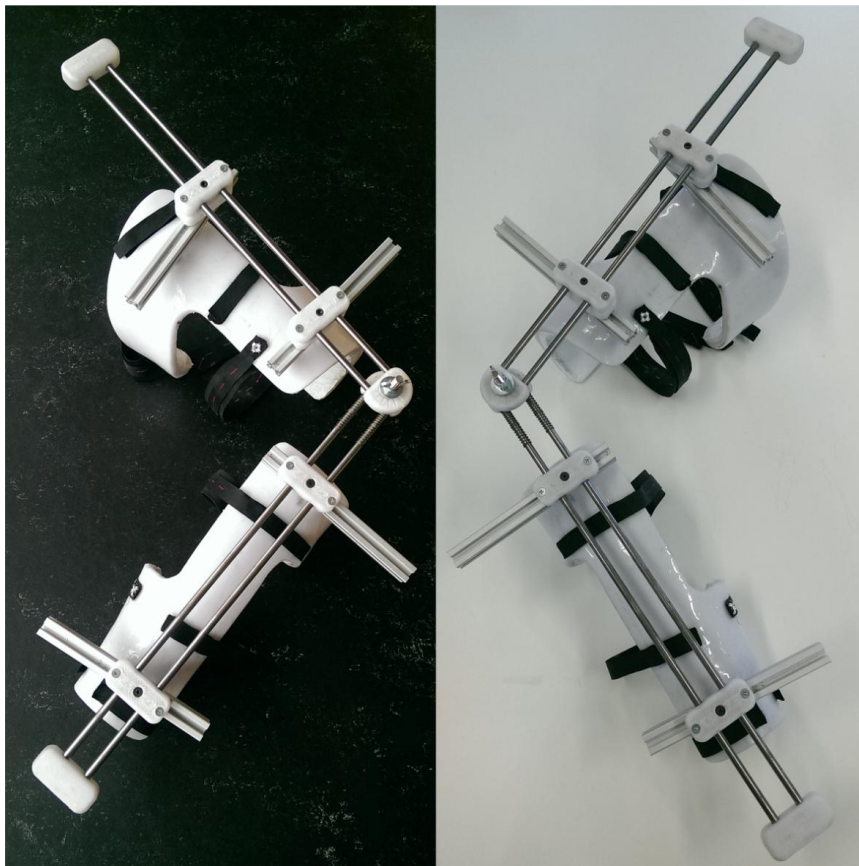

KIKX

Kinematische Interactie
tussen Knie en eXoskelet

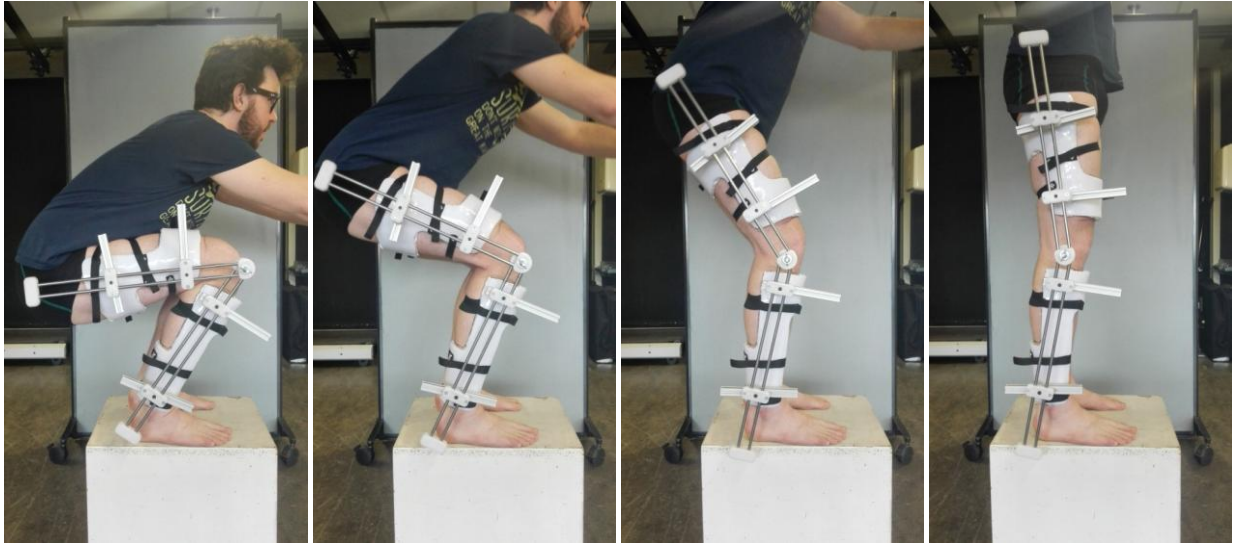
Maud Jansen & Michael Kuiken

Juni 2016

Afstudeerscriptie
Mens en Techniek |
Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool



KIKX – Kinematische Interactie tussen Knie en eXoskelet



Maud Jansen 14092859
Michael Kuiken 14086328
In samenwerking met Project MARCH, TU Delft

Afstudeerscriptie
Den Haag, juni 2016

Mens en Techniek | Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Eerste begeleider: B. Onneweer
Tweede begeleider: D. Wezenberg

Voorwoord

Voor u ligt het ontwerpverslag dat tot stand is gekomen naar aanleiding van het afstudeerproject getiteld 'Kinematische Interactie tussen Knie en eXoskelet'. Deze scriptie is geschreven in het kader van ons afstuderen aan de opleiding Mens en Techniek, Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool in den Haag. Van februari 2016 tot en met juni 2016 zijn wij bezig geweest met het ontwerpen en schrijven van de scriptie.

De doelgroep voor het lezen van deze scriptie zijn alle mensen die geïnteresseerd zijn in het exoskelet; van personen met een dwarslaesie tot ontwerpers van een exoskelet.

Onze interesse in het menselijk lichaam en voorkennis als fysiotherapeut en ergotherapeut zijn van meerwaarde geweest bij de keuze voor deze scriptie.

De onderzoeksvraag is in samenwerking met Project MARCH, een studententeam van de TU Delft, tot stand gekomen. Daarnaast hebben wij waar nodig informatie uitgewisseld met betrekking tot het exoskelet. Wij willen hen hiervoor bedanken.

Onze dank gaat uit naar onze docentbegeleider, B. Onneweer, voor de begeleiding en kritische, sturende vragen. Daarnaast bedanken wij ook onze tweede beoordelaar, D. Wezenberg, voor de feedback op onze voortgang. Ook willen wij de werkplaatsbeheerders, die ons de mogelijkheid hebben geboden het exoskelet op de Haagse Hogeschool te vervaardigen, en M. Prins, die ons geholpen heeft met de opmaak van het verslag, bedanken.

Wij wensen u veel leesplezier toe.

Michael Kuiken en Maud Jansen

Den Haag, juni 2016

Inhoudsopgave

1. Samenvatting	4
2. Inleiding	5
2.1 Aanleiding	5
3. Analyse	7
3.1 Randvoorwaarden vanuit Project MARCH	7
3.2 Aangrijpen van krachten	7
3.3 Verschuiving	10
4. Eisen en wensen	13
4.1 Randvoorwaarden	13
4.2 Aangrijpen van krachten	13
4.3 Verschuiving	13
5. Ontwerp	14
5.1 Vormgeving bovenbeen- en onderbeenschaal	14
5.2 Mechanisme met de bewegingsvrijheden	16
5.3 Bevestiging van translatiemechanisme aan beenschalen	19
5.4 Proof of concept	21
6. Evaluatie	22
6.1 Beoordeling op eisen en wensen	22
6.1.1 Randvoorwaarden	22
6.1.2 Aangrijpen van krachten	23
6.1.3 Verschuiving	23
6.2 Toepasbaarheid	24
7. Discussie	25
8. Conclusie	27
8.1 Suggesties en aanbevelingen	27
9. Literatuurlijst	29
10. Bijlagen	30
10.1 Verdeling lichaamsgewicht	30
10.2 Nadere onderbouwing van de plaatsen waar krachten op het lichaam aangrijpen	31
10.3 Bewegingen van de knie en de plaats van de gewrichtsas	33
10.4 Modelonderzoek hoeveelheid verschuiving	37
10.5 Modelonderzoek: toevoeging van bewegingsvrijheden	38
10.6 Morfologische kaart beenschalen	39
10.7 Kardinale methode beenschalen	40
10.8 Afmetingen beenschalen	42
10.9 Modelonderzoek: Keuze toegevoegde bewegingsvrijheden	48
10.10 Eerste kardinale methode translatiemechanisme	59
10.11 Tweede kardinale methode translatiemechanisme	60
10.12 Sterkteberekeningen van translatiemechanisme	61
10.13 Testopstelling belasting van exoskelet	62
10.14 Testprotocol: Mate van verschuiving en hoekstandsverandering	63
10.15 Afstudeerplan	69

1. Samenvatting

Door een beschadiging in het centrale zenuwstelsel is het voor personen met een dwarslaesie niet mogelijk om te lopen. Een exoskelet, dat aangestuurd wordt door motoren, kan hiervoor de oplossing bieden. Om het exoskelet bewegingen op het lichaam over te laten brengen, zijn krachten op het bovenbeen en onderbeen nodig. Tijdens een flexie-/extensiebeweging van de knie ontstaat, doordat de rotatie-as van de motor en de gewrichtsas van de knie niet overeenkomen, verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen. De huid van een persoon met een dwarslaesie is kwetsbaar. Hierdoor is het van belang om de krachten zo veel mogelijk te verminderen en verschuiving tegen te gaan.

Het doel van dit afstudeerproject is om een proof of concept van het exoskelet rondom de knie te ontwerpen en vervaardigen, waarmee verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen voorkomen wordt. Hierbij wordt contact met laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden en worden krachten over een groot oppervlak verdeeld.

Er is een proof of concept ontworpen waarbij krachten op laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden zijn. Daarnaast is er een translatiemechanisme in het exoskelet toegevoegd, waardoor de verschuiving (translatie) in het exoskelet plaatsvindt en niet meer tussen het exoskelet en het lichaam. Dit is gedaan door twee translaties, één op het bovenbeen en één op het onderbeen, richting de rotatie-as van de motor toe te voegen.

Het proof of concept kan een flexie-/extensiebeweging van 0 tot 120 graden flexie maken. Door het toevoegen van een translatiemechanisme is er geen verschuiving meer tussen het exoskelet en het lichaam. De verschuiving treedt op in het translatiemechanisme van het exoskelet. De hoeveelheid translatie die optreedt is afhankelijk van de positie van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie. Krachten op laag-belastbare plaatsen zijn zo veel mogelijk vermeden. Echter was het noodzakelijk om op de Tuberositas Tibiae, het Fibulakopje en in de lies contact te maken. De krachten die op het lichaam aangrijpen, zijn over een zo groot mogelijk oppervlak verdeeld.

2. Inleiding

2.1 Aanleiding

Door een beschadiging in het centrale zenuwstelsel is het voor personen met een dwarslaesie niet mogelijk om te lopen. De spieren in de benen kunnen niet meer aangestuurd worden, waardoor dagelijkse activiteiten als het opstaan uit een stoel en het op- en aflopen van een trap niet meer uitgevoerd kunnen worden. Een exoskelet kan hiervoor de uitkomst bieden. Een exoskelet is een robot die om de benen geplaatst kan worden. Motoren maken het mogelijk om het lichaam te ondersteunen bij houdingen en bewegingen. Hierdoor ontstaan er krachten op het lichaam. Echter is het lichaam van een persoon met een dwarslaesie niet goed belastbaar.

Personen met een dwarslaesie hebben een slechter immuunsysteem, verminderde vasculaire reactie op belasting en een verminderd feedback systeem in het lichaam[1, 2]. Daarnaast hebben personen met een dwarslaesie een verminderde kans op heling van wonden, ten opzichte van personen zonder dwarslaesie[1]. Als gevolg van deze fysiologische ontregeling hebben personen met een dwarslaesie een verhoogde kans op decubitus (huidschade)[2, 3]. Vandaar is het van belang om de kwetsbare huid van een persoon met een dwarslaesie zoveel mogelijk te ontzien van druk- en schuifkrachten.

Project MARCH, een studententeam van de Technische Universiteit Delft, ontwikkelt een exoskelet voor de onderste extremiteit. Bij dit exoskelet worden houdingen en bewegingen in de heup- en kniegewrichten ondersteund door motoren. Het doel van deze motoren is om alle bewegingen, die nodig zijn voor het uitvoeren van activiteiten in het dagelijks leven, te ondersteunen.

Dit ontwerpverslag is gericht op de flexie-/extensiebeweging van de knie die plaatsvindt in het sagittale vlak. Dit is het vlak waar tegenaan gekeken wordt als het lichaam vanaf de zijkant wordt beschouwd en het vlak waar de knie voornamelijk in beweegt. Tijdens het bewegen

verplaatst de gewrichtsas van de knie. Hierdoor ontstaat een centrode (een verzameling van opeenvolgende rotatiepunten)[4-7]. De motor heeft een vaste rotatie-as. Door deze niet-overeenkomende rotatie-assen, ontstaat er verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen.

Doordat het lichaam van personen met een dwarslaesie kwetsbaar is, is het van groot belang om deze verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam te voorkomen. Daarnaast moeten krachten op belastbare plaatsen aangrijpen en over een groot oppervlak verdeeld worden.[8-13]

Probleemstelling

Personen met een dwarslaesie in de onderste extremiteit kunnen niet meer lopen. Een exoskelet kan de uitkomst bieden, maar hiervoor moeten krachten op het lichaam aangrijpen. Daarnaast heeft de rotatie-as van het exoskelet een vaste as en beschrijft de knie een centrode, waardoor verschuiving tussen exoskelet en lichaam ontstaat. Deze krachten en verschuiving kunnen voor problemen zorgen bij personen met een dwarslaesie, omdat zij een kwetsbare huid hebben.

Doelstelling

Het doel van dit afstudeerproject is om een proof of concept van het exoskelet rondom de knie te ontwerpen en vervaardigen, waarmee verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen voorkomen wordt. Hierbij wordt contact met laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden en worden krachten over een groot oppervlak verdeeld.

Hoofdvraag

Hoe kan het exoskelet voor de onderste extremiteit het lichaam ondersteunen zonder dat er verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam optreedt en krachten op laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden worden?

Hieruit kunnen een aantal deelvragen worden geformuleerd, welke het startpunt vormen voor de analyse:

- Waar kunnen krachten het beste op het bovenbeen en onderbeen aangrijpen?
 - Op welke plaatsen moet contact gemaakt worden met het bovenbeen en onderbeen, om het lichaam te ondersteunen?
 - Wat zijn laag-belastbare plaatsen van het bovenbeen en onderbeen?
- Hoe kan verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen worden voorkomen op plaatsen waar het exoskelet contact maakt?
 - Hoe verplaatst de gewrichtsas van de knie in het sagittale vlak tijdens een flexie-/extensie beweging?
 - Hoeveel verschuiving treedt op tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen?
 - Hoe kan de verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen worden voorkomen?

In het hoofdstuk 'Analyse' is antwoord gegeven op de deelvragen. Aan de hand van de informatie uit de analyses zijn eisen en wensen opgesteld. Deze zijn in hoofdstuk 4 weergegeven.

Het hoofdstuk 'Ontwerp' beschrijft het ontwerpproces van het proof of concept; van het tot stand komen van de concepten, de overwegingen bij de ontwerpkeuzes tot de detaillering.

Het vervaardigde prototype is geëvalueerd door deze te beoordelen op de opgestelde eisen en wensen en de toepasbaarheid in het exoskelet van Project MARCH. Deze evaluatie is in hoofdstuk 6 weergegeven.

In hoofdstuk 7, de discussie, wordt gereflecteerd op het proof of concept.

In de conclusie wordt antwoord gegeven op de hoofdvraag. Ook worden hier aanbevelingen gedaan voor mogelijke vervolgonderzoeken en het doorontwikkelen van het proof of concept.

3. Analyse

Vanuit Project MARCH zijn er een aantal randvoorwaarden waar het exoskelet aan moet voldoen. Daarnaast is er een uitgebreide uitgevoerd om antwoord te geven op de hoofdvraag en deelvragen. Om te bepalen waar krachten het beste op het lichaam kunnen aangrijpen, is een bewegingsanalyse uitgevoerd. Ook is geanalyseerd welke plaatsen van het lichaam laag-belastbaar zijn op druk- en schuifkrachten. Door een modelmatige analyse is vastgelegd waarom en hoeveel verschuiving er optreedt en waar deze verschuiving van afhankelijk is. Aan de hand van deze antwoorden op de deelvragen zijn eisen en wensen opgesteld waar het ontwerp aan moet voldoen. Deze vormen samen met de randvoorwaarden van Project MARCH het programma van eisen en wensen.

3.1 Randvoorwaarden vanuit Project MARCH

Het gewicht van het exoskelet moet zoveel mogelijk beperkt worden. Hierdoor gaat zo min mogelijk energie naar het verplaatsen van massa en kan de kracht van de motoren voornamelijk worden ingezet bij het ondersteunen van het lichaam. Om het gewicht van het exoskelet zo laag mogelijk te houden, is gekozen voor een maximaal gewicht van 10 kg met als streven een gewicht van maximaal 5 kg.

Eis: Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 10 kg.
Wens: Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 5 kg.

Het exoskelet moet makkelijk aan het lichaam te bevestigen zijn. Hierbij is het belangrijk dat het exoskelet snel en met hulp van één persoon aangetrokken kan worden.

Eis: Het exoskelet is makkelijk om het lichaam te plaatsen.
Wens: Het exoskelet is makkelijk aan het lichaam te bevestigen

Het exoskelet wordt belast door het lichaamsgewicht en de te leveren momenten van de motoren. Het exoskelet moet een moment van 100Nm, geleverd door de motoren, op het lichaam kunnen overdragen. Daarnaast is

het van belang dat de geleverde momenten en krachten niet verloren gaan in het exoskelet.

Eis: Het exoskelet moet een moment van 100Nm vanuit de motor kunnen overdragen, zonder dat er schade ontstaat.

Eis: Er gaan zo min mogelijk krachten en momenten in het exoskelet verloren.

De motoren van het exoskelet worden computergestuurd aangedreven. Voor de feedback aan de computer moet de verandering van de hoek van de motor daarom gelijk zijn aan de hoekstandsverandering van de knie. Dit is van belang gedurende het hele bewegingsbereik.

Eis: De hoekstandsveranderingen van de motor zijn gelijk aan de hoekstandsveranderingen van de knie.

3.2 Aangrijpen van krachten

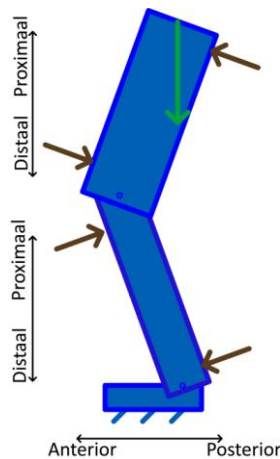
Om te bepalen wat de meest geschikte plaatsen zijn om optimale kracht te leveren om het lichaam te ondersteunen is een bewegingsanalyse van de knie uitgevoerd. De bewegingen van de knie zijn flexie en extensie. Tijdens activiteiten in het dagelijks leven is een bewegingsrange van 0 tot 120 graden flexie nodig [14].

Het exoskelet moet een bewegingsrange van 0 tot 120 graden knieflexie ondersteunen.

3.2.1 Bewegingsanalyse

Bewegingen worden belast uitgevoerd als er op het been wordt gestaan. Onbelaste bewegingen worden uitgevoerd als er niet op wordt gestaan. Bewegingen waarbij op het been wordt gestaan, zijn zwaarder belast dan bewegingen waarbij niet op het been wordt gestaan.

Bij een belaste beweging is het onderbeen het puntum fixum en is het bovenbeen het puntum mobiliae. Bij een onbelaste beweging is dit tegengesteld. Het puntum mobiliae is bij de belaste beweging tot 93.8% van het lichaamsgewicht en bij een onbelaste beweging 6.2% van het lichaamsgewicht. De verdeling van het lichaamsgewicht over verschillende lichaamsdelen is in bijlage 10.1 weergegeven. Het exoskelet wordt hierdoor bij een belaste beweging meer belast. Om deze reden moet het exoskelet het sterkst zijn op de plaatsen waar



Figuur 1: Contactplaatsen voor ondersteuning van belaste extensiebeweging en belaste excentrische flexiebeweging

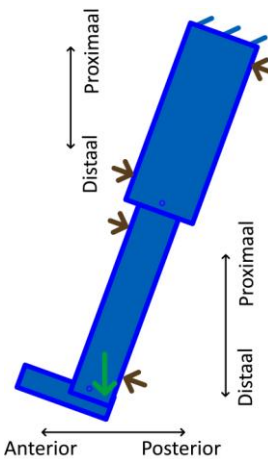
een belaste beweging wordt ondersteund.

