gedaan omdat materialen erg van prijs kunnen verschillen. Het is ook zeer belangrijk dat het gekozen materiaal de goeie eigenschappen heeft voor een sportprothese. Het moet zeer sterk zijn met een grote trekkracht en een grote elasticiteitsmodulus.

*Figuur 12: Materiaalkeuze*

Momenteel worden prothesen vaak gemaakt van Koolstofvezel versterkte polymeren (CFRP). Dit heeft veel voordelen maar ook een aantal nadelen. De voordelen van CFRP zijn dat het enorm sterk is en tegen grote krachten kan. Eén vierkante centimeter CFRP kan een trekkracht van 226.500 kilogram weerstaan. Dat is wel 10 keer meer dan staal. Een ander groot voordeel is het sterkte gewicht verhouding van CFRP. Er is dus niet veel materiaal nodig om een enorm grote sterkkracht te weerstaan.

Maar koolstofvezel heeft ook een aantal nadelen, zoals een potentieel gevaar voor de gezondheid, waaronder een risico op longkanker, omdat het een structuur heeft die dicht bij die van asbest ligt, waarvan bekend is dat het kankerverwekkend is. Ten tweede de prijs van prothesen zijn erg duur omdat koolstof 100 keer duurder is dan staal. Met een prijs van 50 euro per kg is het een van de duurste vaste stoffen of aarde. Bovenstaande numerieke informatie is ontleend uit onderzoek van *Matériaux Utilisés* (2014).

Een ander materiaal wat veel wordt gebruikt is glasvezel. Ook deze heeft zo zijn nadelen en voordelen. Een voordeel van glasvezel is de prijs. Glasvezel is een stuk goedkoper dan koolstofvezel. Het is namelijk tussen de €10,50 en €18,90 per kilogram wat een stuk goedkoper is. Bovendien kan glasvezel beter de schokken dempen door de hogere flexibiliteit.

Maar ook glasvezel heeft een aantal nadelen. Hoewel glasvezel sterk is, heeft het een lagere sterkte-gewichtsverhouding dan koolstofvezel. Dit betekent dat er meer materiaal nodig is om dezelfde sterkte te bereiken, wat extra gewicht kan toevoegen. Ook is glasvezel al zwaarder dan koolstofvezel. Dit samen maakt het minder ideaal voor sporten waar lichtgewicht van groot belang is.

Ook is er onderzoek gedaan naar een mogelijk 3D-Printbaar materiaal dat als Blade kan worden gebruikt. Een Blade moet aan een aantal specifieke eisen voldoen zoals hoge sterkte, flexibiliteit, slijtvastheid en schokabsorptie. Hierdoor zijn er maar weinig materialen die hiervoor geschikt zijn.

Er is mogelijk een polymeer versterkt met koolstofvezel. Het is een sterk, taai en flexibel thermoplastisch polymeer dat bekend staat om zijn duurzaamheid en slijtvastheid. Hier worden korte vezels koolstof aan toegevoegd. Dit zorgt ervoor dat het bijna dezelfde eigenschappen heeft als koolstofvezel.

Het enige probleem is de sterkte van het materiaal. Het kan worden berekenend of dit materiaal de kracht aankan. Hiervoor moet eerst de kracht worden berekend die het materiaal aan kan. Daarna moet de kracht worden berekend die het materiaal zou moeten kunnen geven.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Carbon fiber | CFRP | Glasvezel | GRP |
| Elasticiteitsmodulus (GPa) | 230 | 150 | 72 | 45 |
| Maximale treksterkte (GPa) | 3590 | 4300 | 3400 | 1000 |
| Dichtheid (Kg/m3) | 1750 | 1600 | 2500 | 1800 |
| Kosten (€/kg) | 50 | 80 | 15 | 20 |

*Tabel 1: Materialenoverzicht & Prijzen*

De kracht die een Blade moet kunnen verdragen is te bereken met de volgende formule:

Afbeelding met tekst, Lettertype, wit, lijn

Automatisch gegenereerde beschrijving

In de berekeningen wordt uitgegaan dat de dikte van de Blade 8 mm is.

M=F⋅L: is het buigmoment.

F = de kracht. De impactkracht op een prothese 2-3 keer het lichaamsgewicht bedragen. Dus bij een lichaamsgewicht van 75 kg is de kracht 75⋅9,81=735N

Impactkracht tijdens een stap ≈ 3⋅735=2205

M = 2205N ⋅ 0,4m = 882N/m

y = de afstand van het neutrale vlak tot het uiterste punt van de doorsnede.

y = 2/t ​=2/0,008​ = 0,004 m

I = het traagheidsmoment van de doorsnede.

I = (b\*t³)/12 = (0,05\*0,008³)/12 = 1,067⋅10^-8 m4.

Afbeelding met tekst, Lettertype, wit, lijn

Automatisch gegenereerde beschrijving

Met een veiligsheidsfactor van 2 geeft het 330,5 \* 2 = 661,0 MPa

Om de kracht die nylon met koolstofversterkingen aan kan te berekenen moeten eerst de materiaaleigenschappen onderzocht worden.

De treksterkte: 100 MPa tot 150 MPa

Elasticiteitmodulus (E): 6 GPa

Dichtheid (p): 1,2 g/cm³

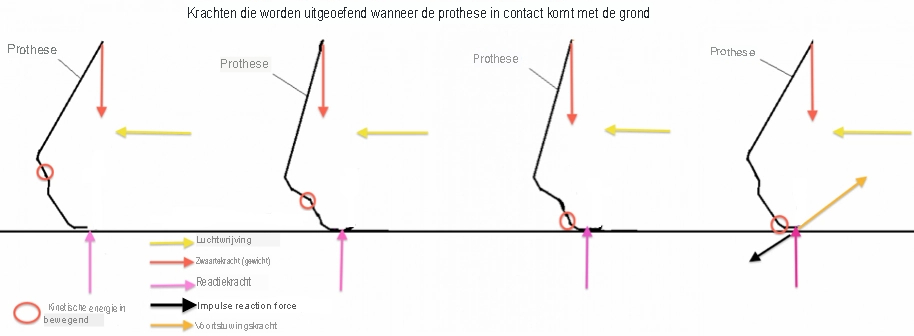
Uit deze gegevens kunnen we een schatting maken dat de kracht die nylon met koolstofversterkingen een treksterkte heeft van ongeveer 120 MPa.

De buigspanning (330,5 MPa) is veel hoger dan de treksterkte van nylon met koolstofvezel (120MPa). Dit betekent dat een enkele laag van dit materiaal niet sterk genoeg zou zijn.

CFRP blijft het sterkste materiaal, maar de hoge kosten en gezondheidsrisico’s maken het ongeschikt voor een betaalbare prothese. Glasvezel is goedkoper maar te zwaar voor sporttoepassingen. Nylon-koolstofvezelcomposieten bieden de meeste potentie, mits versterkt met een verdikking tot 12 mm en een hybride structuur met GFRP voor kritieke belasting punten.

### Onderzoek krachten op protheses

Bij een sportprothese spelen verschillende krachten een cruciale rol tijdens het hardlopen. De belangrijkste krachten die op de prothese werken, zijn de grondreactiekracht (GRF) en het gewicht van de atleet oftewel de zwaartekracht (Fz). Deze krachten worden in evenwicht gehouden door de materialen en het ontwerp van de prothese, waardoor de atleet vooruit kan bewegen. Het ontwerp moet dus zo zijn gemaakt dat alle krachten worden doorgegeven en in evenwicht zijn.



*Figuur 13 : Krachten op prothese (3- Forme De La Prothèse Et Conséquences Sur La Course. :: Tpe-la-prothese-sportive, n.d. )*

Volgens de derde wet van Newton geldt dat wanneer de prothese in contact komt met de grond, de grond een reactiekracht uitoefent die gelijk en tegengesteld is aan de kracht die de atleet uitoefent. In de bovenstaande afbeelding zijn de krachten te zien die tijdens het contact op de grond op de prothese werken. De sporter wordt tijdens het rennen tegengehouden door de luchtweerstand.

Wanneer een sporter rent neemt de prothese de kracht op. De opgevangen energie wordt teruggegeven in de vorm van mechanische energie die de atleet aandrijft. Dit zorgt voor een optimaler gebruik van energie. Het verschil tussen een sportprothese en een menselijk voet is het vermogen om energie terug te geven; de prothese kan tot 90% van de ontvangen energie teruggeven, terwijl de menselijke voet maar 60% teruggeeft.

In het voorgaande onderzoeksonderwerp hebben wij onderzoek gedaan naar verschillende materialen. Nu is de vraag of deze materialen de krachten en spanning aankunnen dat erop uitgeoefend wordt. We gaan uit van een maximaal gewicht van 100kg en gebruiken een veiligheidsfactor van 2. Dat betekent dat het 2 keer zoveel spanning aankan voordat het zou falen. Dit doen we om te voorkomen dat de prothese onverwachts faalt tijdens het gebruik.

Om de benodigde dikte van de koolstofvezel in de veer van de prothese te berekenen, moeten we rekening houden met de belasting die wordt veroorzaakt door een persoon van 90 kg tijdens joggen. Hier is een stapsgewijze aanpak:

De berekende dikte van de koolstofvezelveer is ongeveer 6,06 mm. Dit is de minimale dikte die nodig is om de belastingen tijdens joggen voor een persoon van 90 kg veilig te kunnen dragen, rekening houdend met een veiligheidsfactor van 2.

De krachten moeten dus berekend worden om een materiaal te kiezen die de krachten kan weerstaan en terug kan leveren.

### Onderzoek bestaande protheses

Om een beter beeld van protheses te krijgen zijn er in de eerste fase van dit project verschillende bestaande protheses onder de loep genomen. Hierbij zijn de voornaamste design-aspecten vergeleken met concurrerende producten en onze wensen. In dit oriëntatieproces zijn er ook vele startups meegerekend, die allemaal een eigen kijk op de prothese-industrie hebben en zo hun eigen modellen op de markt hebben gebracht.

De verschillende protheses op de markt zijn verwerkt door middel van een Trade-Off-Matrix (TOM), om zo op gemiddeldes te komen op basis van ons PvE. Enkele protheses hebben wij nader onderzocht en gebruikt als een ‘nulmeting’.

Enkele voorbeelden van deze nulmetingen zijn:

* Afbeelding met laars, accessoire

  Beschrijving automatisch gegenereerd met lage betrouwbaarheid**The Upya Foot:** Door de kosten van de prothese omlaag te brengen met 3D-printen willen wij onze prothese toegankelijker maken voor mensen in ontwikkelingslanden. Exoneo heeft een geprint voetstuk gemaakt die 20 keer goedkoper is dan de conventionele protheses. (Designboom, 2020)
* **TALEO: Flexibel design**

Afbeelding met gereedschap

Automatisch gegenereerde beschrijvingDe TALEO-carbonvoet is ontwikkeld om gebruikers veel flexibiliteit en bewegingsvrijheid te geven, zodat ze zich eenvoudig kunnen aanpassen aan diverse gebieden en activiteiten. Door het vernieuwende ontwerp draagt de voet bij aan een effectieve energieteruggave, wat inhoudt dat de energie die bij elke stap vrijkomt, optimaal wordt benut om de gebruiker te ondersteunen. Dit leidt tot een dynamisch en soepel looppatroon zonder “dode punten”, waarbij de overgang van de hiel naar de teen soepel verloopt, zelfs bij verschillende loopsnelheden.

*Figuur 14: The Upya Foot*

*Figuur 15: TALEO foot*

* **Afbeelding met hendel

  Automatisch gegenereerde beschrijvingChallenger**

De Challenger is speciaal ontwikkeld voor iedereen die aan recreatiesporten willen doen en daarbij flexibele en krachtige bewegingen maken. De voet kan ook worden gebruikt voor dagelijkse activiteiten. Hoge belastingen die bij sporten zoals bijv. hardlopen en springen ontstaan, worden beter terug afgestoten. Ook dynamische energieteruggave bij de afzet met de tenen zorgt voor de nodige aandrijving.