Bij het staan op het been zorgt de zwaartekracht, die werkt op het lichaamsgewicht, voor een flexiemoment in de knie. Om dit flexiemoment tegen te gaan en een extensiebeweging te maken, moeten er op het bovenbeen proximaal dorsaal en distaal ventraal en op het onderbeen proximaal ventraal en distaal dorsaal krachten aangrijpen (Figuur 1). De flexiebeweging hoeft dus niet door het exoskelet te worden ondersteund. Wel moet de flexiebeweging worden afgeremd. Dit kan worden gedaan door excentrisch ondersteuning te bieden.

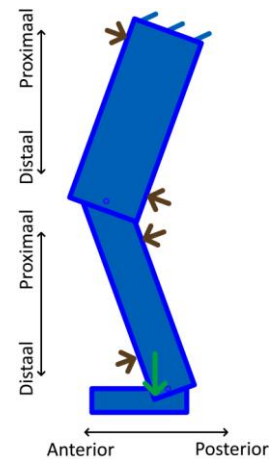
Om onbelaste bewegingen te ondersteunen, is de positie van de voet ten opzichte van de knie van invloed op de plaatsen waar krachten moeten aangrijpen. Bij een positie van de voet anterior van de knie, zorgt de zwaartekracht voor een flexiemoment in de knie. Hierdoor is de ondersteuning hetzelfde als bij een belaste beweging (Figuur 2). Wanneer de voet posterior van de knie is, zorgt de zwaartekracht voor een extensiemoment. Hierdoor zijn de plaatsen van ondersteuning tegengesteld. Op het bovenbeen is dat proximaal ventraal en distaal dorsaal, op het onderbeen proximaal dorsaal en distaal ventraal (Figuur 2).

Eis: Om het lichaam te ondersteunen moeten er op het bovenbeen proximaal dorsaal en distaal ventraal en op het onderbeen proximaal ventraal en distaal dorsaal krachten aangrijpen.

Ondersteuning moet ook kunnen worden



Figuur 2: Contactplaatsen voor ondersteuning van onbelaste extensiebeweging en onbelaste excentrische flexiebeweging



Figuur 3: Contactplaatsen voor ondersteuning van onbelaste flexiebeweging en onbelaste excentrische extensiebeweging

geboden op de tegengestelde plaatsen om onbelaste bewegingen te kunnen ondersteunen. Door de lagere belasting bij deze bewegingen hoeft het exoskelet op deze plaatsen minder sterk te zijn

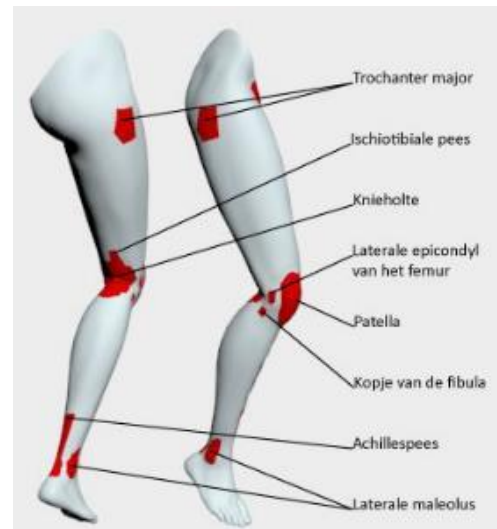
3.2.2 Laag-belastbare plaatsen

Door het verschil in de hoeveelheid spier- en vetweefsel is het oppervlak van het lichaam niet overal gelijk belastbaar[10]. Gebieden waar botstructuren dicht onder het huidoppervlak liggen, zijn het meest kwetsbaar[10]. Krachten op oppervlakkige structuren, zoals botten en pezen moeten daarom vermeden worden [13]. De lies en knieholte, waar arteriën, venen en nervi oppervlakkig liggen, zijn ook verminderd belastbaar op krachten.

Eis: Krachten op laag-belastbare plaatsen dienen zo veel mogelijk te worden vermeden.

De laag-belastbare plaatsen zijn:

- Lies;
- Trochanter major;
- Ischiotibialis pees;
- Patella;
- Quadriceps pees;
- Epicondylen van het femur;
- Knieholte;
- Fibulakopje;
- Tuberositas tibiae;
- Margo anterior van tibia;
- Achilles pees;
- Malleoli. [13]



Figuur 4: Laag-belastbare plaatsen

Deze plaatsen zijn in figuur 4 met een rode kleur weergegeven in modellen van een been.

3.2.3 Optimalisatie

Uit de voorgaande paragrafen is af te leiden dat plaatsen waar idealiter kracht dient te worden gegeven, overeenkomen met enkele plaatsen waar krachten zoveel mogelijk moeten worden vermeden. Als dit het geval is, is het wenselijk om de krachten op deze laag-belastbare plaatsen te verkleinen. De grootte van de kracht op het lichaam is afhankelijk van de afstand tussen de plaatsen waar deze krachten aangrijpen. Door de afstand tussen de plaatsen te vergroten, wordt de grootte van de krachten verkleind. Voor nadere toelichting wordt naar bijlage 10.2 verwezen.

Eis: De afstand tussen de plaatsen waar de krachten op het lichaam aangrijpen moet zo groot mogelijk zijn.

De grootte van de kracht is ook te verkleinen door het contactoppervlak te vergroten. Hierdoor zal de kracht per oppervlak verkleinen.

Eis: Krachten op het lichaam worden over een groot oppervlak verdeeld.

De krachten op het lichaam mogen geen schuifkrachten of frictie veroorzaken[10]. Het is daarom van belang dat de krachten loodrecht op het lichaamsoppervlak worden gegeven. Wanneer het lichaam circulair wordt omvat, ontstaan reactiekrachten in het lichaam die loodrecht op het oppervlak zijn gericht. De krachten van het exoskelet zullen daardoor ook

loodrecht op het oppervlak van het lichaam komen te staan. Op de plaatsen waar kracht op het lichaam aangrijpen moet het lichaam circulair worden omvat.

Eis: Op de plaatsen waar krachten op het lichaam aangrijpen, moet het lichaam circulair worden omvat.

Om het lichaam circulair te omvatten en het contactoppervlak te vergroten, is het van belang dat het exoskelet congruent is aan de vorm van het lichaam. Deze vorm van het lichaam is per persoon verschillend. De hoeveelheid spier- en vetweefsel met daarbij de hoeveelheid oppervlakkige structuren is per persoon verschillend. Om deze redenen moet het exoskelet geïndividualiseerd vervaardigd worden.

Eis: Het exoskelet is per gebruiker geïndividualiseerd.

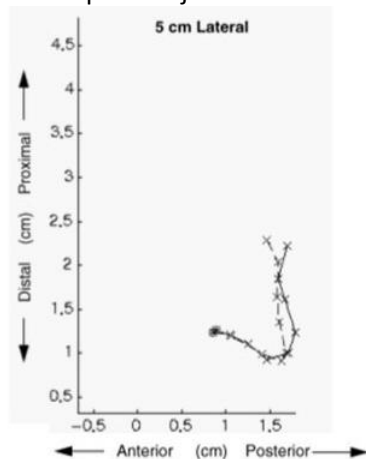
Het gebruik van polstering kan de congruentie van het exoskelet met het lichaam vergroten. Dit is voornamelijk van invloed op plaatsen waarbij contact wordt gemaakt met oppervlakkige benige structuren. Daarnaast zorgt deze polstering voor bescherming van de kwetsbare huid van een persoon met een dwarslaesie. Deze polstering moet daarbij de stevigheid van het exoskelet niet beïnvloeden.

Eis: Op contactplaatsen tussen lichaam en exoskelet wordt gepolsterd contact gemaakt.

3.3 Verschuiving

3.3.1 Verplaatsing van de gewrichtsas van de knie

Voor het bepalen van de hoeveelheid verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam, is de beweging van de knie en de plaats van de gewrichtsas geanalyseerd. Verschillende artikelen beschrijven bewegingen en de gewrichtsas van de knie[4-6]. Bij een flexiebeweging roteert het femur niet alleen ten opzichte van de tibia, maar transleert ook naar posterior en proximaal. Bij een extensiebeweging transleert het femur naar anterior en distaal ten opzichte van de tibia. Deze translaties hebben invloed op de verplaatsing van de gewrichtsas van de knie (centrode). Figuur 5, overgenomen van Wilson et al., geeft de verplaatsing van de gewrichtsas weer. De doorlopende lijn vanaf de cirkel is de



Figuur 5: Centrode van de knie, overgenomen van Wilson et al.[5]

Onderbroken lijn is de centrode van een extensiebeweging, de doorlopende lijn van een flexiebeweging

centrode van een beweging van extensie naar flexie. De onderbroken lijn geeft de centrode van flexie naar extensie weer. Afgelezen uit de grafiek verplaatst de gewrichtsas van de knie tijdens een flexiebeweging ongeveer 1 cm in posterieure richting en ongeveer 1,5 cm in proximale richting.

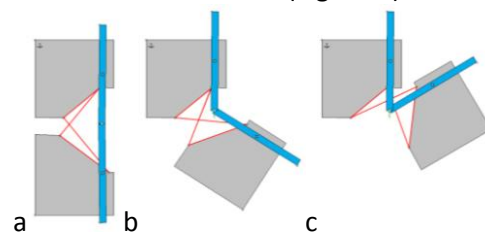
De uitgebreide analyse is in bijlage 10.3 weergegeven.

3.3.2 Hoeveelheid verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen

Door middel van een modelonderzoek is benaderd hoeveel verschuiving er optreedt

tussen het exoskelet en het lichaam bij een beweging van 0 tot 120 graden flexie. Dit is gedaan door een model in InteractivePhysics. Het kniegewricht is door middel van een gekruist vier stangenstelsel tussen het bovenbeen en onderbeen gemodelleerd. Het snijpunt van de gekruiste stangen is de gewrichtsas van de knie (Figuur 6 en figuur 7). Tijdens beweging van het model verplaatst deze gewrichtsas evenveel en in dezelfde richting als de centrode in figuur 5.

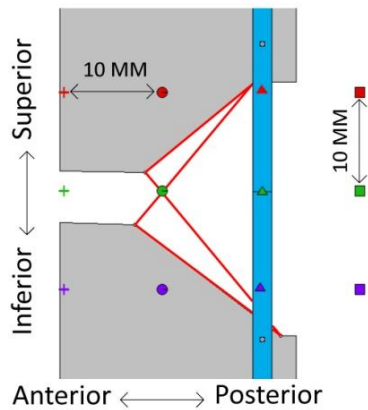
Op het model van de knie is een exoskelet gemodelleerd. Dit is weergegeven als twee blauwe staven in de lengterichting van het been met daartussen een motor (Figuur 6).



Figuur 6: Geanimeerd model van het kniegewricht met exoskelet, a: extensie, b: 60° knieflexie, c: 120° knieflexie

Het exoskelet kan in de lengterichting over het bovenbeen en onderbeen verschuiven. Er zijn twaalf modellen gemaakt. De positie van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie is bij elk model verschillend. Er zijn vier horizontale posities en drie verticale posities met onderlinge afstand van 10 mm (Figuur 7).

De motor van het exoskelet is in elk model van extensie naar 120° flexie bewogen en weer terug naar extensie. Hierbij beweegt het onderbeen. De verschuiving van het exoskelet over het bovenbeen en onderbeen is tijdens deze beweging vastgelegd. Voor grafieken die de mate van verschuiving weergeven wordt verwezen naar bijlage 10.4.



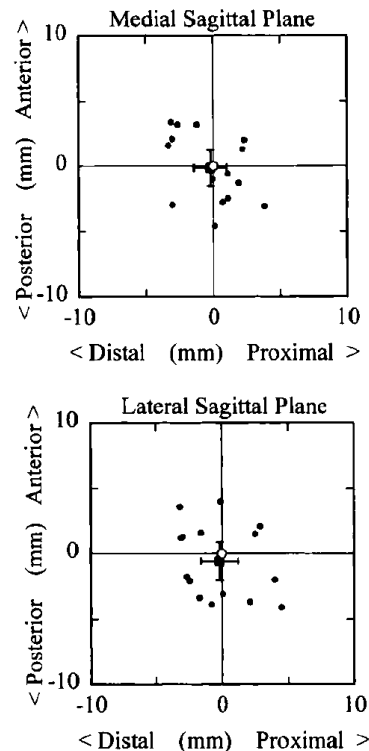
Figuur 7: Twaalf verschillende posities voor plaatsen van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie. In dit figuur is de motor 10 mm posterior van de gewrichtsas van de knie geplaatst

Uit dit modelonderzoek komt naar voren dat de plaats van motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie van invloed is op de hoeveelheid verschuiving. Bij uitlijning van de motor in een gebied van 10 mm anterior tot 20 mm posterior en 10 mm inferior en 10 mm superior treedt een verschuiving op tussen 5 en 40 mm wanneer van 0 tot 120 graden wordt geflecteerd.

3.3.3 Positionering van de motor

Het is dus niet mogelijk om de motor zo te positioneren dat er geen verschuiving optreedt. Wel lijkt er een positie te zijn waarbij de verschuiving het kleinst is. De verschuiving in het hierboven beschreven model is het kleinst wanneer de motor 10mm posterior van de gewrichtsas van de knie ligt en in verticale richting op dezelfde hoogte als de gewrichtsas ligt. De verschuiving is dan 5 mm. Echter is de gewrichtsas van de knie niet met behulp van anatomische landmarks te bepalen.

Churchill et al. [7] hebben van vijftien knieën de gewrichtsas bepaald. Daarna zijn de plaatsen van de mediale en laterale epicondyl van het femur bepaald. Van elke knie zijn de plaatsen van de epicondylen ten opzichte van de gewrichtsas vastgelegd. In de grafieken zijn de gewrichtsassen van alle vijftien knieën in het centrum gepositioneerd. De plaatsen van de vijftien mediale en laterale epicondylen zijn ten opzichte van deze gewrichtsas in de bijbehorende grafiek weergegeven (Figuur 8).



Figuur 8: Plaats van epicondylen ten opzichte van gewrichtsas. Centrum van de grafieken is de gewrichtsas mediaal en lateraal van de knie, de zwarte punten zijn de laterale en mediale epicondylen van 15 knieën ten opzichte van de gewrichtsas. Overgenomen van Churchill et al. [7]

Uit de grafiek is af te lezen dat de mediale en laterale epicondylen van de femur rond de gewrichtsas liggen. De epicondylen liggen in een gebied met een straal van ongeveer 4 mm rond de gewrichtsas. De plaats van de gewrichtsas ten opzichte van de laterale en mediale epicondyl is per persoon verschillend[15]. Dit bevestigt dat het lastig is om de rotatie-as van de motor met behulp van anatomische landmarks zó te plaatsen, dat er zo min mogelijk verschuiving ontstaat.

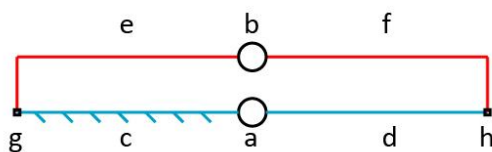
3.3.4 Voorkomen van verschuiving

Theoretisch gezien zou de verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam voorkomen kunnen worden door de rotatie-as van de motor dezelfde centrode te laten volgen als die van de knie. De kinematica van de knie is echter zeer complex en de centrode is bij ieder individu verschillend. De centrodes kunnen niet in een ontwerp nagemaakt worden met behulp van conventionele gewrichten van een robot[15].

De verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam kan voorkomen worden door extra

bewegingsvrijheden toe te voegen in het exoskelet.

Het been met een exoskelet kan vanaf de zijkant worden beschouwd als tweedimensionaal systeem, zoals in figuur 9. De twee blauwe elementen stellen het been voor (c en d) en de twee rode elementen het exoskelet (e en f). Het exoskelet is aan het bovenbeen en onderbeen verbonden zonder bewegingsvrijheden (g en h); elk met drie bewegingsbeperkingen. De twee cirkels representeren de knie (a) en de motor (b), elk met een rotatie-as loodrecht op het oppervlak. De knie en de motor hebben twee bewegingsbeperkingen en de rotatie-assen staan in dit systeem niet in het verlengde van elkaar.



Figuur 9: Systeem met vier elementen en 10 bewegingsbeperkingen;
a: Knie, b: Motor, c: Bovenbeen, d: Onderbeen, e: Exoskelet Bovenbeen, f: Exoskelet onderbeen, g en h: verbinding met drie bewegingsbeperkingen,

Uit de vergelijking van Grübler blijkt dat er geen beweging mogelijk is. De uitkomst is immers niet groter dan nul.

$$\begin{aligned} \text{Aantal vrijheidsgraden} &= \\ 3 * (\text{Aantal elementen} - 1) &= \\ - \text{bewegingsbeperkingen} &= \\ 3 * (4 - 1) - (3 + 3 + 2 + 2) &= -1 \end{aligned}$$

Met het toevoegen van twee vrijheidsgraden in het exoskelet, is de uitkomst groter dan nul. Hierdoor wordt het aantal bewegingsbeperkingen met twee verminderd tot acht.

$$\begin{aligned} \text{Aantal vrijheidsgraden} &= \\ 3 * (\text{Aantal elementen} - 1) &= \\ - \text{bewegingsbeperkingen} &= \\ 3 * (4 - 1) - 8 &= 1 \end{aligned}$$

Hiermee wordt één vrijheidsgraad in het systeem mogelijk gemaakt. Dit maakt rotatie in de knie en het exoskelet mogelijk. Zo zal de verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam voorkomen worden. Voor een uitgebreide analyse wordt verwezen naar bijlage 10.5.

Eis: In het exoskelet moeten twee bewegingsvrijheden worden toegevoegd.

Het is van belang dat het exoskelet en het lichaam nooit los van elkaar bewegen. Twee toegevoegde translaties of de rotatie-assen van twee toegevoegde rotaties mogen bijvoorbeeld nooit in elkaars verlengde staan.

Eis: Het exoskelet en lichaam mogen nooit los van elkaar bewegen.

3.3.5 Positionering van de motor (vervolg)

Uit deze analyse is naar voren gekomen dat het van minder belang is waar de motor in de buurt van de knie wordt gepositioneerd. Door de toegevoegde bewegingsvrijheden is het mogelijk om de motor op verschillende plaatsen ten opzichte van de gewrichtsas van de knie te positioneren. Het bereik waar de motor gepositioneerd kan worden, is naar verwachting afhankelijk van het soort toegevoegde bewegingsvrijheden. Hoe groter de bewegingsvrijheid is, hoe groter het bereik waarin de motor ten opzichte van de knie geplaatst kan worden.

Om aan te tonen dat de motor ten opzichte van de knie op verschillende plaatsen kan worden gepositioneerd, moet dit in het proof of concept mogelijk zijn. Voor het eindontwerp hoeft hier geen rekening mee te worden gehouden.

Eis: Het is mogelijk om de rotatie-as van de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie te positioneren.

4. Eisen en wensen

4.1 Randvoorwaarden

Eisen

- Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 10 kg.
- Het exoskelet is makkelijk om het lichaam te plaatsen.
- Het exoskelet moet een moment van 100Nm vanuit de motor kunnen overdragen, zonder dat er schade ontstaat.
- Er gaan zo min mogelijk krachten en momenten in het exoskelet verloren.
- De hoekstandsveranderingen van de motor zijn gelijk aan de hoekstandsveranderingen van de knie.

Wensen

- Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 5 kg.
- Het exoskelet is makkelijk aan het lichaam te bevestigen.

4.2 Aangrijpen van krachten

Eisen

- Het exoskelet moet een bewegingsrange van 0 tot 120 graden knieflexie ondersteunen.
- Om het lichaam te ondersteunen moeten er op het bovenbeen proximaal dorsaal en distaal ventraal en op het onderbeen proximaal ventraal en distaal dorsaal krachten aangrijpen.
- Krachten op laag-belastbare plaatsen dienen zo veel mogelijk te worden vermeden.
- De afstand tussen de plaatsen waar de krachten op het lichaam aangrijpen moet zo groot mogelijk zijn.
- Krachten op het lichaam worden over een groot oppervlak verdeeld.
- Op de plaatsen waar krachten op het lichaam aangrijpen, moet het lichaam circulair worden omvat.
- Het exoskelet is per gebruiker geïndividualiseerd.
- Op contactplaatsen tussen lichaam en exoskelet wordt gepolsterd contact gemaakt.