*Figuur 16: Challenger*



* **Levitate Forever**

De Levitate Forever is een voet gemaakt voor een veeleisende dagelijkse gebruiker. Deze voet kan ook gebruikt worden voor lichte sportbeoefening. De voet is gemaakt van lichtgewicht glasvezel en is ontworpen voor comfort en stabiliteit. Ook stond gebruiksvriendelijkheid en uiterlijk hoog in het vaandel bij het ontwikkelen van de Levitate Forever. Al deze eigenschappen samenbrengen de voet die hier rechts te zien is.

*Figuur 17: Levitate Forever*

### Onderzoek 3D-Printen

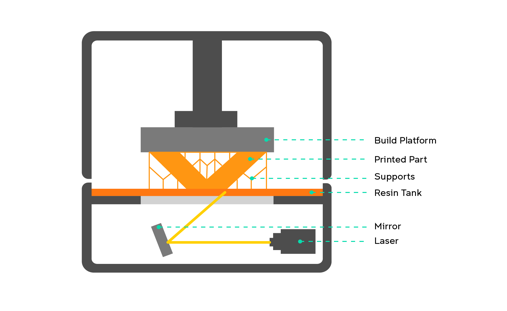
3D-Printen kent verschillende vormen en manieren. In de volgende paragraaf zullen de kenmerken kort benoemd worden, en de voordelen/invloed van het 3D-Printen in de prothese-industrie op een rijtje worden gezet.

* A diagram of a three dimensional printer

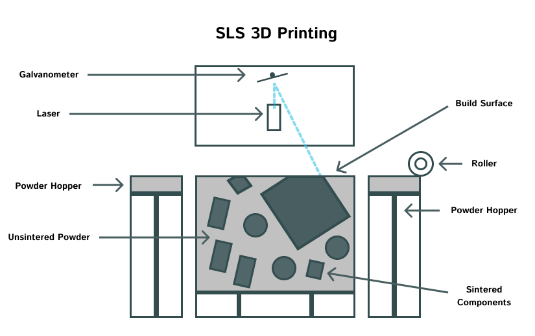
  AI-generated content may be incorrect.FDM-Printen: de meest conventionele manier van 3D-Printen, vaak gebruikt voor prototyping en het maken van snelle, kleine objecten. FDM staat voor ‘Fused Deposition Modeling’, en staat bekend om de betrouwbaarheid en het gemak. Het gebruikt filament om laag voor laag een verhit stuk filament neer te leggen op een specifieke plek. Dit wordt gedaan met behulp van een zogenaamde ‘extruder’.

*Figuur 18: FDM-Printing*

Er zijn veel materialen die gebruikt kunnen worden voor het FDM-printen, hierover later meer. Dit is de go-to manier van het 3D-Printen die men in het algemeen kent, en die wij voor onze prototypes zullen gebruiken.

* Stereolithografie (SLA): SLA-Printen is een opkomend fenomeen onder de hobbyisten. Er wordt gebruik gemaakt van een UV-Laser, die vloeibare resin laag voor laag verhardt. De prints staan bekend om hun nauwkeurigheid en waterdichtheid. SLA printen wordt in de praktijk vaak gebruikt voor show-modellen, maar het is ook geschikt om verschillende eindproducten te produceren. Het verbruiksartikel van SLA heet Resin, wat in de praktijk vaak giftig en kostbaar kan zijn. Vandaar is dit een minder goede optie voor de prototypes, maar het leent zeker potentie voor het eindproduct.

*Figuur 19: SLA-Printing*



* Selective Laser Sintering (SLS): Een laser wordt gebruikt om kunststofpoeder laag voor laag te versmelten. Het voordeel hiervan is dat het sterke onderdelen kan fabriceren, en dat deze zonder ‘support’ geprint kunnen worden. Echter zijn de machines en materialen erg duur, en vereisen de modellen nabewerking voor een glad oppervlak.

*Figuur 20: SLS-Printing*

* Binder Jetting (HP Multi Jet Fusion): Hoewel HP normaliter bekend staat als een laptopmerk, maken ze ook baanbrekende technologieën beschikbaar in de markt van 3D-Printing. Modellen worden geproduceerd door een printkop die bindmiddel op een poeder spuit om zo lagen te kunnen vormen. Voorbeelden van dit poeder zijn: metaal, keramiek, zand, etc. Voor meer informatie verwijzen wij u graag naar de website van HP\*.

\*Noot 1: <https://www.hp.com/us-en/printers/3d-printers/products/multi-jet-technology.html>

#### Materialen

Zoals eerder als is vermeld zullen onze prototypes worden geproduceerd door middel van FDM-Printers. Voor deze FDM-Printers zijn verschillende materialen, ook wel filamenten genoemd, beschikbaar.

**Polylactic Acid (polymelkzuur) – PLA.**

Het meest gangbare type filament is PLA. Het is een biologisch afbreekbaar thermoplastisch materiaal dat wordt gemaakt uit hernieuwbare grondstoffen zoals maïszetmeel of suikerriet. Is het gemakkelijk om te printen en perfect voor prototyping. Ook is het milieuvriendelijk en zijn gedetailleerde prints mogelijk. Wel is het erg bros en breekt het snel onder druk, dus zal het voor een eindproduct geen valide optie zijn. Wel gebruiken wij dit materiaal voor het prototype.

**Acrylonitrile Butadiene Styrene - ABS**

ABS is een sterk en slagvast materiaal dat vaak wordt gebruikt voor functionele en industriële toepassingen. Het heeft een hoge hittebestendigheid en is goed bestand tegen impact, waardoor het geschikt is voor mechanische onderdelen en behuizingen.

**Polyethylene Terephthalate Glycol-modified - PETG**

PETG is een veelzijdig materiaal dat de voordelen van zowel PLA als ABS combineert. Het is sterker en flexibeler dan PLA en beter bestand tegen hitte en chemicaliën dan ABS.