4.3 Verschuiving

Eisen

- In het exoskelet moeten twee bewegingsvrijheden worden toegevoegd.
- Het exoskelet en lichaam mogen nooit los van elkaar bewegen.
- Het is mogelijk om de rotatie-as van de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie te positioneren.

5. Ontwerp

Uit de analyse komt naar voren dat het exoskelet uit drie onderdelen bestaat:

- de beenschalen;
- het mechanisme dat twee bewegingsvrijheden toevoegt;
- bevestiging tussen het mechanisme en de beenschalen.

Het mechanisme brengt de krachten vanuit de motor over op de beenschalen. Hieronder wordt per onderdeel beschreven hoe de concepten tot stand zijn gekomen en hoe deze uiteindelijk samen het ontwerp vormen.

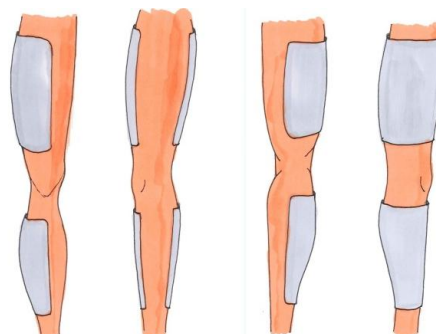
5.1 Vormgeving bovenbeen- en onderbeenschaal

Belangrijk voor de vormgeving van de beenschalen, is dat de krachten die nodig zijn voor een flexie-/extensiebeweging van de knie overgedragen kunnen worden. De motor levert een flexie-/extensiemoment en krachten worden middels een bovenbeenschaal en onderbeenschaal overgedragen op het lichaam. Op het bovenbeen dient er proximaal dorsaal en distaal ventraal contact te worden gemaakt. Op het onderbeen is dit proximaal ventraal en distaal dorsaal. Dit wordt bereikt door de beenschalen aan de voorkant en achterkant van het been aan te laten grijpen. Voor de onbelaste flexiebeweging is het over te brengen moment minder groot en is het contact door middel van banden dus al voldoende.

Naast het overdragen van bewegingen, is het belangrijk dat het exoskelet makkelijk aan te trekken is. Deze twee factoren zijn van invloed geweest op de conceptvorming. Er zijn hoe-kun-je's opgesteld en weergegeven in de morfologische kaart in bijlage 10.6. Uit de factoren en morfologische kaart zijn vier concepten tot stand gekomen (Figuur 10, figuur 11, figuur 12 en figuur 13).

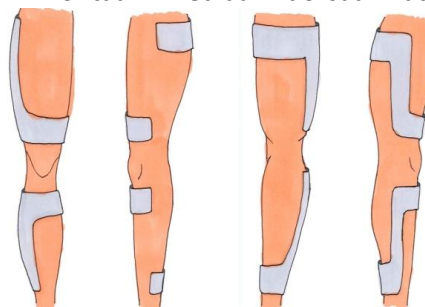
Middels een kardinale methode is elk concept beoordeeld op basis van de volgende ontwerpcriteria:

- Krachten op laag-belastbare plaatsen dienen zo veel mogelijk te worden vermeden.
- De beenschalen zijn makkelijk aan het lichaam te bevestigen.
- Het exoskelet moet een moment van 100Nm



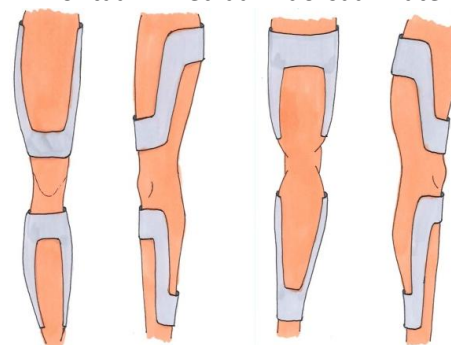
Figuur 10: Beenschalen, concept 1

V.l.n.r: frontaal – mediaal – dorsaal - lateraal



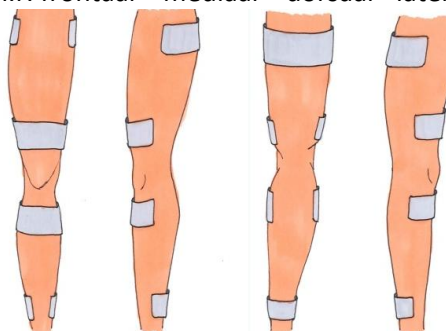
Figuur 11: Beenschalen, concept 2

V.l.n.r: frontaal – mediaal – dorsaal - lateraal



Figuur 12: Beenschalen, concept 3

V.l.n.r: frontaal – mediaal – dorsaal - lateraal



Figuur 13: Beenschalen, concept 4

V.l.n.r: frontaal – mediaal – dorsaal - lateraal

- vanuit de motor kunnen overdragen, zonder dat er schade ontstaat.
- Krachten op het lichaam worden over een groot oppervlak verdeeld.
- Het is mogelijk om de rotatie-as van de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie te positioneren.
- De beenschalen zijn laag in gewicht.

Deze ontwerpcriteria zijn geselecteerd uit de eisen afkomstig uit de analyse.

In bijlage 10.7 is de beoordeling van deze concepten weergegeven. Concept 2 voldoet aan alle eisen. Aan de eis of de beenschaal 100Nm over kan dragen, voldoet deze uitstekend. Aan de laterale zijde van het been is hiervoor voldoende materiaal aanwezig. Echter kan de beenschaal geoptimaliseerd worden. Op de tuberositas tibiae zal de beenschaal moeten aangrijpen om de bewegingen over te kunnen dragen. Daarnaast is het contactoppervlak kleiner vergeleken met concept 1. Er is een optimum gevonden in het creëren van een zo groot mogelijk oppervlak, waarbij de beenschalen nog wel om het been geplaatst kunnen worden.

5.1.1 Detaillering

De delen van de beenschalen die aan de voorkant en achterkant van het been aangrijpen, moeten zo groot mogelijk zijn en zo ver mogelijk uit elkaar staan. De reden dat deze groot moeten zijn, is dat de krachten op deze manier verdeeld worden over een groot oppervlak. De afstand wordt zo groot mogelijk gemaakt, zodat de krachten kleiner zullen zijn. Tot slot moet het been wel tussen de opening tussen de voorkant en achterkant heen kunnen om de beenschalen om het been te kunnen plaatsen. Hierin is een optimum gevonden door de dikte en lengte van het bovenbeen en onderbeen te bepalen. In bijlage 10.8 zijn deze afmetingen weergegeven.

Voor het vervaardigen van de beenschalen is het allereerst wenselijk om een positieve mal (een identieke weergave van het been) van het been van de persoon te maken. Dit kan digitaal of fysiek. Een digitale weergave van het been wordt verkregen door het been met een 3D-scanner te scannen. Een fysieke mal kan vervaardigd worden door het been met gipsverband te bedekken en vervolgens het uitgeharde en

verwijderde gipsverband vol te gieten met gips. De beenschalen worden vervolgens om de positieve mal gemodelleerd. Bij een digitale mal kunnen de beenschalen gemodelleerd en geprint worden. Bij een fysiek model wordt het materiaal om de positieve mal gevormd.

Door onvoldoende vaardigheden en kennis van het 3D-scannen en digitaal modelleren van de beenschalen, is gekozen om de positieve mal uit gips te vervaardigen. Met voldoende vaardigheden van het 3D-scannen en modelleren zou deze methode gekozen zijn, waarmee de toegevoegde bewegingsvrijheden direct geïntegreerd kunnen worden. Daarnaast is het 3D-scannen een snelle en mogelijk nauwkeurige methode. Het eindontwerp zou hiermee goed vervaardigd kunnen worden. Het proof of concept is vervaardigd met behulp van een fysieke positieve mal.

De beenschalen kunnen uit verschillende materialen vervaardigd worden. Materialen die vormbaar en sterk zijn en toegepast worden voor bijvoorbeeld het vervaardigen van orthoses, zijn polypropyleen, glasvezel en koolstofvezel. Er is gekozen om de schalen te vervaardigen uit polypropyleen. Dit materiaal is eenvoudig te bewerken en heeft een laag soortelijk gewicht. Een praktisch aspect dat meeweegt, is dat polypropyleen een thermoplast is. Hierdoor is het materiaal na vervaardiging bij verwarming nogmaals te vervormen. Zo is de vorm van de beenschalen eventueel aan te passen.

Polypropyleen heeft een buigsterkte van 44,1 N/mm²[16]. Het grootste buigmoment ontstaat op de meest laterale plek van de delen van de beenschalen die aan de voorkant en achterkant aangrijpen. Sterkteberekeningen wezen uit dat de beenschalen het materiaal op deze plek minimaal 8,25 mm dik moet zijn. Deze berekeningen zijn weergegeven in bijlage 10.8. Hierbij is er vanuit gegaan dat de motor een moment van 100Nm levert. Er is gekozen om de beenschalen uit drie lagen van 4 mm dik polypropyleen te vervaardigen. Deze drie lagen zijn niet met elkaar versmolten. Zo kunnen de drie losse lagen bij een belasting wat over elkaar schuiven, wat de kans op breken verkleint.

Over de gehele binnenkant van de beenschalen is polstering aangebracht. Bij oppervlakkige botstructuren, zoals de tuberositas tibiae en het fibulakopje, is een dikkere laag aangebracht. Hiervoor is gekozen, omdat deze delen minder goed belastbaar zijn. Door zacht contact te maken, wordt de kwetsbare huid beschermd. Er is gekozen voor siliconen polstering, omdat dit ondersteuning biedt en tegelijkertijd met het been mee vormt.

Om de beenschalen aan het been te bevestigen, is gebruik gemaakt van niet-rekbaar klittenband. Deze zijn sterk genoeg om de flexiebeweging van de motor over te brengen op het been. Doordat deze niet uitrekken wanneer er kracht op komt te staan, kan de beenschaal niet loskomen van het lichaam. Aan de binnenzijde van het klittenband is polstering aangebracht door middel van een brede band. Dit vergroot het contactoppervlak tussen het klittenband en het lichaam, waardoor de krachten over een groter oppervlak verdeeld worden. Daarnaast maakt het de randen minder scherp.

5.2 Mechanisme met de bewegingsvrijheden

Voor de keuze van de twee toe te voegen vrijheidsgraden in het exoskelet zijn er verschillende opties. Er kunnen rotaties en translaties in verschillende richtingen worden toegevoegd. De translaties kunnen richting de rotatie-as van de motor geplaatst worden (verticaal) of loodrecht op deze richting (horizontaal) (Figuur 14, figuur 15 en figuur 16).



Figuur 14: Rotatie



Figuur 15: Translatie horizontaal



Figuur 16: Translatie verticaal

Het combineren van de verschillende bewegingsvrijheden op verschillende plaatsen levert negen verschillende configuraties op. Deze zijn weergegeven in bijlage 10.9. Hierin is ook te zien hoe de configuraties modelmatig getest zijn in InteractivePhysics en getoetst aan de volgende criteria:

- Het exoskelet moet een beweging van 0 tot 120 graden flexie op de knie ondersteunen.
- Het exoskelet moet een moment van 100Nm vanuit de motor kunnen overdragen.
- De hoekstandsveranderingen van de motor zijn gelijk aan de hoekstandsveranderingen van de knie.

Dit zijn de eisen die uit de analyse naar voren zijn gekomen en in relatie staan met de bewegingsvrijheden die toegevoegd moeten worden.

In tabel 20 van bijlage 10.9 is weergegeven dat de configuratie die weergegeven is in figuur 17 als enige voldoet aan de opgestelde criteria.



Figuur 17: Translatiemechanisme met één translatie verticaal op het bovenbeen en één translatie verticaal op het onderbeen

Hierin zijn twee translaties toegevoegd, één op het bovenbeen en één op het onderbeen. Ze transleren beide in de richting van de rotatie-as van de motor. Met deze configuratie kan een beweging van 0 tot 120 graden knieflexie en terug gemaakt worden en is de hoekstandsverandering van de motor even groot als de hoekstandsverandering van de knie. Bij het modelleren en animeren zijn twee aspecten naar voren waar op gelet moet worden bij dit translatiemechanisme.

Bij deze configuratie ontstaat het gevaar dat de translaties van het exoskelet in elkaars verlengde komen te staan, zoals in figuur 17 is weergegeven. Het exoskelet kan hierdoor los van het lichaam bewegen. Om dit te voorkomen,

kunnen de translaties ten opzichte van elkaar onder een hoek geplaatst worden of kan er gebruik worden gemaakt van een veer of eindstop. De veer verhoogt de translatieweerstand en de eindstop beperkt de translatierange. Om deze reden is gekozen om het translaties ten opzichte van elkaar onder een hoek te plaatsen.

Daarnaast heeft het toevoegen van translaties richting de rotatie-as van de motor alleen meerwaarde als de weerstand van de translaties klein is. Wanneer het translatiemechanisme een hogere weerstand heeft dan de schuifweerstand tussen het exoskelet en het lichaam, zal er alsnog verschuiving optreden tussen het exoskelet en het lichaam.

Bevinding: Bewegingen worden alleen richting de rotatie-as van de motor uitgevoerd.

Bevinding: Het translatiemechanisme mag niet naar beneden verplaatsen als gevolg van de zwaartekracht.

Bevinding: De weerstand in het translatiemechanisme moet laag zijn.

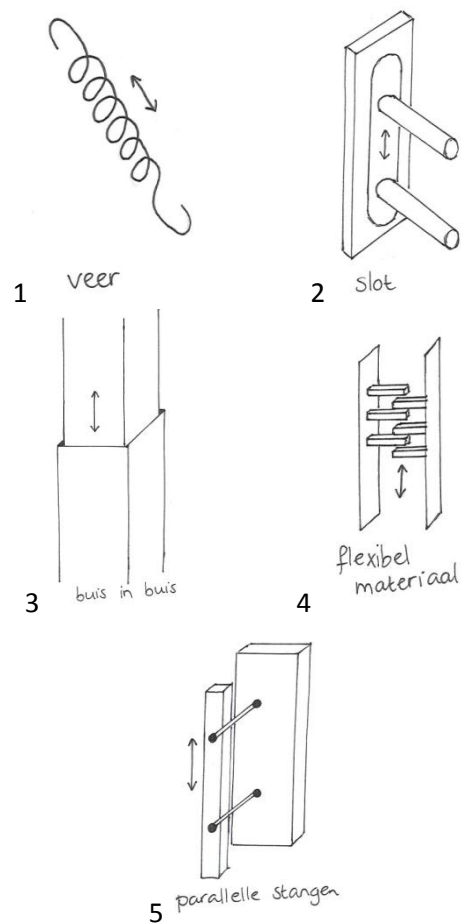
Er zijn verschillende manieren om een translatiemechanisme te maken. Voorwaarde voor het translatiemechanisme is dat er één deel aan de motor vast moet zitten en één deel aan de beenschalen. Deze twee delen moeten ten opzichte van elkaar kunnen transleren. Mechanismen die ten opzichte van elkaar kunnen transleren, zijn in figuur 18 weergegeven.

De concepten zijn beoordeeld op basis van de onderstaande ontwerpcriteria en bevindingen:

- Het translatiemechanisme kan een moment van 100Nm overbrengen, zonder dat er schade ontstaat.
- Er gaan zo min mogelijk krachten en momenten in het translatiemechanisme verloren.
- Bewegingen worden alleen richting de rotatie-as van de motor uitgevoerd.

De kardinale methode is in bijlage 10.10 weergegeven. Hierbij wegen alle eisen even zwaar. Mechanisme 2 en 3 zijn het best beoordeeld op de criteria. Bij concept 3 is het naar verwachting eenvoudiger om de bewegingsvrijheid te vergroten en de weerstand

zo laag mogelijk te houden. Daarnaast is concept 3 in de beschikbare werkplaats en met verkrijgbare materialen te vervaardigen.



Figuur 18: Concepten translatiemechanisme

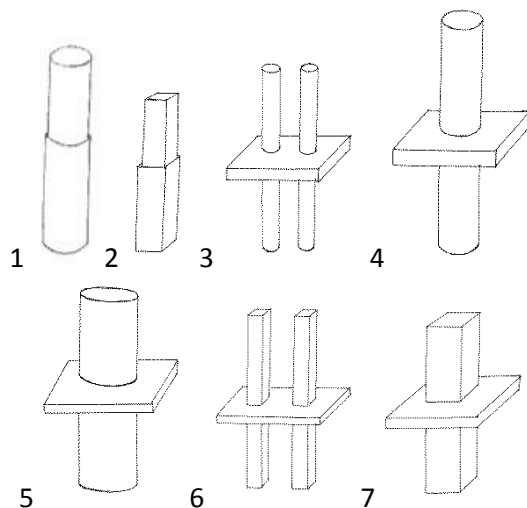
Er zijn verschillende variaties mogelijk van dit mechanisme. Zo zijn bijvoorbeeld de vormen van de dwarsdoorsneden variabel. 7 verschillende variaties van het translatiemechanisme zijn in figuur 19 weergegeven:

Er wordt verondersteld dat de afmetingen van elk translatiemechanisme precies toereikend zijn om de krachten, die er op komen te staan in het sagittale vlak, aan te kunnen. Bij de variaties met de twee vierkante en ronde staven is ervan uitgegaan dat deze naast elkaar in het sagittale vlak liggen, waardoor deze sterker zijn in het sagittale vlak dan in de andere richtingen.

De optimalisaties zijn beoordeeld op basis van de onderstaande eisen:

- Het translatiemechanisme kan in het sagittale vlak een moment van 100Nm overbrengen.
- Het translatiemechanisme is laag in gewicht.

Het translatiemechanisme met geleiding door twee massieve ronde staven en twee vierkante



Figuur 19: Verschiede translatiemechanismen

1: Geleiding door ronde buizen in elkaar

2: Geleiding door vierkante buizen in elkaar

3: Geleiding door twee ronde staven

4: Geleiding door een ronde staaf

5: Geleiding door een ovale staaf

6: Geleiding door twee vierkante staven

7: Geleiding door een vierkante staaf

massieve staven zijn het laagst in gewicht bij eenzelfde sterkte in het sagittale vlak vergeleken met de andere concepten (Bijlage 10.11). De mogelijkheden bij het detailleren zijn van doorslag geweest op de keuze tussen de twee ronde en twee vierkante staven.

5.2.1 Detaillering

De weerstand in het translatiemechanisme moet zo laag mogelijk zijn, zodat er zo min mogelijk krachten en momenten verloren gaan.

Om de weerstand zo laag mogelijk te houden is een lage wrijvingscoëfficiënt nodig.

In tabel 1 zijn materialen weergegeven met een lage wrijvingscoëfficiënt.

Tabel 1: Wrijvingscoëfficiënten van verschillende materialen

Materialen	Wrijvingscoëfficiënt
Lineaire kogellager	0.001...0.0015
Glijlagers	0.04...0.07
Staal – staal met olie	0.1...0.15
Staal – staal	0.4...0.6[17]

Lineaire kogellagers hebben de laagste wrijvingscoëfficiënt. Daarom is ervoor gekozen om deze te gebruiken. Er bestaan lineaire kogellagers voor zowel ronde als vierkante staven (Figuur 20). De lineaire geleiders voor ronde buizen zijn lager in gewicht en goedkoper. Om deze reden is gekozen voor een translatiemechanisme dat bestaat uit twee ronde staven in combinatie met ronde lineaire kogellagers.



Figuur 20: Ronde (1) en vierkante (2) lineaire kogellagers

Bij gebruik van de ronde staven is het van belang dat het oppervlak hard en glad is, met kleine toleranties. Zo kunnen de staven met lage weerstand door de kogellagers transleren. Met een geslepen en gepolijst oppervlak en toleranties van +0.00-0.01mm [18] voldoen zilverstalen assen aan deze eigenschappen (Figuur 21).



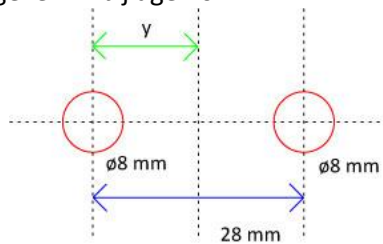
Figuur 21: Zilverstalen as

Maatvoering

Voor lineaire kogellagers is 8mm een gangbare binnenmaat. De diameter (8mm) van de zilverstalen assen is op de binnendiameter van de lineaire kogellager afgestemd.

De afstand tussen zilverstalen assen is bepaald op een Hart-Op-Hart (HOH) afstand van 28 mm.

Met sterkteberekeningen is aangetoond dat staven met een doorsnede van 8 mm die 28 mm uit elkaar staan sterk genoeg zijn om een moment van 100Nm over te kunnen brengen (Figuur 22). De maximaal toelaatbare buigspanning van staal is 400 N/mm^2 [19]. De optredende buigspanning bij de twee zilverstalen assen is 9.65 N/mm^2 . Twee staven met een diameter van 8 mm die met een HOH van 28 mm uit elkaar geplaatst zijn, zijn sterk genoeg om het moment van 100Nm aan te kunnen. De uitgebreide berekening is weergegeven in bijlage 10.12.



Figuur 22: Dwarsdoorsnede van de staven voor sterkteberekening

5.3 Bevestiging van translatiemechanisme aan beenschalen

5.3.1 Uitlijning translatiemechanisme

Het translatiemechanisme moet perfect zijn uitgelijnd. De assen moeten parallel lopen in het sagittale vlak. Bij onvoldoende uitlijning ontstaat er een hoge weerstand tussen de lineaire kogellagers en de zilverstalen assen. Daardoor kan het mechanisme onvoldoende gaan transleren, wat de kans verhoogt op verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam. Om een goede uitlijning te creëren, zijn lineaire kogellagers, waar de zilverstalen assen in transleren, in een behuizing geplaatst. Op deze manier lopen de zilverstalen assen altijd parallel. Deze behuizingen moeten ook in het sagittale vlak uitgelijnd worden. Hieronder wordt uitgelegd waaruit de behuizing vervaardigd is en hoe de uitlijning in het sagittale vlak tot stand is gekomen.

Bevinding: De lineaire kogellagers moeten op een vaste afstand van elkaar gepositioneerd worden.

Bevinding: De lineaire behuizingen moeten in hetzelfde sagittale vlak staan.

5.3.2 Behuizing lineaire kogellagers

De zilverstalen assen moeten parallel aan elkaar lopen om goed te kunnen geleiden. De lineaire

geleiders moeten daarom op een vaste afstand van elkaar staan. Dit kan bereikt worden door de twee lineaire kogellagers op een vaste positie te plaatsen, waarin de kogellagers niet kunnen bewegen (Figuur 23).



Figuur 23: Lineaire kogellager in behuizing

Dit zou kunnen door de kogellagers op een vaste plaats in de beenschalen te verwerken. De eis van het proof of concept is echter dat de rotatie-as van de motor op verschillende posities geplaatst kan worden ten opzichte van de gewrichtsas van de knie.

Om die reden is een losse behuizing gemaakt die verstelbaar is. Een behuizing kan uit verschillende materialen vervaardigd worden, zoals: aluminium, kunststof of staal. Er zijn eisen gesteld om het gewicht zo laag mogelijk te houden. Om deze reden is ervoor gekozen om de behuizingen uit kunststof te vervaardigen.

Elke behuizing bestaat uit twee helften, die met drie bouten en moeren aan elkaar bevestigd zijn (Figuur 24). De behuizingen zijn vervaardigd met behulp van een 3D printer. Door het gebruikte materiaal (PET-G) zijn deze laag in gewicht. Deze productiemethode maakt het mogelijk om de behuizingen vaker en met dezelfde nauwkeurigheid te produceren.



Figuur 24: Geassembleerde behuizingen van de kogellagers

5.3.3 Aluminium profielen

Met het gebruik van aluminium profielen is in het proof of concept aangetoond dat de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie kan worden geplaatst, zonder dat er verschuiving optreedt tussen het exoskelet en het lichaam.

Om de motor op verschillende plaatsen te kunnen positioneren, is het mogelijk om de behuizingen in verschillende gaten te bevestigen of op bouten op de beenschalen te plaatsen. Echter worden hiermee de verschillende posities van de motor ten opzichte van de knie beperkt. Een oneindig aantal posities kan bereikt worden door aluminium profielen aan de laterale zijde van het been te bevestigen. De behuizingen kunnen dan met één profielmoer aan de profielen bevestigd worden.

Bij de bevestiging op de profielen, zijn de behuizingen makkelijk afzonderlijk van elkaar te verplaatsen, te draaien en vast te zetten. Hierdoor kan het translatiemechanisme gericht worden en de motor op verschillende plaatsen gepositioneerd worden.

De laterale zijde van het been ligt niet precies in het sagittale vlak. De aluminium profielen en behuizingen moeten in het sagittale vlak zijn uitgelijnd en op de laterale zijde van het been zijn bevestigd. Om deze reden is het een vereiste om een afstand te creëren tussen de beenschalen en de aluminium profielen. Er zijn verschillende manieren om dit te bereiken.

Concept 1 (Figuur 25): De positieve mal kan aangepast worden zodat de laterale zijde in het sagittale vlak ligt. Als vervolgens het polypropyleen hieromheen gevormd wordt, ligt dit vanzelfsprekend ook in het sagittale vlak. Het nadeel is dat er aan de laterale zijde op deze manier geen contact meer is tussen het exoskelet en het lichaam en wordt het lichaam niet circulair omvat.

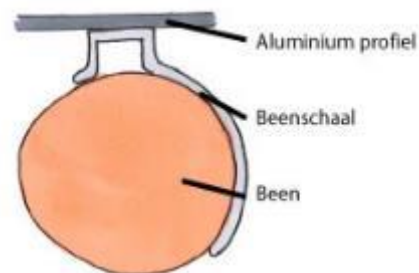
Concept 2 (Figuur 26): Door de binnenste laag polypropyleen direct om de positieve mal te vormen, wordt het lichaam circulair omvat. De buitenste lagen kunnen daarna, op dezelfde manier zoals bij concept 1, uitgelijnd worden met het sagittale vlak.

Echter is het lastig om het materiaal, wat tussen de twee lagen wordt geplaatst om een uitlijning

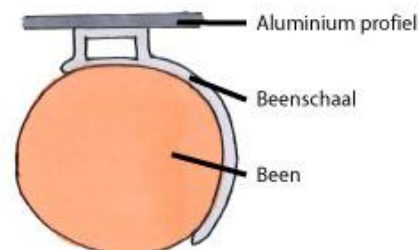
met het sagittale vlak te krijgen, te verwijderen. Daarnaast is er weinig ruimte om een bout of moer vast te draaien in de ontstane ruimte.

Concept 3 (Figuur 27): De aluminium profielen zijn in het sagittale vlak uit te lijnen met afstandsbusjes. Hierbij zijn de drie lagen polypropyleen om de positieve mal gevormd. Als de afstandsbusjes parallel aan elkaar geplaatst, is het eenvoudig om de aluminium profielen loodrecht hierop te plaatsen, waardoor ze zijn uitgelijnd in het sagittale vlak.

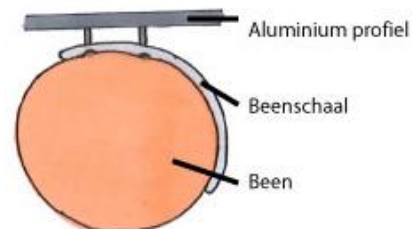
Er is gekozen voor concept 3. Bouten kunnen vanaf de binnenzijde van het exoskelet door het polypropyleen geplaatst worden. Het is van belang dat de bouten voldoende verzonken zijn, waarbij het lichaam circulair omvat blijft.



Figuur 25: Uitlijning met sagittale vlak, concept 1



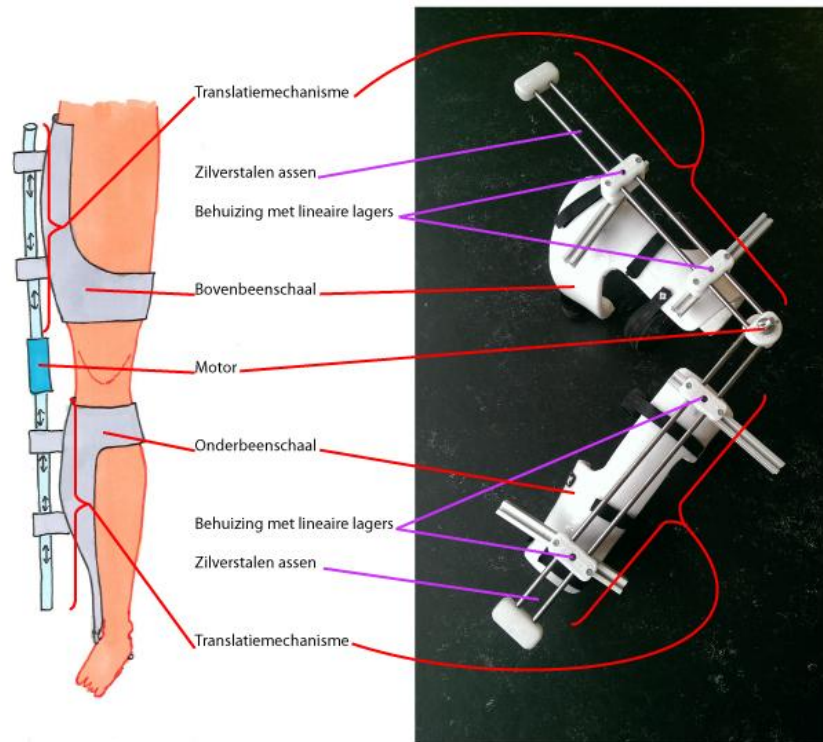
Figuur 26: Uitlijning met sagittale vlak, concept 2



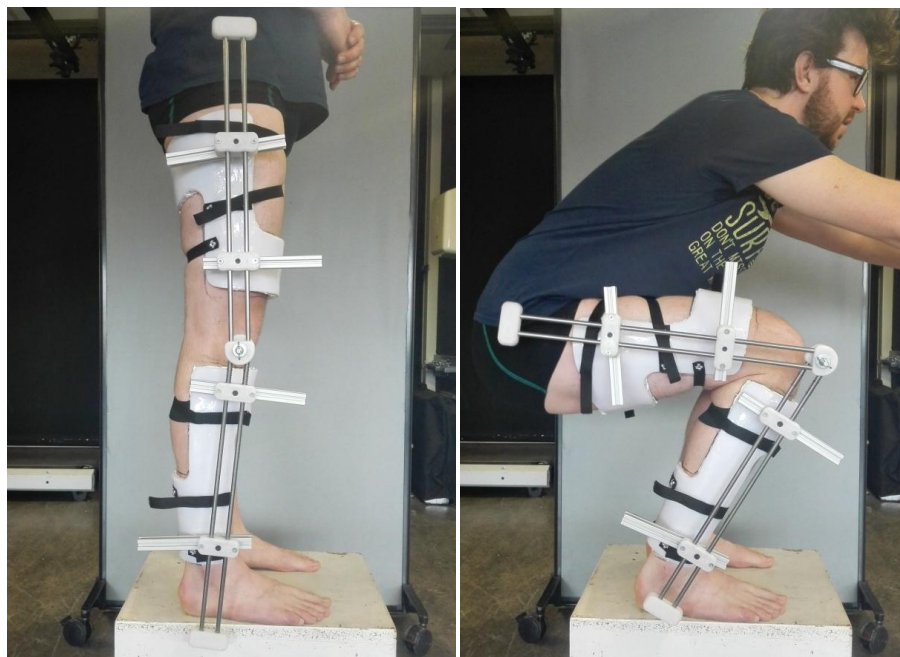
Figuur 27: Uitlijning met sagittale vlak, concept 3

5.4 Proof of concept

Alle gekozen concepten zijn samengevoegd in het proof of concept. In figuur 28 en figuur 29 is het resultaat weergegeven.



Figuur 28: Proof of concept, schets en product



Figuur 29: Proof of concept tijdens flexie-/extensiebeweging

6. Evaluatie

Het proof of concept is beoordeeld op basis van de opgestelde eisen en wensen van dit ontwerpverslag. Elke eis/wens wordt positief (+)

of negatief (-) beoordeeld en van commentaar voorzien wanneer een onderbouwing wenselijk is (Tabel 2, tabel 3 en tabel 4).

6.1 Beoordeling op eisen en wensen

6.1.1 Randvoorwaarden

Tabel 2: Beoordeling van proof of concept op eisen en wensen van randvoorwaarden

Opgestelde eis	Beoordeling	Commentaar
Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 10 kg.	+	Het proof of concept weegt 4 kg.
Het exoskelet is makkelijk om het lichaam te plaatsen.	+	Het exoskelet is vanaf de laterale zijde eenvoudig om het been te plaatsen.
Het exoskelet moet een moment van 100Nm vanuit de motor kunnen overdragen, zonder dat er schade ontstaat.	-	Niet volledig getest. Het exoskelet is statisch belast met een moment van 75Nm (bijlage 10.13). Er is geen zichtbare schade aan het exoskelet bij deze belasting. Het te leveren moment is gegenereerd door krachten loodrecht op het translatiemechanisme (Figuur 80) en is dus niet vanuit de motor geleverd (Figuur 82).
Er gaan zo min mogelijk krachten en momenten in het exoskelet verloren.	+	Met het toevoegen van twee translaties bestaande uit een combinatie van lineaire kogellagers en zilverstalen assen zijn er zo min mogelijk krachten en momenten verloren gegaan.
De hoekstandsveranderingen van de motor zijn gelijk aan de hoekstandsveranderingen van de knie.	-	De hoekstandsverandering van de motor en de knie zijn niet bij elke positie van de motor even groot wanneer onbelast wordt bewogen. Er is een verschil in hoekstandsverandering tussen 0 en 19 graden gemeten (bijlage 10.14).
<i>Aantal positieve beoordelingen</i>	<i>3/5</i>	
Opgestelde wens	Beoordeling	Commentaar
Het gewicht van het exoskelet, exclusief motor, is maximaal 5 kg.	+	Het proof of concept weegt 4 kg.
Het exoskelet is makkelijk aan het lichaam te bevestigen.	+	Vanaf de laterale zijde zijn de beenschalen eenvoudig op het lichaam te plaatsen en met klittenband aan het been te bevestigen.
<i>Aantal positieve beoordelingen</i>	<i>2/2</i>	

6.1.2 Aangrijpen van krachten

Tabel 3: Beoordeling van proof of concept op eisen en wensen van aangrijpen van krachten

Opgestelde eisen	Beoordeling	Commentaar
Het exoskelet moet een bewegingsrange van 0 tot 120 graden knieflexie ondersteunen.	+	Het exoskelet kan een kniebeweging van 0 tot 126 graden flexie overbrengen.
Om het lichaam te ondersteunen moeten er op het bovenbeen proximaal dorsaal en distaal ventraal en op het onderbeen proximaal ventraal en distaal dorsaal krachten aangrijpen.	+	
Krachten op laag-belastbare plaatsen dienen zo veel mogelijk te worden vermeden.	+	Krachten op laag-belastbare plaatsen zijn zo veel mogelijk vermeden. Er is contact met de tuberositas tibiae, het fibulakopje en de lies. Door polstering is de kracht over een groter oppervlak rondom de tuberositas tibiae verdeeld.
De afstand tussen de plaatsen waar de krachten op het lichaam aangrijpen moet zo groot mogelijk zijn.	+	
Krachten op het lichaam worden over een groot oppervlak verdeeld.	+	Het oppervlak is zo groot mogelijk gekozen, op een manier waarbij het been nog tussen de voorkant en achterkant van de beenschaal door past.
Op de plaatsen waar krachten op het lichaam aangrijpen, moet het lichaam circulair worden omvat.	+	
Het exoskelet is per gebruiker geïndividualiseerd.	+	
Op contactplaatsen tussen lichaam en exoskelet wordt gepolsterd contact gemaakt.	+	Aan de gehele binnenkant van de beenschalen is een siliconen polstering aangebracht.
<i>Aantal positieve beoordelingen</i>	<i>8/8</i>	

6.1.3 Verschuiving

Tabel 4: Beoordeling van proof of concept op eisen en wensen van verschuiving

Opgestelde eis	Beoordeling	Commentaar
In het exoskelet moeten twee bewegingsvrijheden worden toegevoegd.	+	Er zijn twee translaties in het exoskelet toegevoegd.
Het exoskelet en lichaam mogen nooit los van elkaar bewegen	+	De translaties staan gedurende de bewegingsrange niet in elkaars verlengde.
Het is mogelijk om de rotatie-as van de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie te positioneren.	+	Door de behuizing met lineaire geleiders in anterieure/posterieure richting te verplaatsen en te roteren, is de motor op verschillende plaatsen in de buurt van de knie te plaatsen.
<i>Aantal positieve beoordelingen</i>	<i>3/3</i>	

Het ontwerp van het exoskelet is op 16 van de 18 eisen en wensen positief beoordeeld. De twee negatieve beoordelingen zijn mogelijk te

wijten aan de testmethode. Deze testmethoden zijn in bijlage 10.13 en bijlage 10.14 weergegeven.

6.2 Toepasbaarheid

Het exoskelet met translatiemechanisme, dat ontworpen is voor de knie, is niet direct toe te passen in het exoskelet van Project MARCH. Dit wordt veroorzaakt doordat niet aan alle eisen is voldaan. Er is niet bepaald of het exoskelet sterk genoeg is om een moment van 100Nm, geleverd door de motor, aan te kunnen zonder schade. Bij de gebruikte testmethode zijn krachten loodrecht op het translatiemechanisme geleverd om een moment te genereren. Het exoskelet is met deze methode belast op een moment van 75 Nm. De sterkte van het exoskelet is niet getest met een moment van 100Nm dat door een motor geleverd is, doordat de motor niet beschikbaar was tijdens de testfase.

De hoekstandsverandering van de knie was niet altijd gelijk aan die van de motor. Bij verschillende plaatsen van de motor in de buurt van de knie is een verschil in hoekstandsverandering tussen 0° tot 19° gemeten.

Als deze twee eisen positieve resultaten geven, is het exoskelet direct te implementeren. Het vervaardigingsproces kan herhaald worden, waarbij het exoskelet voor een ander individu vervaardigd wordt. Het exoskelet is voor dit afstudeerverslag ook geïndividualiseerd vervaardigd. Dit zal geen problemen opleveren.

Wat niet geïmplementeerd hoeft te worden, is de mogelijkheid om de rotatie-as van de motor op verschillende posities te kunnen plaatsen ten opzichte van de knie. In het proof of concept is aangetoond dat deze positie van invloed is op de hoeveelheid verschuiving. In het eindontwerp kan de rotatie-as van de motor op een vaste plaats gezet worden ten opzichte van de knie. Ook de translatierichting kan vast gezet worden. Hoe meer translatie mogelijk is, hoe groter het gebied is waarin de motor ten opzichte van de knie geplaatst kan worden.

7. Discussie

Afbakening tot alleen knie

Dit afstudeerproject beperkt zich tot de knie met daarbij de contactplaatsen op het bovenbeen en onderbeen. Bij een exoskelet voor de onderste extremiteit wordt het lichaam ook in de heup en de enkel ondersteund. Om dit prototype te kunnen implementeren, is het van belang dat het deel van het exoskelet rond de heup en enkel en het prototype op eenzelfde manier vervaardigd worden. Als dit niet gedaan wordt, kan er alsnog verschuiving optreden door bijvoorbeeld niet-overeenkomende assen bij de heup.

Doordat het proof of concept zich beperkt heeft tot het kniegewricht, maakt het proof of concept geen rechtstreeks contact met de grond. Het exoskelet van project MARCH doet dit wel en ondersteunt daarmee zijn eigen gewicht en kan lopen zonder persoon. Bij het proof of concept wordt het gewicht van dit exoskelet niet door zichzelf ondersteund en kan alleen met een persoon lopen. Hierdoor draagt de persoon naast zijn eigen gewicht het gewicht van het exoskelet. Gewichtbesparing van het exoskelet is hierdoor van groot belang. Er kan onderzocht worden of het mogelijk is om de motor van het kniegewricht toch in contact te laten staan met de grond, zodat alleen het eigen lichaamsgewicht gedragen hoeft te worden. Daarnaast kan onderzocht worden of een persoon met een dwarslaesie het gewicht van het exoskelet bovenop zijn eigen lichaamsgewicht kan dragen.