**Koolstofvezel-versterkte filamenten**

Koolstofvezel-versterkte filamenten zijn standaard materialen zoals PLA, ABS of PETG waaraan kleine koolstofvezeldeeltjes zijn toegevoegd. Dit zorgt voor extra sterkte en stijfheid, terwijl het materiaal licht blijft.

**Nylon-Filamenten**

Nylon is een veelzijdig en sterk filament dat vaak wordt gebruikt voor functionele en industriële toepassingen. Het staat bekend om zijn hoge taaiheid, flexibiliteit en slijtvastheid, waardoor het ideaal is voor mechanische onderdelen zoals tandwielen, scharnieren en lagers.

**Thermoplastisch Polyurethaan – TPU**

TPU is een flexibel en rubberachtig filament dat bekend staat om zijn elasticiteit, schokbestendigheid en slijtvastheid. Het wordt veel gebruikt voor onderdelen die buigzaam moeten zijn, zoals afdichtingen, telefoonhoesjes en schokabsorberende componenten.

Zoals eerder vermeld zal het prototype geprint worden in PLA, door de verschillende voordelen die dat met zich meebrengt. Echter adviseren wij het eindproduct te produceren met een koolstof. In het onderzoek wordt dit advies onderbouwd, en worden de verschillende mogelijke materialen vergeleken.

#### Voordelen van 3D-printen in Protheses:

* Personalisatie**:** AM maakt het mogelijk om protheses te creëren die nauw aansluiten bij de unieke anatomie van een patiënt, wat het comfort en de functionaliteit verbetert.
* LichtgewichtOntwerpen**:** 3D-printen faciliteert de productie van lichtere protheses, wat het draagcomfort voor langere perioden verbetert.
* DynamischeEigenschappen: Ontwerpers kunnen verschillende stijfheden en flexibiliteit in één enkel prothetisch onderdeel integreren, wat zorgt voor extra demping of flexibiliteit waar nodig.
* Esthetische Personalisatie: 3D-geprinte covers bieden unieke esthetiek en hoge duurzaamheid, waardoor protheses een persoonlijke uitstraling krijgen.
* Snelle Iteratie: Het digitale proces maakt snelle aanpassingen mogelijk, wat vooral nuttig is voor het aanpassen aan groei bij pediatrische patiënten.

#### Traditioneel vs. Digitaal Fabricageproces:

* Traditioneel Proces: Betrekt handmatige gipsafdrukken van de restledemaat, wat veel arbeid en expertise vereist.
* Digitaal Proces: Gebruikt 3D-scanning om de geometrie van de ledemaat vast te leggen, gevolgd door digitaal ontwerp en 3D-printen, wat leidt tot een gestroomlijnder en efficiënter proces.

#### Ontwerp Overwegingen:

* Materiaalkeuze: Het kiezen van de juiste materialen is cruciaal voor de sterkte, flexibiliteit en bio compatibiliteit van de prothese.
* Softwaretools: Geavanceerde ontwerptools, zoals nTop, maken het mogelijk om complexe geometrieën te creëren en meerdere functies in één prothetisch apparaat te integreren.

#### Belangrijke Inzichten:

Het omarmen van een digitaal proces bij het ontwerpen van protheses biedt aanzienlijke voordelen, waaronder verbeterde personalisatie, kortere productietijd en kostenbesparingen. De integratie van 3D-printtechnologie is klaar om de prothesebranche te revolutioneren door gepersonaliseerde medische apparaten toegankelijker en effectiever te maken.

### Conclusie

Door het uitgebreide literatuuronderzoek zijn er antwoorden gevonden op al onze sub-vragen. Met deze antwoorden kunnen er keuzes worden gemaakt voor het eindproduct. Het literatuuronderzoek begon met een onderzoek naar de doelgroep. Uit dit onderzoek is er geconcludeerd dat het grootste deel van onze doelgroep in ontwikkelingslanden leeft. Hierna is er onderzoek gedaan naar de prijs. Dit is gedaan omdat onze missie luid: “wij willen protheses goedkoper en toegankelijker maken”. Dit konden we niet zeggen zonder onderzoek te doen naar of protheses wel echt e duur zijn. Ook is er onderzoek gedaan naar de biomechanica van lopen en hardlopen hieruit is geconcludeerd dat er een grote kracht absorptie door de prothese moet gebeuren in de grond contact fase.

Uit ons materialenonderzoek hebben we ook veel informatie gehaald. We hebben gekeken naar de prijs van verschillende materialen en of het de krachten aankan. Hieruit kwam dat de eigenschappen van koolstofvezel het beste zijn. Het probleem is dat koolstofvezel enorm duur is. Er moet dus een afweging worden gemaakt om voor zo weinig mogelijk geld zo goed mogelijke eigenschappen te krijgen.

De krachten die op protheses werken in gebruik zijn ook beredeneerd en berekend. Hierdoor zijn we te weten gekomen welke krachten onze materialen in de prothese aan moeten kunnen. Er is ook onderzoek gedaan naar bestaande protheses. Door te kijken naar de goede eigenschappen van deze protheses kon er veel geleerd worden over wat een prothese nodig heeft en hoe het in elkaar zit. Als laatste is er onderzoek gedaan naar 3D-Printen bij de prothese bouw. Hieruit kan geconcludeerd worden dat 3D-Printen een betaalbare, duurzame en snelle manier van prothese bouw is. Dit is dus interessant voor ons om te gebruiken.

Nu al deze deelvragen zijn beantwoord kan er ook een antwoord op onze hoofdvraag geformuleerd worden. Onze hoofdvraag luidde: “hoe maak je een prothese die niet breekt onder stress, genoeg energie teruggeeft, het menselijk looppatroon nabootst en goedkoop is?’. Het antwoord op deze vraag is in principe ons eindproduct. Er is wel op elk deel van de hoofdvraag antwoord gegeven. Het begint met “hoe maak je’ dit gaan wij dus doen door middel van 3D-Printen. Daarna komt ‘die niet breekt onder stress’ dit gaan wij doen door het materiaal ….. te gebruiken. Wij zorgen dat de prothese genoeg energie teruggeeft door een zo veerkrachtig materiaal te gebruiken (wat natuurlijk wel alle krachten aankan). Het menselijk looppatroon gaan wij nabootsen door een grote krachtabsorptie te creëren in het contact met de grond. Het laatste deel van de hoofdvraag was “die goedkoop is’. Dit gaan we doen door de prothese van goedkope materialen te maken en delen te 3d printen. Met al deze kennis en antwoorden kon er naar een eindproduct toe worden gewerkt.