Afbakening tot sagittale vlak

In dit afstudeerproject is de kniebeweging alleen in het sagittale vlak geanalyseerd. In de knie vinden bewegingen ook in het transversale en frontale vlak plaats. Naast flexie en extensie vindt er in de knie namelijk ook exorotatie en endorotatie en varus en valgus plaats. Daarnaast verplaatst het femur t.o.v. de tibia in medio-laterale richting. In het exoskelet zullen meer bewegingsvrijheden toegevoegd moeten worden om alle verschuivingen tussen exoskelet en lichaam te voorkomen. Hierbij dient erop gelet te worden dat het exoskelet voldoende ondersteuning biedt voor een persoon met een dwarslaesie.

Gebruik van modellen

Om concepten te beoordelen, is veel gebruik gemaakt van modellen. Deze modellen zijn voornamelijk softwarematig/digitaal gemodelleerd. Er is vanuit gegaan dat digitale modellen de werkelijkheid representeren. Wellicht zouden fysieke modellen andere resultaten hebben gegeven, waarna andere ontwerpeisen zouden zijn opgesteld. Het is te adviseren om te testen of fysieke modellen dezelfde resultaten geven als de softwarematige modellen in dit proces hebben gegeven.

Zo is er bijvoorbeeld bij het beoordelen van de configuraties geen rekening gehouden met de efficiëntie. Er gaat (een minimale) kracht verloren in de toegevoegde bewegingsvrijheden. Deze kracht wordt (indirect) geleverd door de motor en wordt niet overgebracht op het lichaam. Hoe groter de benodigde kracht voor het bewegen van de toegevoegde bewegingsvrijheden, hoe lager de efficiëntie van het translatiemechanisme. Door dit met een fysiek model te testen, kan de werkelijkheid beter nagebootst worden en kan de keuze tussen de concepten met meer zekerheid gemaakt worden.

Belastbare plaatsen

In dit afstudeerproject wordt contact met laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden. Echter is het onvermijdelijk dat er met sommige laag-belastbare plaatsen contact gemaakt wordt. De beschreven niet-belastbare plaatsen zijn mogelijk verschillend te belasten op kracht. Zo is de tuberositas tibiae beter belastbaar dan de margo anterior van de tibia. Beide zijn als niet-belastbaar beschreven. Het lichaam is nader te beoordelen op belastbaarheid. Het contactoppervlak kan hierdoor worden vergroot, zodat de krachten over een groter oppervlak kunnen worden verdeeld.

Ook het contact tussen de banden en het lichaam kan verbeterd worden. Het exoskelet wordt met banden aan het lichaam bevestigd. Banden kunnen strak gespannen worden. Echter ontstaat tegelijkertijd het gevaar dat de banden in de huid snijden. Dit zou voorkomen kunnen worden door zacht contact te maken met het

lichaam of een groter oppervlak contact te laten maken met het lichaam. Daarnaast is er bij dit exoskelet een band in de lies aangebracht. Dit is een laag-belastbare plaats. Deze band is voor het evalueren toegevoegd, omdat de bovenbeenschaal, door de conische vorm van het bovenbeen, als gevolg van de zwaartekracht naar distaal schoof. Wanneer dit exoskelet wordt gecombineerd met de motoren voor de heup, zal deze band in de lies naar verwachting niet nodig zijn.

Beenschalen

In het proof of concept is de rotatie-as van de motor op verschillende plaatsen te positioneren ten opzichte van de gewrichtsas van het kniegewricht. Dit hoeft in het eindconcept niet toegevoegd te worden. In dit afstudeerproject is bewezen dat de positionering van invloed is op de hoeveelheid verschuiving in het exoskelet. In alle posities treedt geen verschuiving op tussen het exoskelet en het lichaam. In het eindontwerp kan de behuizing voor de lineaire lagers op een vaste positie geplaatst worden. Met voldoende kennis van het scannen, modelleren en 3Dprinten, zou dit een goede methode zijn om de beenschalen te vervaardigen. Hiermee kunnen complexe vormen eenvoudig vormgegeven worden, waarbij de lineaire kogellagers direct in de beenschalen verwerkt kunnen worden. Als de beenschalen niet geprint worden, kan de uitlijning bereikt worden door de behuizingen van de lineaire lagers op een vaste positie aan de laterale zijde van de beenschalen te maken.

Deze uitlijning is in het proof of concept gedaan door afstandsbusjes op de laterale zijde van de beenschalen te plaatsen, zodat alle aluminium profielen (en daarmee ook behuizingen) in hetzelfde vlak kwamen te liggen. Voorwaarde hiervoor is dat de bouten precies parallel aan elkaar lopen. Doordat de beenschalen rond lopen, is dit lastig te vervaardigen. In het proof of concept is dit met 'trial and error' bereikt. Wellicht is het mogelijk om een opstelling te maken waarmee de gaten, en daarmee de bouten, precies parallel lopen.

Evaluatie

De beenschalen en het translatiemechanisme zijn zo ontworpen dat deze het maximaal te leveren moment door de motor aan kunnen zonder dat er schade aan het exoskelet ontstaat. De belastbaarheid van het exoskelet is niet getest met een geactueerde motor. Hierdoor is het exoskelet niet op de manier belast zoals deze is ontworpen. Een test met een geactueerde motor is mogelijk wanneer deze aan het translatiemechanisme wordt bevestigd.

Het testen van de verschuiving tussen exoskelet en lichaam had nauwkeuriger uitgevoerd kunnen worden. De mate van verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam is met een videocamera vastgelegd en met Kinovea geanalyseerd. Deze evaluatie zou ook met behulp van een optisch 3D tracking systeem uitgevoerd kunnen worden. Dit systeem zou de validiteit van de resultaten kunnen verhogen.

Bij de resultaten van het testen van de hoekstandsverandering wordt verwacht dat er sprake is van een meetfout. Het gemeten verschil in hoekstandsverandering is mogelijk te verklaren doordat het exoskelet door een externe kracht aan de uiteinden van het translatiemechanisme bewogen is. Deze kracht zou eigenlijk vanuit de motor geleverd moeten worden. Hierdoor bestaat er een kans dat de beenschalen iets los kwamen van het lichaam. Ook is het mogelijk dat de camera niet exact loodrecht op het sagittale vlak is geplaatst. Daarnaast staat het lichaam verder van de camera af dan het exoskelet. Hierdoor verplaatsen de referentiepunten op het lichaam in een ander vlak dan de referentiepunten van het exoskelet, wat verschil in resultaten kan geven. Het 3D tracking systeem zou hier nauwkeurigere resultaten geven.

8. Conclusie

In de conclusie wordt antwoord gegeven op de hoofdvraag. De hoofdvraag luidt als volgt:

Hoe kan het exoskelet voor de onderste extremiteit het lichaam ondersteunen zonder dat er verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam optreedt en krachten op laag-belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermeden worden?

Verschuiving tussen het exoskelet en het lichaam bij een flexie-/extensiebeweging kan worden voorkomen door een translatiemechanisme toe te voegen. Dit translatiemechanisme bestaat uit één translatie op het bovenbeen en één translatie op het onderbeen, beide richting de rotatie-as van het externe gewricht in het sagittale vlak. Bewegingen en houdingen wordt hierbij niet beperkt.

Voor de vormgeving van het exoskelet is het van belang zo min mogelijk kracht te geven op laag-belastbare plaatsen. Dit is gedaan door de oppervlakken zo groot mogelijk te maken en contact met laag-belastbare plaatsen te voorkomen.

8.1 Suggesties en aanbevelingen

Dit afstudeerproject is op de knie gericht. Bij het dragen van het gehele exoskelet, waarbij het translatiemechanisme rond de knie al geïmplementeerd is, is het mogelijk dat er alsnog verschuiving optreedt tussen exoskelet en lichaam, doordat er sprake kan zijn van niet-overeenkomende assen in de heup of enkel. Het is aan te raden om het translatiemechanisme hier ook toe te passen. Hierbij moet erop gelet worden dat deze gewrichtassen in een ander vlak kunnen liggen.

Een aanbeveling is om het translatiemechanisme te optimaliseren. Dit kan bijvoorbeeld door het been in 3D te bekijken. Het mechanisme is in dit afstudeerproject alleen in het sagittale vlak geanalyseerd en ontworpen. In de knie treden naast flexie en extensie ook endorotatie en exorotatie en varus en valgus op, waardoor hier ook (minimale) verschuiving kan optreden. Het is aan te bevelen om deze bewegingen van de knie ook mee te nemen bij de analyse en het ontwerp

van het exoskelet.

In dit afstudeerproject is de efficiëntie van het proof of concept niet getest. Als de motor een moment van 100Nm levert, wordt er verwacht dat er een kracht van 500N ontstaat op de contactplaatsen. Om dit te testen zouden er bijvoorbeeld druksensoren geplaatst kunnen worden op de contactplaatsen tussen het exoskelet en het lichaam. De gemeten waarden kunnen vergeleken worden met de verwachte krachten. Vervolgens kunnen de gemeten krachten worden teruggerekend naar momenten die op de knie komen te staan. Met deze geleverde en berekende momenten is de efficiëntie van het mechanisme in het exoskelet te bepalen.

Nadere analyse kan uitgevoerd worden met betrekking tot belastbare plaatsen van het lichaam. Mogelijk is de ene laag-belastbare plaats beter te belasten dan de ander. Door hier gebruik van te maken kunnen de krachten over een groter contactoppervlak worden verdeeld, wat de resulterende krachten per oppervlakte-eenheid vermindert.

Voor nauwkeurigere testresultaten, is het wenselijk om de test uit te voeren met een geactueerde motor. Het exoskelet wordt dan belast op de manier zoals deze ontworpen is. Wanneer het exoskelet door een testleider wordt bewogen, bestaat de kans dat de resultaten hierdoor beïnvloed worden. Met een optisch 3D tracking systeem worden bewegingen van het exoskelet en het lichaam in de ruimte vastgelegd, waardoor de afstand tot, en plaatsing van, de camera geen rol speelt. Deze testmethode is aan te raden.

Het exoskelet is getest op een persoon zonder dwarslaesie. De testresultaten zijn mogelijk niet representatief voor een persoon met een dwarslaesie. Om dit te valideren, kunnen de tests worden herhaald bij een persoon met een dwarslaesie. Hiervoor moet het exoskelet opnieuw worden vervaardigd, zodat het exoskelet op het lichaam van deze persoon aansluit. Hierbij wordt het exoskelet geactueerd

door de motor.

Personen met een dwarslaesie voelen niets in hun benen. Hierdoor is het beoordelen van de mate van belasting op het lichaam niet met pijnscores te beoordelen. Door de belasting op het lichaam bestaat de kans op rode plekken. Wanneer deze roodheid blijft bestaan nadat de druk van deze plek verwijderd wordt, wordt dit decubitus graad 1 genoemd[20]. Hierbij is al schade van het lichaam opgetreden.

Om decubitus te voorkomen, is het aan te bevelen om de duur van het dragen van het exoskelet op te bouwen aan de hand van de belastbaarheid van het lichaam. Na elk gebruik moet het lichaam op roodheid beoordeeld worden.

Op plaatsen waar roodheid ontstaat, als gevolg van contact met de beenschalen, moeten deze beenschalen aangepast worden.

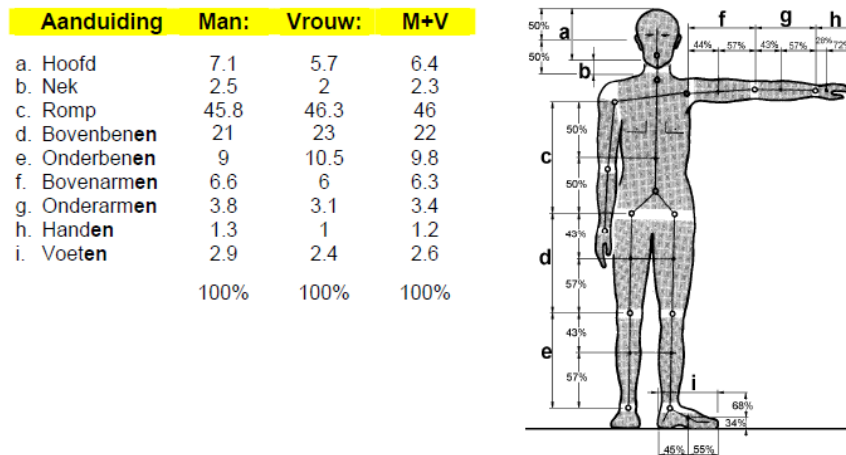
9. Literatuurlijst

1. Cruse, J.M., et al., *Immune system-neuroendocrine dysregulation in spinal cord injury*. Immunologic research, 1996. **15**(4): p. 306-314.
2. Makhsous, M., et al., *Periodically relieving ischial sitting load to decrease the risk of pressure ulcers*. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2007. **88**(7): p. 862-870.
3. Cruse, J., et al., *Cellular and molecular alterations in spinal cord injury patients with pressure ulcers: a preliminary report*. Experimental and molecular pathology, 2002. **72**(2): p. 124-131.
4. Walker, P., et al., *External knee joint design based on normal motion*. J Rehabil Res Dev, 1985. **22**(1): p. 9-22.
5. Wilson, D., et al., *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle*. Journal of Biomechanics, 2000. **33**(4): p. 465-473.
6. Wang, J., et al., *Modelling and Analysis on Biomechanical Dynamic Characteristics of Knee Flexion Movement under Squatting*. The Scientific World Journal, 2014. **2014**.
7. Churchill, D.L., et al., *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clinical orthopaedics and related research, 1998. **356**: p. 111-118.
8. Stienen, A.H., et al., *Self-Aligning Exoskeleton Axes Through Decoupling of Joint Rotations and Translations*. IEEE Transactions on Robotics, 2009. **25**(3): p. 628-633.
9. Bartenbach, V., et al. *A lower limb exoskeleton research platform to investigate human-robot interaction*. in *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*. 2015. IEEE.
10. Tamez-Duque, J., et al., *Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons*. Sensors, 2015. **15**(2): p. 4550-4563.
11. Van Geffen, P., et al., *The effects of a dynamic tubular support on ischial buttock load and pattern of blood supply*. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 2010. **18**(1): p. 29-37.
12. de Wert, L.A., et al., *A new method to evaluate the effects of shear on the skin*. Wound Repair and Regeneration, 2015. **23**(6): p. 885-890.
13. Pons, J.L., *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. 2008.
14. Walker, C., et al., *Movement of the knee in osteoarthritis The Use Of Electrogoniometry to Assess Function*. Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume, 2001. **83**(2): p. 195-198.
15. Jarrassé, N. and G. Morel. *A methodology to design kinematics of fixations between an orthosis and a human member*. in *Advanced Intelligent Mechatronics, 2009. AIM 2009. IEEE/ASME International Conference on*. 2009. IEEE.
16. Volkel, V.B. *Technische Specificaties: Eigenschappen kunststoffen*. 20-06-2016]; Available from: http://www.vbv.nl/download/pdf/technische_specificaties/Eigenschappen%20kunststoffen.pdf.
17. Werktuigbouw.nl. *Wrijvingscoefficient, Rolweerstand, Luchtweerstand*. 28-04-2016]; Available from: <http://www.werktuigbouw.nl/abc/cof.htm>.
18. MCBboek. *Zilverstaal*. 28-04-2016]; Available from: http://www.mcbboek.nl/MCB_h03/Zilverstaal.htm.
19. ChinaSteelSuppliers. *Steel Grades*. 20-06-2016]; Available from: <http://www.steelgr.com/Steel-Grades/Tool-Steel/115crv3.html>.
20. Mishu, M.C. and J.W. Schroeder. *Modelling of pressure ulcer (PU) risk prediction system*. in *Science and Information Conference (SAI), 2015*. 2015. IEEE.
21. Bertomeu, J.M.B., et al., *Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint*. Prosthetics and orthotics international, 2007. **31**(4): p. 371-383.

10. Bijlagen

10.1 Verdeling lichaamsgewicht

In figuur 30 is de verdeling van het lichaamsgewicht over de verschillende lichaamsdelen weergegeven.



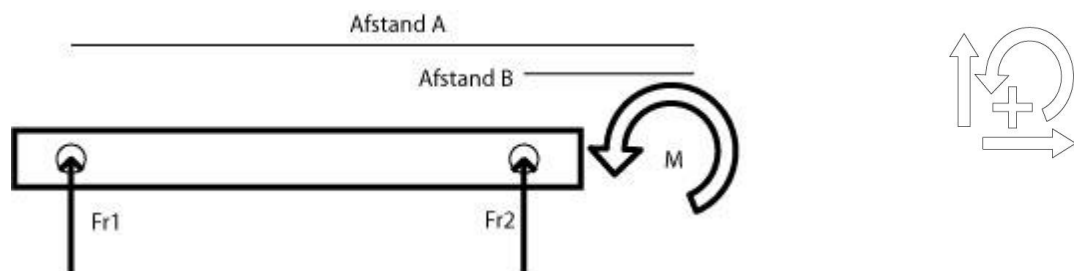
Figuur 30: Percentage lichaamsgewicht per lichaamsdeel

Onderbeen en voet zijn samen verantwoordelijk voor ongeveer 6.2% van het lichaamsgewicht. De rest van het lichaam is daardoor verantwoordelijk voor de overgebleven 93.8%.

10.2 Nadere onderbouwing van de plaatsen waar krachten op het lichaam aangrijpen

Voor het ondersteunen van het lichaam zijn bij een flexiebeweging andere contactplaatsen nodig dan bij een extensiebeweging. De plaatsen waar de krachten moeten aangrijpen, zijn afhankelijk van het moment dat door de zwaartekracht op het kniegewricht werkt.

In figuur 31 is een vrij lichaam diagram van een deel van het exoskelet en het lichaam weergegeven. Het exoskelet is weergegeven als balk, het geleverde moment door de motor is de ronde pijl. De twee krachten, $Fr1$ en $Fr2$, zijn de krachten van het lichaam op het exoskelet. In deze afbeelding wordt er vanuit gegaan dat het lichaam vast staat in de ruimte. Ook wordt er voorafgaande aan de berekening aangenomen dat de krachten in de richting staan zoals deze zijn getekend.



Figuur 31: Aangenomen plaats en richting van krachten als gevolg van een geleverd moment

Afstand A en B zijn de afstanden van het centrum van de motor tot de contactplaatsen met het lichaam. De grootte en richting van de krachten is te berekenen aan de hand van het geleverde moment en de afstanden A en B.

De som van momenten in het exoskelet en het lichaam wordt gelijk gesteld aan nul:

$$\sum \text{Momenten} = 0$$

$$\sum \text{Momenten} = M - Fr1 * \text{Afstand A} - Fr2 * \text{Afstand B} = 0$$

Het geleverde moment kan links van het =-teken worden gezet:

$$M = Fr1 * \text{Afstand A} + Fr2 * \text{Afstand B}$$

De som van de krachten in de verticale richting (Y) wordt gelijk gesteld aan nul:

$$\sum \text{Krachten in Y richting} = 0$$

$$\sum \text{Krachten in Y richting} = Fr1 + Fr2 = 0$$

$$Fr1 = -Fr2$$

Nu de krachten als elkaar uitgedrukt kunnen worden, zijn deze krachten in de voorgaande formule te substitueren en korter te schrijven:

$$M = Fr1 * \text{Afstand A} - Fr1 * \text{Afstand B}$$

$$M = Fr1 * (\text{Afstand A} - \text{Afstand B})$$

Kracht kan nu links van het =-teken worden geschreven:

$$Fr1 = \frac{M}{\text{Afstand A} - \text{Afstand B}}$$

$$-Fr2 = \frac{M}{\text{Afstand A} - \text{Afstand B}}$$

Beide krachten zijn even groot, echter zijn de krachten in tegengestelde richting. De grootte van de kracht is afhankelijk van de afstand tussen de krachten en het geleverde moment. Door de afstand tussen de plaatsen waar de krachten aangrijpen te vergroten, kan de kracht op het contactpunt verkleind worden. De richting van de krachten is afhankelijk van de richting van het geleverde moment en de plaats van de krachten.

Het bovenbeen wordt ten opzichte van het onderbeen bewogen. De richting van het geleverde moment op het bovenbeen en onderbeen is daarom tegengesteld. Daardoor is ook de richting van de krachten op het bovenbeen en onderbeen tegengesteld bij eenzelfde beweging.