# Plan van Eisen

Nu er onderzoek is gedaan naar protheses en er zoveel mogelijk kennis is verzameld over de prothese werking en de sport prothese kan er een Plan van Eisen worden opgesteld voor onze mogelijke concepten. Dit doen we door een lijst op te stellen voor de eisen waaraan een sport prothese moet voldoen en een lijst waar een dagelijks gebruik prothese aan moet voldoen. Daarna worden deze Eisen bij elkaar gevoegd. Dit worden de Eisen waar ons eindproduct aan moet voldoen.

## Eisen sport prothese

De eisen waaraan de sportprothese moet voldoen kunnen in 2 categorieën worden ingedeeld. Namelijk de eisen van de ontwikkelaar en de eisen van de eindgebruiker.

### Eisen ontwikkelaar sport prothese

* De prothese moet voldoen aan de MDR-richtlijnen van de EU.
* Een mediaan tussen productiekosten en materiële kwaliteit.
* Middenweg tussen terug levering van energie en comfort van normaal gebruik.
* Zorgend Nederland moet de Meta Move prothese zien als een noodzakelijke prothese. Zodat de kosten deels of volledig vergoed worden voor de eindgebruiker

### Eisen eindgebruiker sport prothese

* Makkelijk te begrijpen voor de eindgebruiker.
* Makkelijk te repareren of losse componenten te vervangen.
* Financieel toegankelijk voor alle mensen.
* Uiterlijk: alhoewel functionaliteit het belangrijkst is, is ook het uiterlijk van belang. De sportprothese moet er visueel aantrekkelijk uitzien
* Een sportprothese moet licht genoeg zijn zodat de gebruiker een natuurlijke beweging kan maken zonder extra vermoeidheid of belasting. Een te zware prothese kan de sportprestaties verminderen.
* De prothese moet een goede grip op de grond hebben zodat de gebruiker niet uitglijdt en deze alle kracht kan gebruiken in zijn bewegingen.
* De prothese moet de krachten die optreden tijdens intensieve fysieke activiteiten zoals springen, versnellen en stoppen kunnen weerstaan en opvangen.

## Eisen dagelijks gebruik prothese

Ook de eisen van een dagelijks gebruik prothese kunnen worden onderverdeeld in twee categorieën:

* De eisen van de ontwikkelaar van de prothese.
* De eisen van de eindgebruiker van de prothese.

### Eisen ontwikkelaar prothese

* De prothese moet voldoen aan de MDR-richtlijnen van de EU.
* Een mediaan tussen productiekosten en materiële kwaliteit.
* Middenweg tussen terug levering van energie en comfort van normaal gebruik.
* Zorgend Nederland moet de Meta Move prothese zien als een noodzakelijke prothese. Zodat de kosten deels of volledig vergoed worden voor de eindgebruiker

### Eisen eindgebruiker dagelijkse prothese

* Makkelijk te begrijpen voor de eindgebruiker.
* Makkelijk te repareren of losse componenten te vervangen.
* Financieel toegankelijk voor alle mensen.
* De prothese moet de natuurlijke loop patronen van een mens zo goed mogelijk nabootsen.
* De prothese moet comfortabel zijn om te dragen voor langere periodes.
* De prothese moet een soort energie teruggave hebben om loopervaring te verbeteren.
* De prothese moet verschillende loopsnelheden ondersteunen

## Eisen combi-prothese

Nu de eisen van beide soorten prothesen bekend zijn kunnen deze bij elkaar gevoegd worden in een programma van eisen. Dit worden de eisen waar onze combi-prothese aan zal moeten voldoen. Dit worden eisen voor de eindgebruiker omdat deze verschillen in beide soorten prothesen. De eisen van de producent blijven in beide gevallen hetzelfde en zijn hierboven te vinden.

# Concepten

Na het opstellen van ons plan van eisen (PvE), is er overwogen welke ideeën mee worden genomen in het uitwerken van concepten. Deze concepten worden verder uitgewerkt in schetsen, toepassingen en worden overwogen door middel van een Trade-Off-Matrix.

**Concept 1: Modulair voetstuk.**

Het eerste concept is een vrij simpel en bestaand concept: een modulaire prothese. Met een modulaire prothese kan de gebruiken zijn of haar prothese aanpassen op de verschillende scenario’s waarin de gebruiker de prothese zal kunnen gebruiken, zoals het verschil tussen sporten en dagelijks gebruik.

Dit concept brengt enkele grote voordelen met zich mee, waaronder het feit dat de prothese altijd perfect is afgestemd op het gebruik. Ook kunnen defecte onderdelen gemakkelijk worden vervangen, zonder dat de prothese hiervoor in reparatie moet worden genomen. Zo is de prothese altijd functioneel.

Echter brengt dit concept ook enkele nadelen met zich mee. De voornaamste zijnde de extra point-of-failure\* die een modulair systeem met zich meebrengt. Ook moet de gebruiker voortdurend wisselen tussen meerdere voetstukken, wat voor ongemak kan zorgen.

\*Noot 2: Een punt waar complicaties in een ontwerp of systeem kunnen optreden. Vaak op plaatsen waar een systeem of ontwerp onder grote druk of beweging gebruikt wordt.

**Concept 2: Prothese met een aanpasbare demping.**

Het volgende concept is een prothese met aanpasbare demping. Dit concept is een variant op het voorgaande concept, gezien het voetstuk adaptief is. Dat wil zeggen dat het onderdeel aangepast kan worden of zichzelf kan aanpassen op verschillende omstandigheden.

Ook dit concept brengt veel vergelijkbare voordelen met zich mee ten opzichte van concept 1. Zo is de prothese afgestemd op het specifieke gebruik, en brengt dat een extra factor van comfort met zich mee. Ook is er een stuk confectie in een aanpasbaar systeem aan te brengen, gezien de eindgebruiker zelf de demping kan aanpassen naar voorkeur.

Echter brengt dit concept, in lijn met concept 1, ook enkele nadelen met zich mee. Zo is er voor de eindgebruiker een extra handeling voorafgaand aan het sporten nodig om de prothese te kunnen gebruiken. Ook brengt dit complexiteit met zich mee, wat mogelijk de productiekosten niet ten goede komt. Ook zal de complexe mechanica zorgen voor extra onderdelen die mogelijk extra gebruiksproblemen met zich meebrengen.

**Concept 3: Prothese met bewegende voorvoet**

Het laatste concept is een prothese met een bewegend voorvoetstuk. Dit bewegende onderdeel vooraan de voet is gemaakt om het buigpatroon van de voet na te bootsen. Dit nabootsen brengt verschillende kenmerken met zich mee die de voet anders maakt dan onze eerdere concepten.

Eén van de kenmerken is het natuurlijke looppatroon wat mogelijk gemaakt wordt door een losse voorvoet. Zo simuleert dit concept de tenen op een menselijke voet, de op hun beurt een natuurlijke manier van lopen mogelijk maken. Wel moet dit concept voldoende onderzocht en goed uitgevoerd worden, gezien een volledig onafhankelijke voorvoet zal resulteren in een minder stabiele prothese.

Wanneer dit concept correct is uitgevoerd, zal het meerdere voordelen met zich meebrengen. Zo kan de eindgebruiker bij veldsporten schuiner aanzetten, omdat er een buiging in het oppervlak van de prothese mogelijk wordt. Ook kan er meer hierdoor meer krachtuitwisseling tussen de oppervlakte en de prothese plaatsvinden, wat zorgt voor een explosievere aanzet bij bijvoorbeeld intensief sportgebruik.

De bewegende voorvoet wordt verbonden met de ‘Blade’, het centrale onderdeel van onze prothese, door middel van een rvs-veer. De specificaties van de veer brengen wel een nadeel met zich mee. Het maakt convectie tussen verschillende protheses minder praktisch, gezien elk gewicht een andere veer vereist. Deze veer zal de kracht, die de gebruiker op de prothese uitoefent, terug leveren. Zo kan, zoals eerder vernoemd, er een efficiëntere krachtuitwisseling tussen het grondoppervlak en de prothese plaatsvinden.

# Eindproduct

Aan de hand van het literaire onderzoek en de uitgewerkte concepten is er een eindproduct samengesteld. Dit eindproduct vat de verschillende kenmerken en voordelen van de drie concepten samen in één product. Voor dit product is het belangrijk dat het aan het plan van eisen voldoet. Dit plan van eisen (PvE), is uit verschillende perspectieven opgesteld in de paragraaf ‘Plan van Eisen’.

Wanneer de samensmelting van de concepten verwerkt is en het product vanuit de verschillende perspectieven (ontwikkelaar & eindgebruiker), kan het een waar eindproduct genoemd worden. Dit eindproduct betreft de schriftelijke oplevering van dit keuzeproject, en zal vervolgens gedeeld worden met de opdrachtgever (Willem Wesenbeek, OTHeiloo) en de sectie Technasium voor beoordeling.

In de volgende paragraaf zal dieper worden ingegaan op de kenmerken en specificaties van ons eindverslag. Om de keuzes te verantwoorden en te onderbouwen zal er veel verwezen worden naar het literatuuronderzoek en het onderzoeksverslag. Dit literatuuronderzoek is te vinden in de eerdere paragrafen van dit eindverslag.

## Productontwerp

In ons ontwerp hebben wij verschillende features overgebracht in een CAD-tekening. Zo kunnen wij schematisch gemakkelijk verschillende onderdelen toelichten uit verschillende perspectieven. Helaas was het tijdkader van dit project niet toereikend om uitgebreid onderzoek met verschillende materialen en modellen uit te voeren en deze ook in realiteit te kunnen testen. Echter kunnen wij door aannames uit eerdere ontwikkelingen wel benaderen wat een voet zal doen in realiteit. In de komende paragraaf zal dit verder toegelicht worden.

### Fase 1

In de eerste fase van het ontwerp is er op basis van het onderzoek nagedacht over vormgeving. Ook zijn er online masterclasses ‘Onshape’ gevolgd, om de nodige kennis op te doen over het vormgeven in online CAD-software als Onshape. Ook is er nagedacht over hoe de bewegende voorvoet verbonden kon worden aan de rest van de prothese en het been.

### Fase 2

In de volgende fase van het productontwerp is er nagedacht over de verschillende onderdelen en het hielstuk waaruit de prothese is opgebouwd. Zo moest het mogelijk zijn het ontwerp te 3D-printen (daarover later meer) en moest er de nodige demping aan de achterkant van de voet worden aangebracht.

### Fase 3

A screenshot of a computer program

Description automatically generatedDe verschillende onderdelen, zoals de hieldemping, de Blade, de bovenvoet/wreef (daarover later meer) en de voorvoet samenvoegen in een Assembly-omgeving in Onshape. In de assembly kan niet alleen de samenvoeging van alle componenten worden weergeven, maar ook de beweging van ons CAD-model. Simulaties en realistische bewegingen van de voet waren niet mogelijk gezien de tijd zeer beperkt was. Wel hebben wij een model gemaakt in nTop, met de intentie om de simulatie mogelijk te maken. nTop is een geavanceerd modelprogramma met de mogelijkheid om complexe situaties te kunnen simuleren, waaronder rekenmodellen van krachten.

*Figuur 21: nTop Prosthethis Design*

## A black and white drawing of a guitar pedal Description automatically generatedOntwerpaspecten & features

In de volgende paragraaf zullen de verschillende kenmerken en features van ons eindproduct nader worden toegelicht. Voor de theoretische onderbouwing zal verwezen worden naar onderwerpen in ons onderzoek, om het zo overzichtelijk mogelijk te houden.