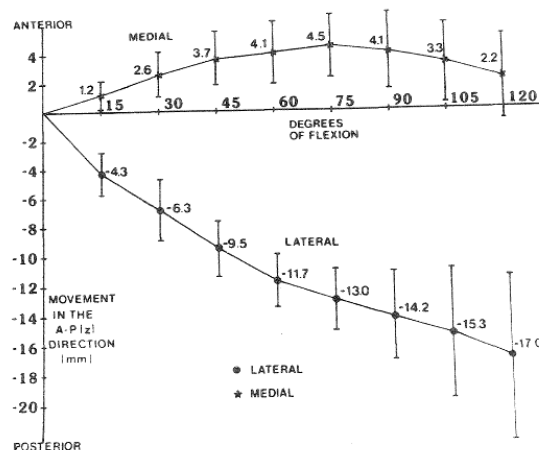
10.3 Bewegingen van de knie en de plaats van de gewrichtsas

De kniebeweging in het sagittale vlak is voornamelijk flexie en extensie [13, 21]. Hierbij beweegt het onderbeen richting het bovenbeen, terwijl deze in hetzelfde vlak blijven [13]. Naast deze flexie en extensie beweging is er in het sagittale vlak ook verschuiving, van het femur ten opzichte van de tibia.

Vier artikelen beschrijven bewegingen naast flexie en extensiebeweging in de knie. Resultaten uit deze artikelen zijn hieronder uiteengezet en met afbeeldingen uit de artikelen ondersteund.

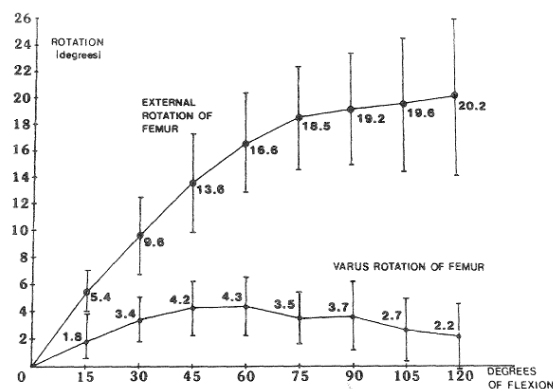
Walker et al. 1985[4]

Tijdens het flecteren van de knie verplaatsen de mediale en laterale epicondyl van het femur in anterieure en posterieure richting (Figuur 32)[4].



Figuur 32: Mate van verschuiving in anterieure en posterieure richting van mediale en laterale epicondyl tijdens flexiebeweging van 0 tot 120 graden (in mm)
Grafiek overgenomen van Walker et al.[4]

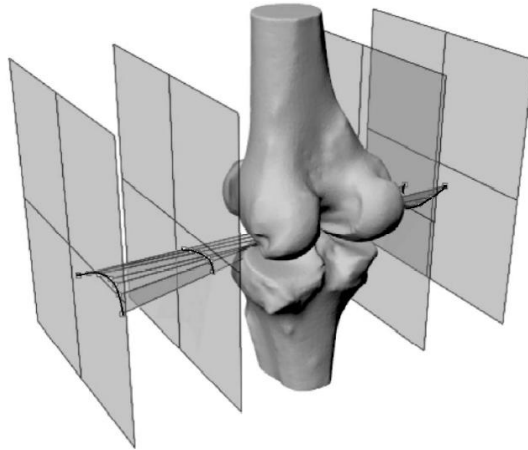
Daarnaast beweegt het femur ten opzichte van tibia zich ook in exorotatie en varus richting (Figuur 33) [4].



Figuur 33: Mate van exorotatie en varus rotatie van femur ten opzichte van tibia tijdens flexiebeweging van 0 tot 120 graden (in graden)
Grafiek overgenomen van Walker et al. [4]

Voor bewegingen in het sagittale vlak betekent dit dat de mediale zijde van het femur tijdens flexiebeweging naar anterior transleert en de laterale zijde naar posterieur transleert.

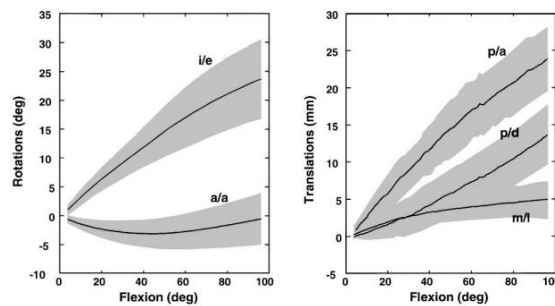
Aan de hand van gegevens van Walker et al. is door Bertomeu et al. een drie dimensionale weergave gemaakt van de verplaatsende rotatie-as van de knie (Figuur 34) [4, 21].



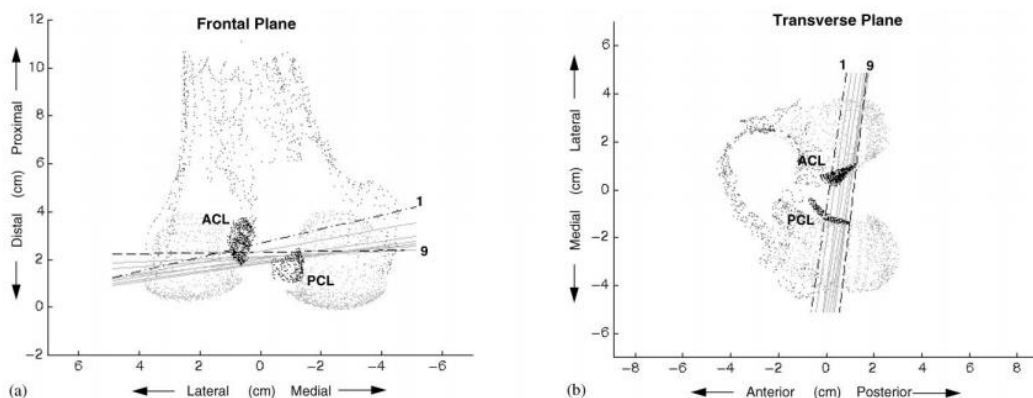
Figuur 34: Drie dimensionale weergave van verplaatsende rotatie-as van femur ten opzichte van tibia tijdens flexie, op basis van gegevens van Walker et. al. 1985
Figuur overgenomen van Bertomeu et al. [21]

Wilson et al.[5]

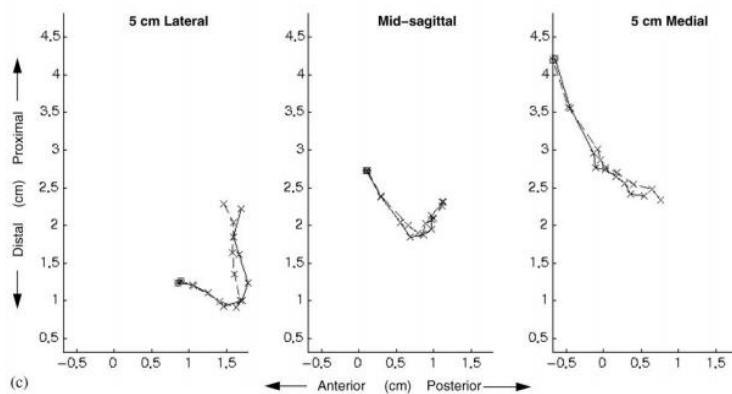
Tijdens een flexiebeweging vanuit extensie beweegt het femur ten opzichte van tibia ook in endorotatie en varus en valgus richting. Het femur transleert daarbij ook richting posterior, proximaal en mediaal ten opzichte van tibia. (Figuur 35, figuur 36 en figuur 37) [5]



Figuur 35: Mate van rotatie (i = endorotatie, e = exorotatie, a = abductie en a = adductie, in graden) en translatie (p = posterior, a = anterior, p = proximaal, d = distaal, m = mediaal en l = lateraal, in mm.) van femur ten opzichte van de tibia tijdens flexiebeweging
 Grafieken overgenomen van Wilson et al. [5]



Figuur 36: Verplaatsing van de rotatie-as van femur ten opzichte van tibia tijdens flexiebeweging in frontale vlak (a; proximaal, distaal, lateraal en mediaal in cm.), transversale vlak (b; mediaal, lateraal, anterior en posterior in cm.)
 Figuren overgenomen van Wilson et al. [5]

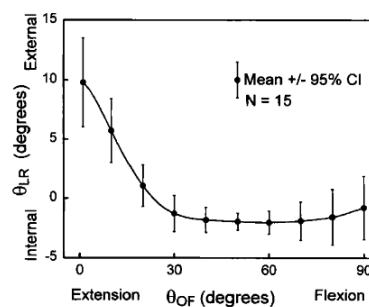


Figuur 37: Verplaatsing van de rotatie-as van femur ten opzichte van tibia tijdens flexiebeweging in het sagittale vlak: 5 cm lateraal, mid-sagittaal en 5 cm mediaal (proximaal, distaal, anterior en posterior in cm.)
Grafieken overgenomen van Wilson et al. [5]

Voor bewegingen in het sagittale vlak betekent dit dat het femur tijdens flexiebeweging naar posterieur en proximaal transleert.

Churchill et al 1998[7]

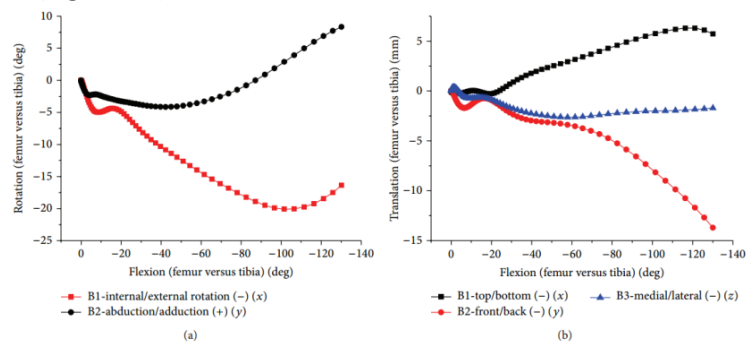
Tijdens flexiebeweging vanuit extensie beweegt het tibia ten opzichte van femur ook in endorotatie (Figuur 38) [7].



Figuur 38: Mate van endorotatie en exorotatie in graden van femur ten opzichte van tibia tijdens flexiebeweging van 0 tot 90 graden.
Grafiek overgenomen van Churchill et al. [7]

Wang et al[6]

Tijdens flexiebeweging vanuit extensie beweegt het femur ten opzichte van tibia ook in endorotatie en varus en valgus richting. Het femur transleert daarnaast richting posterior, proximaal en mediaal ten opzichte van tibia. (Figuur 39)[6]



Figuur 39: Mate van rotatie (a) (endorotatie, exorotatie, abductie en adductie in graden) en translatie (b) (proximaal, distaal, anterior, posterior, mediaal en lateraal in mm.) van femur ten opzichte van tibia tijdens flexiebeweging van 0 tot 130 graden
Grafieken overgenomen van Wang et al. [6]

Voor bewegingen in het sagittale vlak betekent dit dat het femur tijdens flexiebeweging naar posterior en proximaal transleert.

Tabel 5: Beschreven kniebewegingen naast flexie en extensie

++ = duidelijk aanwezig

+ = aanwezig in mindere mate

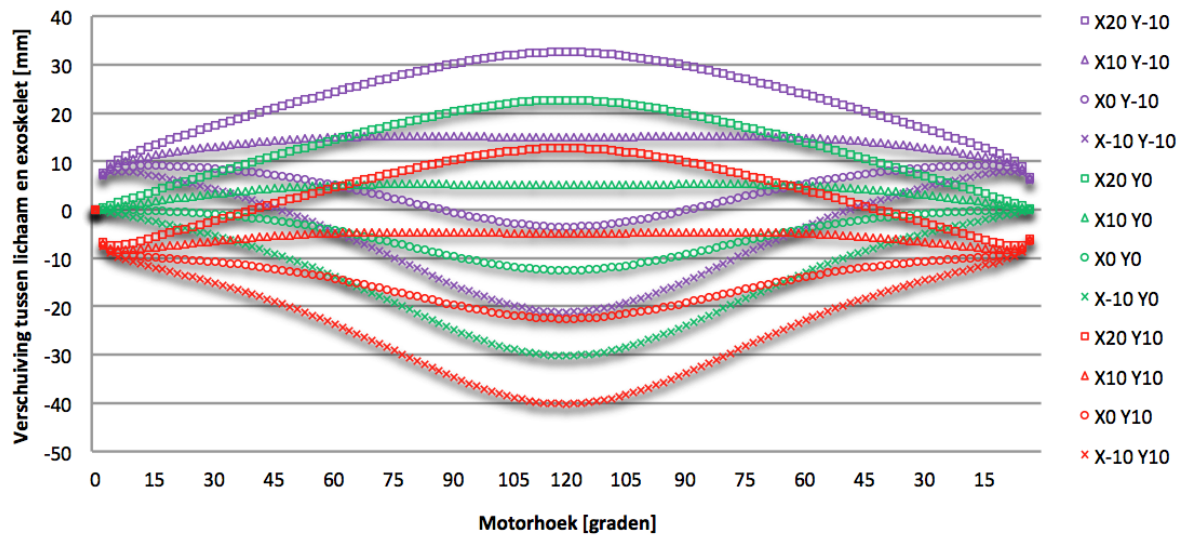
Geen teken = minst aanwezig

Auteur			Rotatie		Translatie		
	Femur tov Tibia	Tibia tov Femur	Endorotatie- Exorotatie	Varus- Valgus	Anterior- Posterior	Proximaal Distaal	Mediaal Lateraal
Walker	X		+Exorotatie	Varus	+Mediale zijde naar Anterior +Laterale zijde naar Posterior		
Wilson	X		+Exorotatie	Valgus	++Posterior	+Proximaal	Mediaal
Churchill		X	Endorotatie				
Wang	X		+Exorotatie	Valgus	++Posterior	+Proximaal	Mediaal

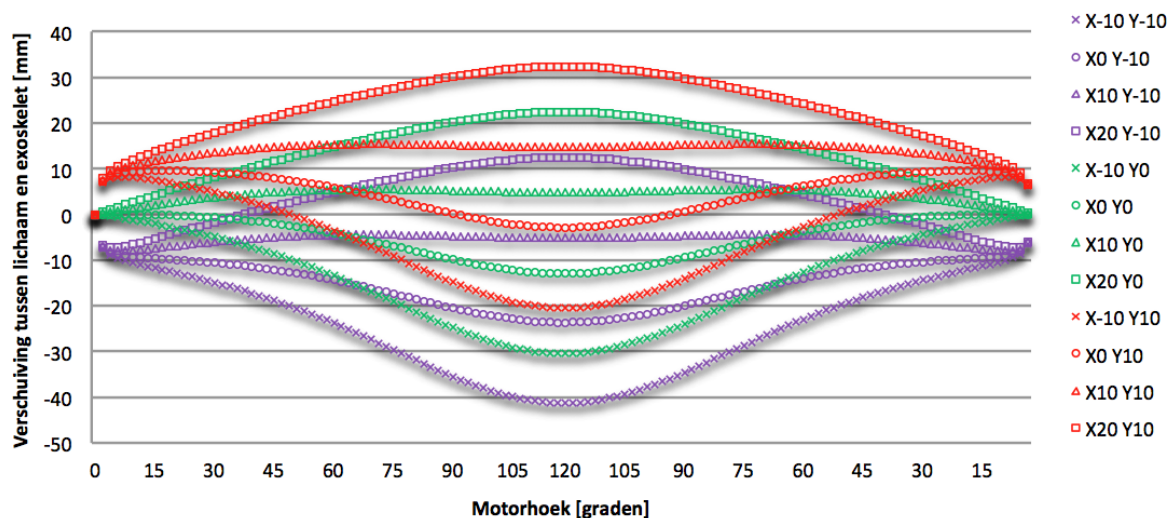
Bewegingen in het sagittale vlak worden voornamelijk door flexie en extensie beschreven, met een translatie van het femur ten opzichte van de tibia richting anterior, posterior, proximaal en distaal (Tabel 5).

10.4 Modelonderzoek hoeveelheid verschuiving

In figuur 40 en figuur 41 is de hoeveelheid verschuiving van het exoskelet op het bovenbeen en onderbeen weergegeven.



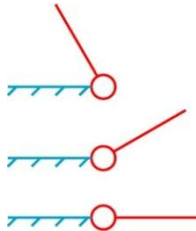
Figuur 40: Mate van verschuiving over bovenbeen. Twaalf verschillende plaatsen van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie in extensie zijn geanalyseerd. Een beweging van extensie naar 120 graden flexie en terug naar extensie is uitgevoerd. Positieve verschuiving, is verschuiving van het exoskelet over het bovenbeen richting proximaal.



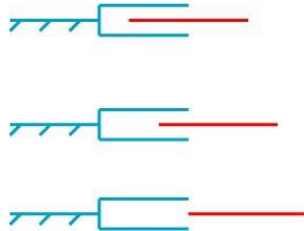
Figuur 41: Mate van verschuiving over onderbeen. Twaalf verschillende plaatsen van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie in extensie zijn geanalyseerd. Een beweging van extensie naar 120 graden flexie en terug naar extensie is uitgevoerd. Positieve verschuiving, is verschuiving van het exoskelet over het bovenbeen richting proximaal.

10.5 Modelonderzoek: toevoeging van bewegingsvrijheden

In een plat vlak met twee dimensies zijn drie verschillende bewegingsvrijheden mogelijk, die in combinatie met elkaar toegepast kunnen worden: rotatie, translatie horizontaal en translatie verticaal (Figuur 42, figuur 43 en figuur 44).



Figuur 42: Rotatie



Figuur 43: Translatie horizontaal



Figuur 44: Translatie verticaal

De hoeveelheid bewegingsvrijheden dat een systeem heeft, wordt beschreven door de formule van Grübler:

$$[DOF = 3 * (N - 1) - b]$$

Hiermee kan worden bepaald of het systeem kan bewegen ($DOF > 0$), niet kan bewegen ($DOF < 1$) of te veel bewegingsvrijheden heeft ($DOF > 1$). Hierbij is 'N' het aantal elementen in het systeem en 'b' het aantal bewegingsbeperkingen.

Bij een vaste verbinding tussen het exoskelet en het boven- en onderbeen, kan dit worden opgevat als een systeem met 4 elementen ($N=4$), 2 vaste verbindingen met elk 3 bewegingsbeperkingen en 2 rotatiepunten met elk 2 bewegingsbeperkingen ($b=10$) (Figuur 45).



Figuur 45: Systeem met vier elementen, twee verbindingen met elk drie bewegingsbeperkingen en twee rotatiepunten met elk twee bewegingsbeperkingen

De ingevulde formule wordt:

$$[DOF = 3 * (4 - 1) - 10 = 3 * 3 - 10 = 9 - 10 = -1]$$

Het systeem kan niet bewegen zonder het toevoegen van extra bewegingsvrijheden. Door twee bewegingsvrijheden toe te voegen, zal het systeem wel bewegen. Een combinatie van rotatie, horizontale translatie en/of verticale translatie zijn mogelijk. Een verticale translatie is altijd richting de rotatie-as van de motor, een translatie loodrecht op deze richting is een horizontale translatie. De formule met twee extra vrijheidsgraden en twee bewegingsbeperkingen minder ($b=8$) wordt dan:

$$[DOF = 3 * (4 - 1) - 8 = 3 * 3 - 8 = 9 - 8 = 1]$$

10.6 Morfologische kaart beenschalen

Hieronder zijn de hoe-kun-je's voor de totstandkoming van de vormgeving van de beenschalen weergegeven (Figuur 46):

Hoe kun je:	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing
gemakkelijk iets om het been plaatsen?	Niet helemaal omvatten	Vanaf lateraal om het been schuiven	Vanaf distaal over het been schuiven	Uit meerdere helften laten bestaan	Vervormbaar maken	Flexibel spiraal om het been draaien
laag belastbare plaatsen minder belasten?	Oppervlak vergroten	Afstanden tussen krachten vergroten	tussen	Contact met laag belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermijden		
Concept	1	2	3	4		

Detailed description: The diagram shows four colored lines connecting concepts across the table. A blue line connects 'Concept 1' to 'Niet helemaal omvatten' and 'Oppervlak vergroten'. A green line connects 'Concept 2' to 'Vanaf lateraal om het been schuiven' and 'Afstanden tussen krachten vergroten'. A red line connects 'Concept 3' to 'Vanaf distaal over het been schuiven', 'Uit meerdere helften laten bestaan', and 'Contact met laag belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermijden'. A purple line connects 'Concept 4' to 'Flexibel spiraal om het been draaien' and 'Contact met laag belastbare plaatsen zo veel mogelijk vermijden'.

Figuur 46: Morfologische kaart, vormgeving van de beenschalen

De onderstaande hoe-kun-je's zijn te gebruiken voor de verdere detaillering van het exoskelet (Figuur 47). Deze aspecten worden na het bepalen van de vormgeving van de beenschalen afgewogen.