In figuur 22 ziet u een schuin aanzicht van de ‘final assembly’, waar alle onderdelen bij elkaar zijn gebracht. Het geheel wordt omgeven door een

*Figuur 22: Meta-Move Prothese - Overview*

siliconen overvoet (Fig. 23), om een natuurlijk voetbed te kunnen simuleren. Dit voetbed, wat contact maakt met de schoen, is ook van groot belang voor het bewegen van de prothese. Ook is deze overvoet van belang voor de acceptatiefactor van de prothese. Het model in Fig. 22 zal dus nauwelijks zichtbaar zijn.

*Figuur 23: Siliconen overvoet*

#### Voorvoet (Fig. 24)

A drawing of a grey object

Description automatically generatedA grey rectangular object with a circular object

Description automatically generatedBeginnend bij het voorste onderdeel van de prothese voet: de voervoet Dit onderdeel hebben we in ‘Concept 3’ van voorgaande paragraaf uitgebreid behandeld. Het gaat om een ‘dynamische’ voervoet, die meebeweegt met de prothese.

*Figuur 24: Meta-Move Voorvoet*

Een belangrijke eigenschap is het natuurlijke looppatroon dankzij de losse voorvoet, die de functie van tenen nabootst. Dit bevordert een natuurlijke gang, maar vereist zorgvuldige uitvoering om stabiliteitsverlies te voorkomen.

Bij correcte implementatie biedt dit ontwerp voordelen, vooral bij veldsporten. De buiging in het voorvoetstuk maakt schuine inzetten mogelijk en vergroot de krachtuitwisseling met de ondergrond, wat zorgt voor een explosievere afzet.

De bewegende voorvoet is verbonden met de ‘Blade’ via een rvs-veer. Een nadeel hiervan is dat elk gebruikersgewicht een specifieke veer vereist, wat de uitwisselbaarheid tussen protheses beperkt. De veer slaat echter energie op en geeft deze terug, wat de efficiëntie van de krachtuitwisseling verder verhoogt.

#### A black curved object with a white background Description automatically generatedBlade (Fig. 25)

De kern van de prothese: de Blade. De Blade is het centrale onderdeel, die de krachten opvangt en verdeeld over de prothese.

A silver object with a nut

Description automatically generatedDe curve in het ontwerp zorgt voor de verticale demping in de prothese. Hierbij wordt er gebruik gemaakt van de buigzaamheid van het gebruikte materiaal (koolstof), die als ‘veer’ fungeert. De Blade zorgt ook voor de demping in de hiel, waar van hetzelfde principe gebruik wordt gemaakt (daarover later meer). Ook is de Blade het adaptiepunt tussen de onderbeenprothese en de prothesevoet. Dit adaptiepunt is te zien in Fig. 25.

*Figuur 25: Blade*

In de discussie wordt verder behandeld of een Blade

een confectie is, of dat het maatwerk betreft.

*Figuur 26: Interface / Adaptiepunt*

#### A black curved object with a pointed tip Description automatically generated with medium confidenceHieldemping (Fig. 27)

Zoals eerder benoemd wordt er in de hiel gebruik gemaakt van hetzelfde principe als bij de Blade zelf, de buigzaamheid van het gebruikte materiaal. Immers is het belangrijk dat er enige demping in de hiel is, om eventuele schokschade aan de prothese te voorkomen. Dit onderdeel zorgt ook voor de drukverdeling op de overvoet, en het is een belangrijk onderdeel van het balanssysteem in de prothese.

*Figuur 27: Hieldemping*

#### Bovenvoet / Wreef (Fig. 28)

A silver object with a screw

Description automatically generatedDe ‘bovenvoet’ is het onderdeel waarop dit eindproduct zich differentieert ten opzichte van de huidige conventionele prothesevoeten. Dit is onze oplossing voor het oncontroleerbare aspect van het eerder geïntroduceerde voorvoetstuk. Met de wreef willen wij extra sterkte en stabiliteit in de prothese aanbrengen. Ook moet het ervoor zorgen dat de veer, die later ook kort uitgelicht zal worden, de kracht kan terugleveren op de gebruiker. Ook zorgt het voor het meebewegen van de voorvoet, wat ervoor zorgt dat deze in lijn met de prothese blijft als de voet wordt opgetild.

De bovenvoet zit rechtstreeks verbonden op het adaptiepunt van de prothese, wat ervoor zorgt dat de energie niet verloren gaat in het terugveren van de Blade. Het andere uiteinde zit, zoals eerder vermeld, met een veer aan de voorvoet bevestigd.

*Figuur 28: Bovenvoet / Wreef*

A close-up of a coil

Description automatically generated

#### Veer & Bevestiging (Fig. 29)

De veer is voornamelijk bedoeld om de kracht te kunnen verdelen over de voorvoet, en rotatie van de prothese ten opzichte van de voorvoet toe te laten.

De ‘balvormige’ kant zit in de voorvoet, om de rotatie en de beweging te realiseren. De ‘platte’ kant zit in de bovenvoet.

*Figuur 29: Veer & Bevestiging*

# Discussie

In de discussie wordt er kort besproken welke variabelen er verwaarloosd zijn of welke onderzoeken verder uitgevoerd hadden kunnen worden. Veel van deze onderzoeken zijn niet uitgevoerd wegens tijdsgebrek of materialen die wij, als leerlingen, niet tot onze beschikking hebben. Hieronder vallen de volgende onderzoeken en vragen:

* Het praktische onderzoeken & testen van verschillende vormen Blades. Welke vorm is het meest efficiënt en zit er een verschil tussen Blades gemaakt voor verschillende gebruikersgewichten?
* Het praktische onderzoeken van de verschillende materialen die in het onderzoek vernoemd zijn. Komen de specificaties en aannames op papier overeen met de realiteit? Daarbij is het goed om te kijken naar eventuele combinaties die gemaakt kunnen worden op basis van verschillende kenmerken van de individuele materialen.
* Welke specificaties moet de protheseveer hebben bij verschillende gewichten? Is hiervoor een constante op te stellen? Is deze constante leidend? Daarbij is het ook belangrijk om te kijken naar de bevestiging. Hoe kunnen de onderdelen zo makkelijk en betrouwbaar mogelijk gemonteerd worden zonder mechanische complexiteit?

Wij, als projectteam, zijn overtuigd dat deze discussiepunten een positief effect hadden kunnen hebben op ons eindproduct. Echter moeten we daarbij terugvallen op realiteit, en welke prestaties wij als team hebben bereikt in dit tijdskader.

# Afsluiting

Vol trots kijken wij terug op een diepgaand project. Daarbij zijn veel verschillende onderzoeken gedaan en is efficiënt gebruik gemaakt van de beschikbare hulpmiddelen, zoals een opdrachtgever en studies.

Hoewel het een uitdagend project is, met diepgaande onderzoeken en de verdere discussieonderzoeken die zijn benoemd, is het vooral een leerzaam en actief project geweest. Daarbij willen wij gelijk het verband leggen met onze opdrachtgever Willem Wesenbeek, die ook als expert ons van belangrijke informatie heeft verschaft en deze informatie ook vol enthousiasme heeft overgebracht. Daarvoor willen wij Willem nogmaals hartelijk bedanken.

Dank voor het lezen!

Reinout Koster, Tijn van Bommel, Stijn Vermeulen & Youp Bronkhorst.

# Bijlagen

[O&O Onderzoek document](https://keizerkarelcollege-my.sharepoint.com/:w:/g/personal/8220_leerling_keizerkarelcollege_nl/Ec6GpjDSa4dOvF1zo1pVFxwByuTaDa_Klaip7pVYrpuR6g)

# Bronvermelding

*[1]* Bewegen is een recht, maar wie vergoedt de sportprothese? - Kassa - BNNVARA. (z.d.-b). *Kassa*. <https://www.bnnvara.nl/kassa/artikelen/bewegen-is-een-recht-maar-wie-vergoedt-de-sportprothese>

*[2] Conséquence et fonctionnement de la prothèse*. (2014, 6 februari). Tpe - Sport Et Handicap : La Prothèse de Jambe Pour La Course. <https://tpehandisport.wordpress.com/ii-avances-scientifiques/3-consequence-et-fonctionnement-de-la-prothese/>

*[3]* Dept of Pharmacy & Toxicology & Dept of Titel. (z.d.). *Lopen dat doe je zo!* <https://www.gezondheidsuniversiteit.nl/sites/gezondheidsuniversiteit/files/10_lopen_dat_doe_je_zo_martijn_fabian.pdf>

*[4]* Designboom. (2020b, juni 6). *3D-printed upya foot prosthetic is 20 times cheaper than conventional*. Designboom | Architecture & Design Magazine. <https://www.designboom.com/technology/upya-foot-prosthetic-20-times-cheaper-3d-printed-06-06-2020/>

*[5] Forme de la prothèse et conséquences sur la course. :: Tpe-la-prothese-sportive*. (2014, 6 februari). Tpe-la-prothese-sportive. <https://tpe-la-prothese-sportive.webnode.fr/a3-etude-de-la-forme-des-protheses/>

*[6]* Laferrier, J. Z., & Gailey, R. (2009c). Advances in lower-limb prosthetic technology. *Physical Medicine And Rehabilitation Clinics Of North America*, *21*(1), 87–110. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2009.08.003>

*[7] Levitate - the levitate forever*. (z.d.-b). Levitate - The Levitate Forever. <https://letslevitate.com/the-levitate-forever>

*[8]* Leutscher, H. (2023c, februari 13). *Vier experts over de vergoeding van sportprothesen door zorgverzekeraars*. Allesoversport.nl. <https://www.allesoversport.nl/thema/meedoen-door-sport-en-bewegen/vier-experts-over-de-vergoeding-van-sportprothesen-door-zorgverzekeraars/>

*[9] Lokale wet- en regelgeving*. (z.d.). Beleidsregels Maatschappelijke Ondersteuning Amstelveen | Lokale Wet- en Regelgeving.

*[10]* Livit Ottobock Care. (2023, 1 juni). *Onderbeenprothese - Livit Ottobock Care*. <https://www.livit.nl/vergoedingen/ziezo/onderbeenprothese/?utm_source=>

*[11]* Li, B., Xu, G., Teng, Z., Luo, D., Pei, J., Chen, R., & Zhang, S. (2024). Intelligent ankle–foot prosthesis based on human structure and motion bionics. *Journal Of NeuroEngineering And Rehabilitation*, *21*(1). <https://doi.org/10.1186/s12984-024-01414-w>

*[12] Zorginstituut Nederland*. (z.d.). Prothesen (Zvw) | Verzekerde Zorg | Zorginstituut Nederland.

*[18] 3D Printing: FDM | UNSW Making. (z.d.).*[*https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-fdm-and-thermoplastics/*](https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-fdm-and-thermoplastics/)

*[19] 3D Printing: SLA | UNSW Making. (z.d.).*[*https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-sla-resin-printers/*](https://www.making.unsw.edu.au/learn/3d-printing-with-sla-resin-printers/)

*[20] Shields, G. (2023, 18 juni). Design for SLS 3D Printing: The Ultimate Guide. PrintPool.*[*https://www.printpool.co.uk/articles/design-for-sls-3d-printing-the-ultimate-guide*](https://www.printpool.co.uk/articles/design-for-sls-3d-printing-the-ultimate-guide)

*[21] nTop. (2023, 18 januari). 3D printing in prosthetics: A design guide. nTop.*[*https://www.ntop.com/resources/blog/3d-printing-in-prosthetics-a-design-guide/*](https://www.ntop.com/resources/blog/3d-printing-in-prosthetics-a-design-guide/)

*[23] Voorbeelden van siliconen prothesen*. (z.d.). OIM Orthopedie. <https://www.oim.nl/producten/prothesen/siliconen-prothesen/voorbeelden-siliconen-prothesen>

*[24/29] Onshape, Metamove Hybrid CAD*

*T.v.Bommel, 2025, Amstelveen.*