Hoe kun je:	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing	Oplossing
het exoskelet aan het lichaam vastmaken?	Klittenband	Elastiek	Knopen	Veters	Ratelstrip	Gesp
krachten loodrecht op het lichaam worden uitgevoerd?	Lichaam omsluiten			Contact door zacht materiaal		
een product lichtgewicht maken	Materiaal minimaliseren			Gebruik maken van lichtgewicht materiaal		

Figuur 47: Morfologische kaart, detaillering van de beenschalen

10.7 Kardinale methode beenschalen

In tabel 6, tabel 7, tabel 8 en tabel 9 is de beoordeling van de vier concepten van de beenschalen weergegeven. Alle eisen wegen even zwaar en zijn beoordeeld met cijfers 1 t/m 4.

Tabel 6: Beoordeling van beenschalen concept 1

Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

Concept 1	Beoordeling	Commentaar
Laag-belastbare plaatsen zo min mogelijk belast	1	Krachten op margo anterior van tibia
Makkelijk te bevestigen	4	Beenschalen van laterale zijde te plaatsen
Moment overdragen	4	Er is veel materiaal aan de laterale zijde tussen de schaal aan de voorkant en achterkant van het been
Krachten worden verdeeld	4	Grootste contactoppervlak
Translatiemechanisme te richten	4	Veel ruimte voor bevestiging van translatiemechanisme
Laag in gewicht	1	Veel materiaal nodig
Positieve beoordelingen	18	

Tabel 7: Beoordeling van beenschalen concept 2

Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

Concept 2	Beoordeling	Commentaar
Laag-belastbare plaatsen zo min mogelijk belast	3	Minimale krachten op laag-belastbare plaatsen
Makkelijk te bevestigen	3	Beenschalen van laterale zijde te plaatsen
Moment overdragen	4	Er is veel materiaal aan de laterale zijde tussen de schaal aan de voorkant en achterkant van het been
Krachten worden verdeeld	3	Kleiner contactoppervlak
Translatiemechanisme te richten	3	Veel ruimte voor bevestiging van translatiemechanisme
Laag in gewicht	3	Weinig materiaal nodig
Positieve beoordelingen	19	

Tabel 8: Beoordeling van beenschalen concept 3

Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

Concept 3	Beoordeling	Commentaar
Laag-belastbare plaatsen zo min mogelijk belast	2	Krachten op laag-belastbare plaatsen aanwezig
Makkelijk te bevestigen	2	Beenschalen moeten van distaal om het been geschoven worden
Moment overdragen	4	Er is veel materiaal aan de laterale zijde tussen de schaal aan de voorkant en achterkant van het been
Krachten worden verdeeld	3	Kleiner contactoppervlak
Translatiemechanisme te richten	3	Veel ruimte voor bevestiging van translatiemechanisme
Laag in gewicht	3	Weinig materiaal nodig
Positieve beoordelingen	17	

Tabel 9: Beoordeling van beenschalen concept 4

Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

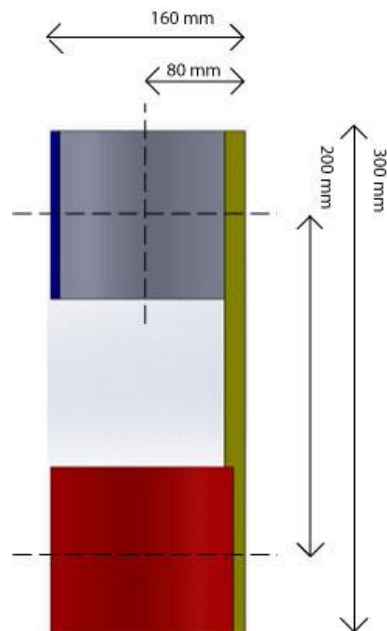
Concept 4	Beoordeling	Commentaar
Laag-belastbare plaatsen zo min mogelijk belast	4	Geen krachten op laag-belastbare plaatsen
Makkelijk te bevestigen	4	Twee losse schalen op het been plaatsen
Moment overdragen	1	Er is geen verbinding tussen de schaal aan de voorkant en achterkant van het been
Krachten worden verdeeld	2	Kleiner contactoppervlak
Translatiemechanisme te richten	2	Weinig ruimte voor bevestiging van translatiemechanisme
Laag in gewicht	4	Heel weinig materiaal nodig
Positieve beoordelingen	17	

Concept 2 is het best beoordeeld.

10.8 Afmetingen beenschalen

In deze bijlage wordt berekend hoe sterk de beenschalen moeten zijn om het geleverde moment van 100Nm vanuit de motor over te kunnen dragen. De gewenste afmetingen van de bovenbeen- en onderbeenschaal zijn in de afbeeldingen aangegeven.

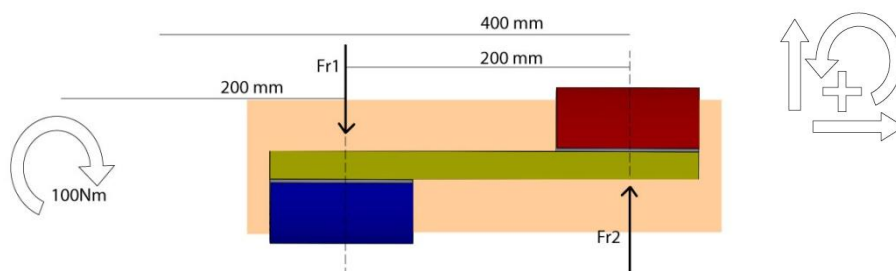
Bovenbeenschaal



Figuur 48: schematische weergave bovenbeenschaal met afmetingen

Hierboven is een schematische weergave van de bovenbeenschaal (Figuur 48). De blauwe schaal maakt dorsaal proximaal contact met het bovenbeen en het rode deel ventraal distaal. De gele staaf loopt lateraal langs het been.

Een door de motor geleverd moment van 100Nm, resulteert in krachten op het bovenbeen. Hieronder is weergegeven waar deze krachten op het bovenbeen aangrijpen als het been stil staat (Figuur 49).



Figuur 49: Krachten van lichaam op bovenbeenschaal als gevolg van het geleverde moment

De witte pijl geeft aan dat de motor daar een moment van 100Nm levert op de beenschaal. De krachten $Fr1$ en $Fr2$ zijn resulterende krachten. De resulterende krachten zijn te berekenen door de som van de momenten gelijk te stellen aan nul en de som van de krachten in verticale richting (y) gelijk te stellen aan nul.

$$\sum \text{Momenten} = 0$$

$$\sum \text{Momenten} = -100000N * 1mm - Fr1 * 200mm + Fr2 * 400mm = 0$$

$$\sum \text{Krachten in Y richting} = 0$$

$$\sum \text{Krachten in Y richting} = -Fr1 + Fr2 = 0$$

$$Fr1 = Fr2$$

Omdat Fr1 en Fr2 aan elkaar gelijk zijn, worden deze krachten voor elkaar gesubstitueerd.

$$\sum \text{Momenten} = -100000N * 1mm - Fr1 * 200mm + Fr1 * 400mm = 0$$

$$-100000N * 1mm = Fr1 * 200mm - Fr1 * 400mm$$

$$-100000N * 1mm = Fr1(200mm - 400mm)$$

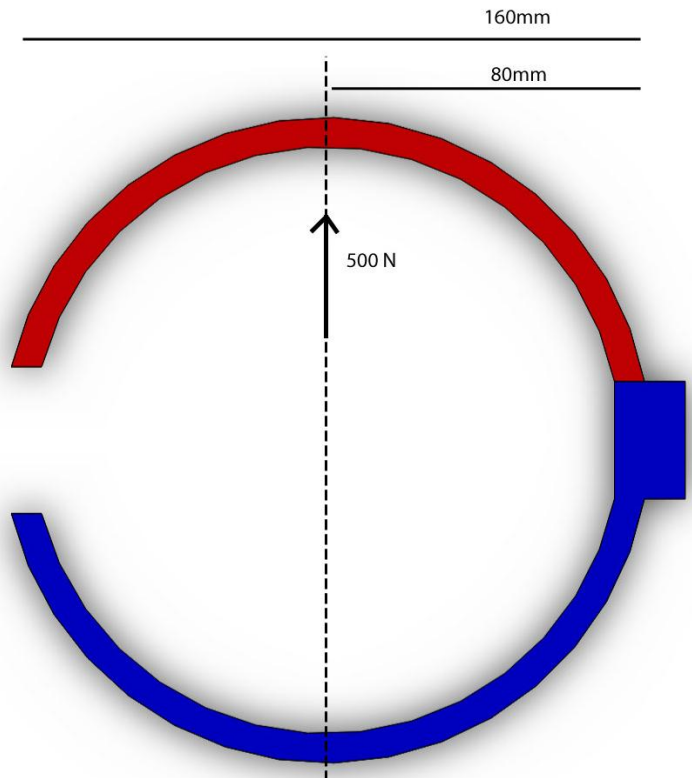
$$Fr1 = \frac{-100000N * 1mm}{(200mm - 400mm)}$$

$$Fr1 = \frac{-100000}{-200} = 500$$

$$Fr2 = Fr1 = 500$$

De krachten (F) zijn afhankelijk van het geleverde moment (M) en de afstand tussen de plaatsen waar de krachten ontstaan (r).

$$F = \frac{M}{r} = \frac{100.000 \text{ Nmm}}{200 \text{ mm}} = 500 \text{ N}$$



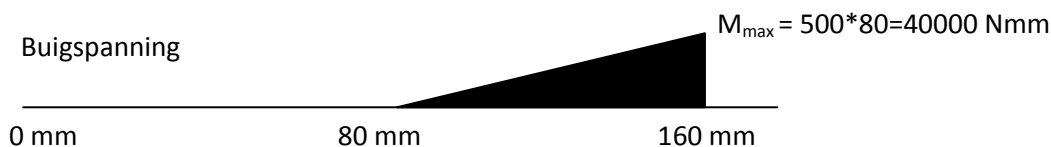
Figuur 50: Kracht op bovenbeenschaal, vereenvoudigd tot puntbelasting

De dwarskrachten en momentenlijn in de blauwe en rode schaal, gezien vanaf de craniaal (Figuur 50), zijn als volgt:

Dwarskrachten



Buigspanning



Het grootste buigend moment in de blauwe en rode delen van de bovenbeenschaal is 40000Nmm. De benodigde dikte van de beenschaal is afhankelijk van het materiaal dat gebruikt wordt. De benodigde dikte(h) kan berekend worden met de volgende formule:

$$F = \frac{b * h^2 * \sigma}{6 * l}$$

Omgeschreven, zodat 'h' links geschreven is.

$$h = \sqrt{\frac{F * 6 * l}{b * \sigma}}$$

De hoogte (dikte) is dus afhankelijk van de kracht die erop komt te staan, de lengte en breedte van de schaal en de buigspanning van het materiaal. Deze eerste drie factoren zijn reeds bekend.

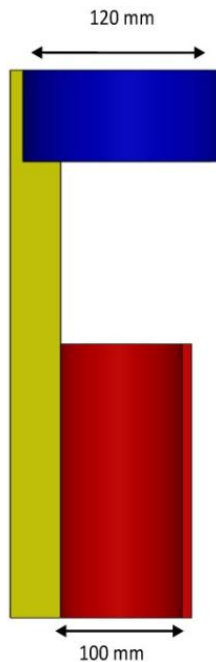
De buigsterkte van polypropyleen is 44,1 N/mm²[16].

$$h = \sqrt{\frac{500 * 6 * 80}{100 * 44,1}} = 7,38 \text{ mm}$$

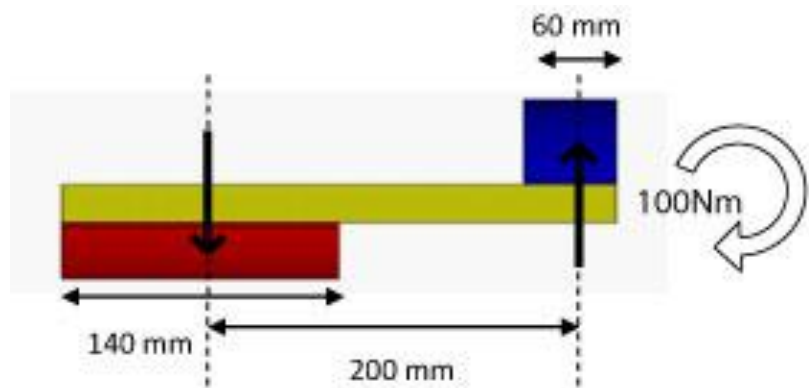
De dikte van de gehele bovenbeenschaal, vervaardigd uit polypropyleen, moet minimaal 7,38 mm dik worden:

Onderbeenschaal (Figuur 51, figuur 52 en figuur 53)

Voor het onderbeen zijn dezelfde berekeningen uitgevoerd.

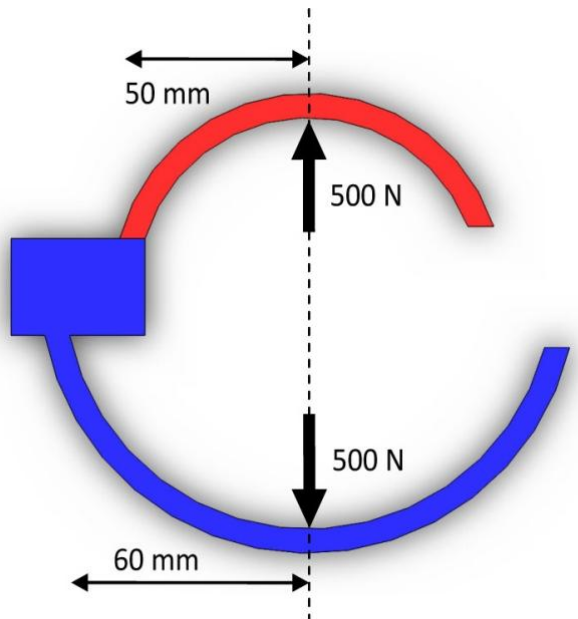


Figuur 51: Schematische weergave onderbeenschaal met afmetingen

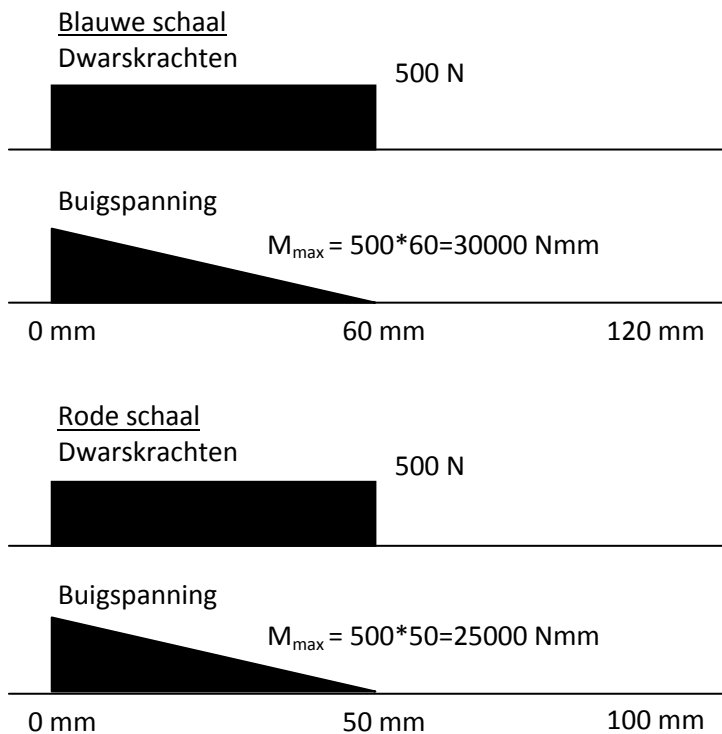


Figuur 52: Krachten van lichaam op onderbeenschaal als gevolg van het geleverde moment

$$F = \frac{M}{r} = \frac{100.000 \text{ Nmm}}{200 \text{ mm}} = 500 \text{ N}$$



Figuur 53: Kracht op onderbeenschaal, vereenvoudigd tot puntbelasting



Het grootste buigend moment in het blauwe deel van de onderbeenschaal is 30000Nmm en in het rode deel 25000 Nmm.

De benodigde dikte van de beenschaal is afhankelijk van het materiaal dat gebruikt wordt. De benodigde dikte(h) kan berekend worden met de volgende formule:

$$F = \frac{b \cdot h^2 \cdot \sigma}{6 \cdot l}$$

$$h = \sqrt{\frac{F \cdot 6 \cdot l}{b \cdot \sigma}}$$

$$h_{blauw} = \sqrt{\frac{500 * 6 * 60}{60 * 44,1}} = 8,25 \text{ mm}$$

$$h_{rood} = \sqrt{\frac{500 * 6 * 50}{140 * 44,1}} = 4,76 \text{ mm}$$

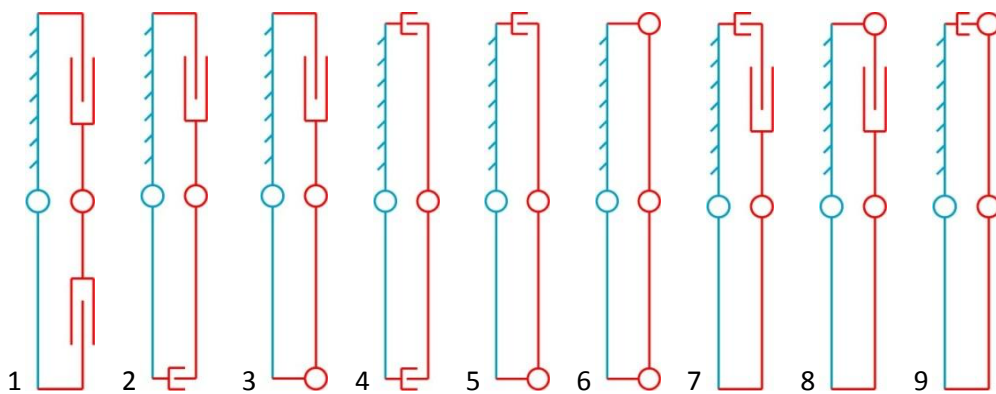
De dikte van de onderbeenschaal, vervaardigd uit polypropyleen, moet minimaal 8,25 mm dik worden.

10.9 Modelonderzoek: Keuze toegevoegde bewegingsvrijheden

Onderstaande configuraties zijn mogelijk bij het toevoegen van twee bewegingsvrijheden (Tabel 10 en figuur 54).

Tabel 10: Combinaties van verschillende vrijheidsgraden

Configuratie	Bovenbeen	Onderbeen
1	Translatie verticaal	Translatie verticaal
2	Translatie verticaal	Translatie horizontaal
3	Translatie verticaal	Rotatie
4	Translatie horizontaal	Translatie horizontaal
5	Translatie horizontaal	Rotatie
6	Rotatie	Rotatie
7	Translatie horizontaal Translatie verticaal	
8	Translatie verticaal Rotatie	
9	Translatie horizontaal Rotatie	



Figuur 54: Combinaties van verschillende vrijheidsgraden

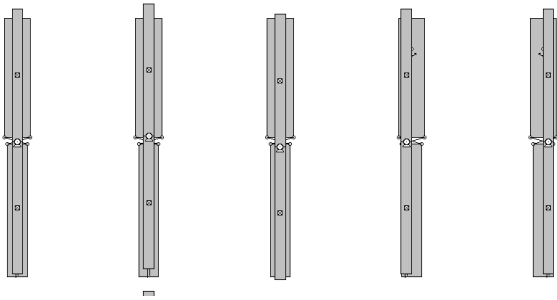
- 1: Translatie verticaal bovenbeen en translatie verticaal onderbeen
- 2: Translatie verticaal bovenbeen en translatie horizontaal onderbeen
- 3: Translatie verticaal bovenbeen en rotatie onderbeen
- 4: Translatie horizontaal bovenbeen en translatie horizontaal onderbeen
- 5: Translatie horizontaal bovenbeen en rotatie onderbeen
- 6: Rotatie bovenbeen en rotatie onderbeen
- 7: Translatie horizontaal en translatie verticaal bovenbeen
- 8: Translatie verticaal en rotatie bovenbeen
- 9: Translatie horizontaal en rotatie onderbeen

Met behulp van InteractivePhysics zijn bovenstaande combinaties van toegevoegde bewegingsvrijheden tussen exoskelet en bovenbeen en onderbeen gemodelleerd. De rotatieverbinding in het exoskelet is als motor met vaste rotatie-as gemodelleerd. De knie is gemodelleerd als gekruist vier stangen stelsel. De motor is ingesteld om een beweging te maken van 0 tot 120 graden flexie.

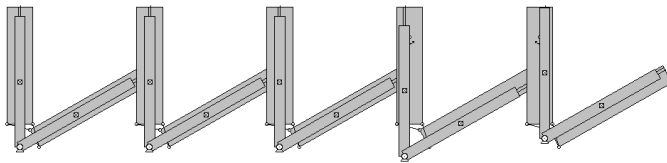
Elk model is positief of negatief beoordeeld op onderstaande criteria bij actuatie van de motor (Tabel 11 t/m tabel 19).

- Het exoskelet moet een beweging van 0 tot 120 graden flexie op de knie ondersteunen.
- Het exoskelet moet een moment van 100Nm vanuit de motor kunnen overdragen.
- De hoekstandsveranderingen van de motor zijn gelijk aan de hoekstandsveranderingen van de knie.

Configuratie 1: translatie verticaal bovenbeen en translatie verticaal onderbeen



Figuur 55: Model in InteractivePhysics van configuratie 1 in extensie

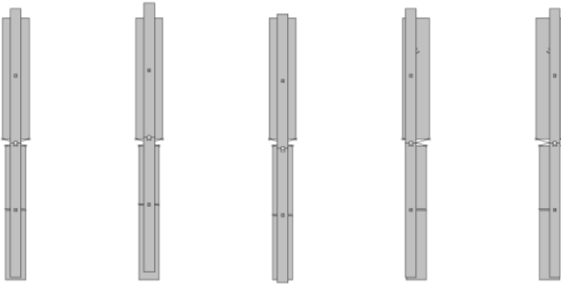


Figuur 56: Model in InteractivePhysics van configuratie 1 in 120 graden flexie

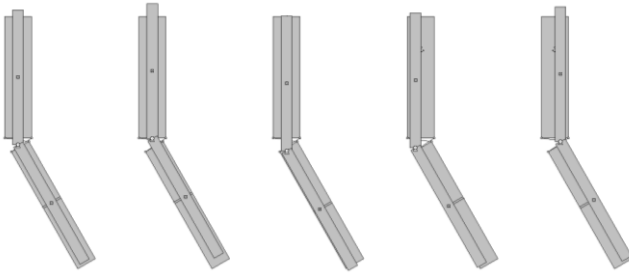
Tabel 11: Beoordeling van configuratie 1

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	+	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de verticale translatierichtingen, waardoor deze krachten worden overgebracht op de beide beenschalen. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek extern gewricht = Δ knie hoek	+	De hoekstandsverandering van de knie is gelijk aan die van de motor.

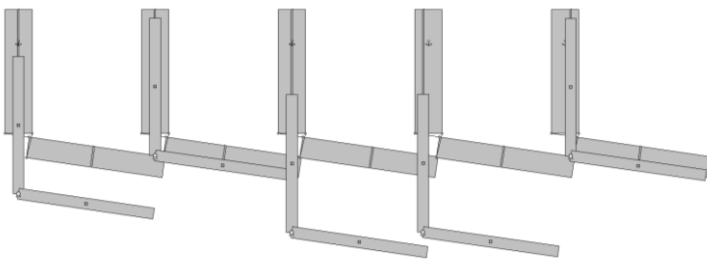
Configuratie 2: translatie verticaal bovenbeen en translatie horizontaal onderbeen



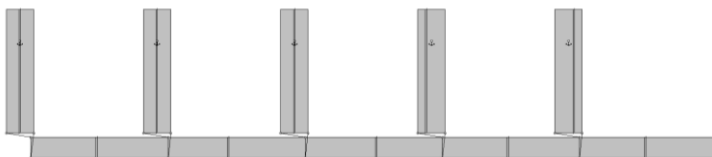
Figuur 57: Model in InteractivePhysics van configuratie 2 in extensie



Figuur 58: Model in InteractivePhysics van configuratie 2 in 30 graden flexie



Figuur 59: Model in InteractivePhysics van configuratie 2 in 80 graden flexie

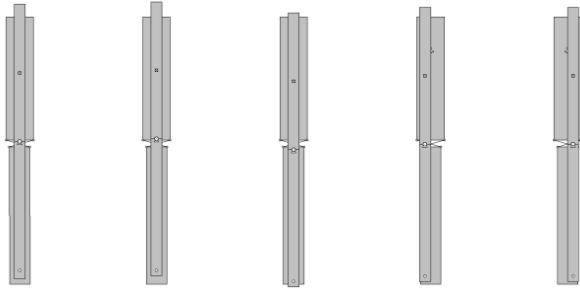


Figuur 60: Model in InteractivePhysics van configuratie 2 in 90 graden flexie

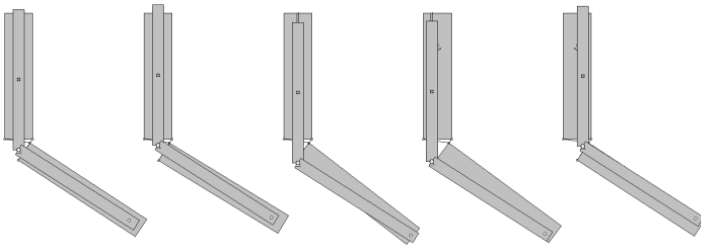
Tabel 12: Beoordeling van configuratie 2

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	-	Na 90 graden flexie komen de translatiemechanismen in dezelfde richting te staan. Op dit moment is het niet mogelijk om verder te bewegen omdat het exoskelet van het bovenbeen en onderbeen af beweegt in de richting van de translatiemechanismen.
Overdracht moment	-	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de verticale translatierichting, waardoor deze krachten worden overgebracht op de bovenbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten in de richting van de horizontale translatie richting. Deze kracht resulteert in translatie, waardoor deze kracht niet wordt overgebracht op de onderbeenschaal en wordt er geen moment geleverd op de knie.
Δ hoek motor = Δ hoek knie	+	De hoekstandsverandering van de knie is gelijk aan die van de motor.

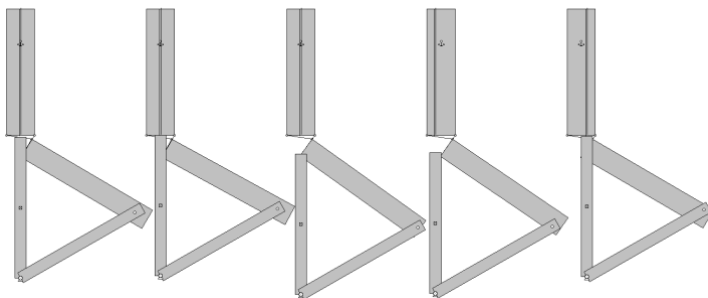
Configuratie 3: translatie verticaal bovenbeen en rotatie onderbeen



Figuur 61: Model in InteractivePhysics van configuratie 3 in extensie



Figuur 62: Model in InteractivePhysics van configuratie 3 in 60 graden flexie

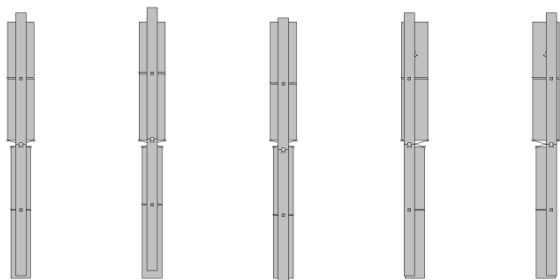


Figuur 63: Model in InteractivePhysics van configuratie model 1 in 120 graden flexie

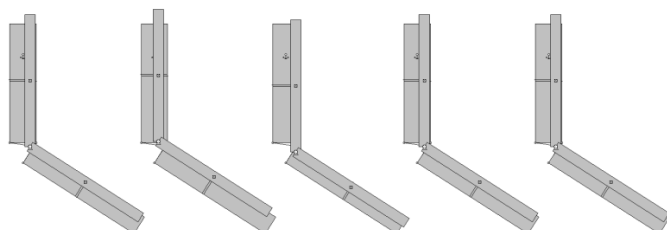
Tabel 13: Beoordeling van configuratie 3

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	-	De motor maakt een beweging van 0-120 graden, maar de knie beweegt niet in de hele bewegingsrange mee door extreme verschuiving en rotatie in het mechanisme.
Overdracht moment	+	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de verticale translatierichting, waardoor deze krachten worden overgebracht op de bovenbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de rotatierichting, waardoor deze krachten wordt overgebracht op de onderbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek motor= Δ hoek knie	-	De hoekstandsverandering van de knie is niet gelijk aan die van de motor.

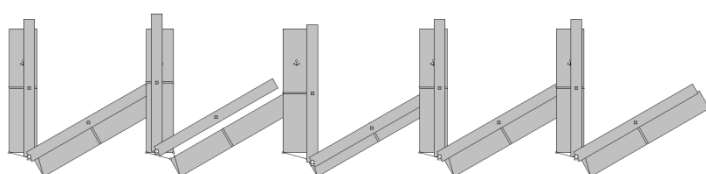
Configuratie 4: translatie horizontaal bovenbeen en translatie horizontaal onderbeen



Figuur 64: Model in InteractivePhysics van configuratie 4 in extensie



Figuur 65: Model in InteractivePhysics van configuratie 4 in 60 graden flexie

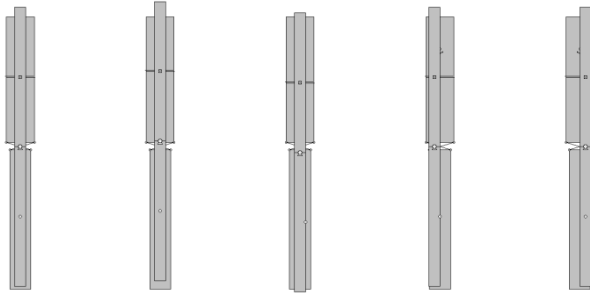


Figuur 66: Model in InteractivePhysics van configuratie 4 in 120 graden flexie

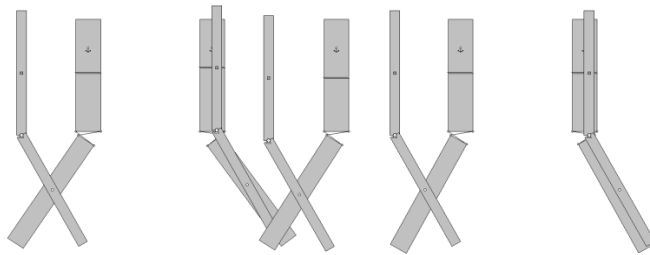
Tabel 14: Beoordeling van configuratie 4

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	-	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten in de richting van de translatie richtingen. Deze krachten resulteren in translaties, waardoor deze krachten niet worden overgebracht op de beenschalen en worden er geen momenten geleverd op de knie.
Δ hoek motor= Δ hoek knie	+	De hoekstandsverandering van de knie is gelijk aan die van de motor.

Configuratie 5: translatie horizontaal bovenbeen en rotatie onderbeen



Figuur 67: Model in InteractivePhysics van configuratie 5 in extensie



Figuur 68: Model in InteractivePhysics van configuratie 5 met motor in 30 graden flexie

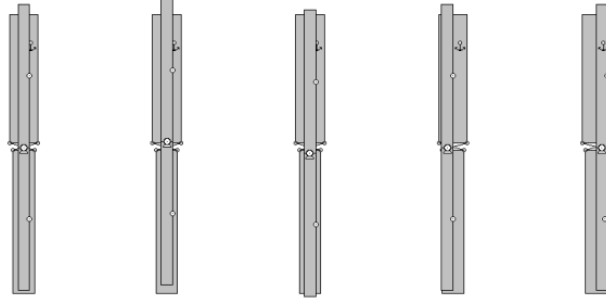


Figuur 69: Model in InteractivePhysics van configuratie 4 in 120 graden flexiestand, zonder modellen waarbij de knie richting hyperextensie beweegt

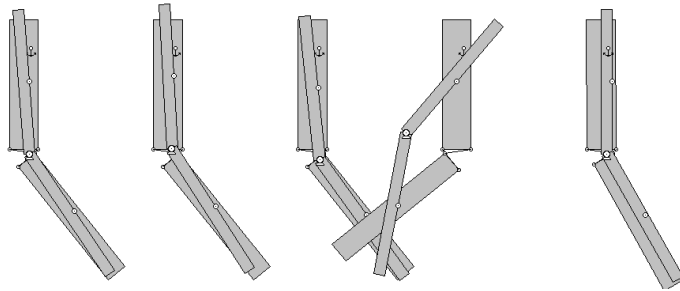
Tabel 15: Beoordeling van mechanisme 5

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	-	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten in de richting van de translatie richtingen. Deze krachten resulteren in translaties, waardoor deze krachten niet worden overgebracht op de beenschalen en worden er geen momenten geleverd op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de rotatierichting, waardoor deze krachten wordt overgebracht op de onderbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek motor = Δ hoek knie	-	De hoekstandsverandering van de knie is niet gelijk aan die van de motor.

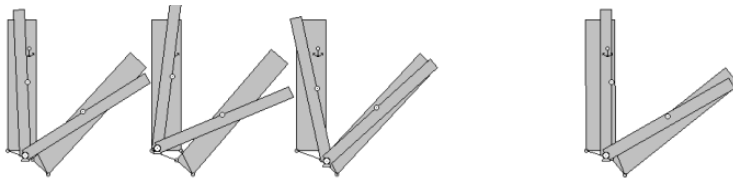
Configuratie 6: rotatie bovenbeen en rotatie onderbeen



Figuur 70: Model in InteractivePhysics van configuratie 6 in extensie



Figuur 71: Model in InteractivePhysics van configuratie 6 met motor in 30 graden flexie

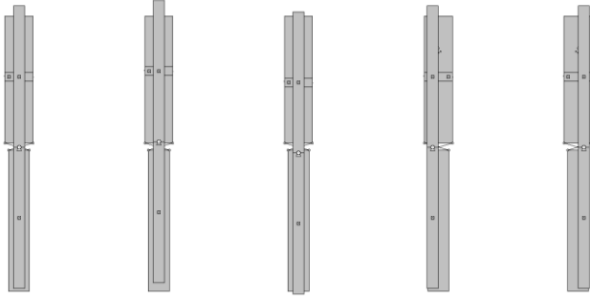


Figuur 72: Model in InteractivePhysics van configuratie 6 in 120 graden flexiestand, zonder modellen waarbij de knie richting hyperextensie beweegt

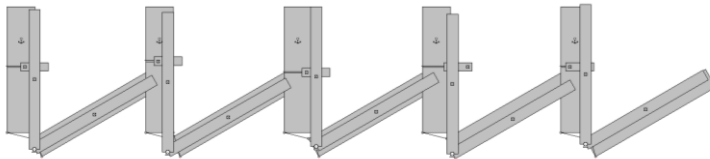
Tabel 16: Beoordeling van configuratie 6

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	+	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de rotatierichting, waardoor deze krachten wordt overgebracht op de onderbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek motor= Δ hoek knie	-	De hoekstandsverandering van de knie is niet gelijk aan die van de motor.

Configuratie 7: translatie horizontaal bovenbeen en translatie verticaal onderbeen



Figuur 73: Model in InteractivePhysics van configuratie 7 in extensie

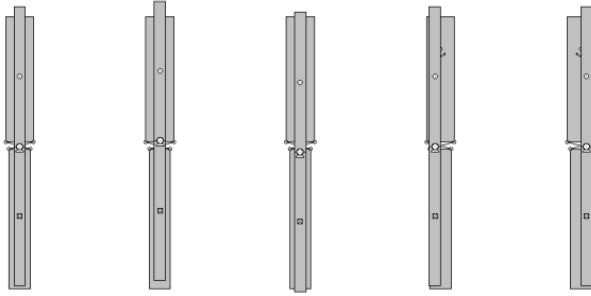


Figuur 74: Model in InteractivePhysics van configuratie 7 in 120 graden flexie

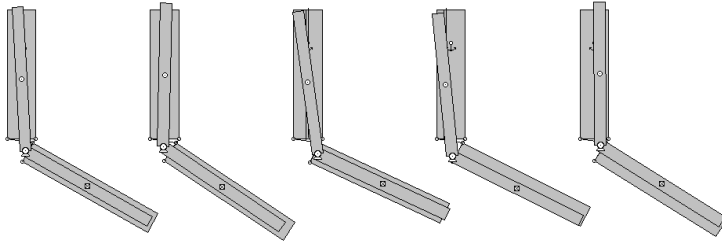
Tabel 17: Beoordeling van configuratie 7

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	-	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de verticale translatierichting, waardoor deze krachten worden overgebracht op de bovenbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten in de richting van de horizontale translatie richting. Deze kracht resulteert in translatie, waardoor deze kracht niet wordt overgebracht op de onderbeenschaal en wordt er geen moment geleverd op de knie.
Δ hoek motor = Δ hoek knie	+	De hoekstandsverandering van de knie is gelijk aan die van het de motor.

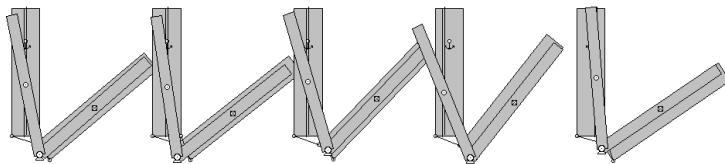
Configuratie 8: translatie verticaal en rotatie bovenbeen



Figuur 75: Model in InteractivePhysics van configuratie 8 in extensie



Figuur 76: Model in InteractivePhysics van configuratie 8 in 30 graden flexie

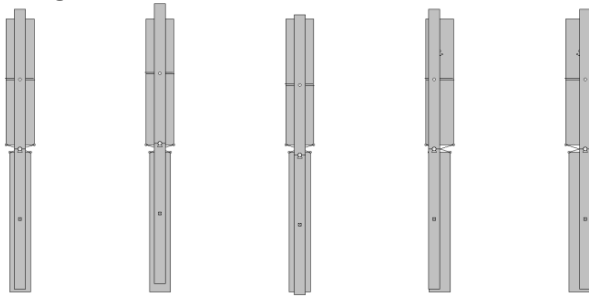


Figuur 77: Model in InteractivePhysics van configuratie 8 in 120 graden flexie

Tabel 18: Beoordeling van configuratie 8

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	+	Door beweging van de motor kan de knie van 0 tot 120 graden buigen.
Overdracht moment	+	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de verticale translatierichting, waardoor deze krachten worden overgebracht op de bovenbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de rotatierichting, waardoor deze krachten wordt overgebracht op de onderbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek motor = Δ hoek knie	-	De hoekstandsverandering van de knie is niet gelijk aan die van de motor.

Configuratie 9: horizontale translatie en rotatie bovenbeen



Figuur 78: Model in InteractivePhysics van configuratie 9 in extensie

Tabel 19: Beoordeling van configuratie 9

Criteria	Beoordeling	Argumentatie van beoordeling
ROM 0-120 graden knieflexie	-	Er is geen beweging mogelijk in dit model
Overdracht moment	-	De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten in de richting van de translatie richtingen. Deze krachten resulteren in translaties, waardoor deze krachten niet worden overgebracht op de beenschalen en worden er geen momenten geleverd op de knie. De geleverde flecterende en extenderende momenten leveren krachten loodrecht op de rotatierichting, waardoor deze krachten wordt overgebracht op de onderbeenschaal. Deze krachten resulteren in momenten in dezelfde richting op de knie.
Δ hoek motor = Δ hoek knie	-	Er is geen beweging mogelijk in dit model, dus ook geen hoekstandsverandering.

Tabel 20: Beoordeling van configuraties 1 t/m 9

Beoordeling per configuratie	1	2	3	4	5	6	7	8	9
ROM 0-120 graden knieflexie	+	-	-	+	+	+	+	+	-
Overdracht flecterend en extenderend moment	+	-	+	-	-	+	-	+	-
Δ hoek motor = Δ hoek knie	+	+	-	+	-	-	+	-	-
Som van positieve beoordelingen	4	2	1	3	1	2	3	2	0

Configuratie 1 heeft als enige een positieve beoordeling op alle criteria (Tabel 20). Dit mechanisme kan beweging van 0 tot 120 graden overbrengen op de knie en kan een flecterend en extenderend moment overdragen om het lichaam te ondersteunen. De hoekstandsverandering van de motor en de knie zijn even groot.

10.10 Eerste kardinale methode translatiemechanisme

In deze bijlage is de kardinale methode van de eerste concepten van het translatiemechanisme weergegeven (Tabel 21).

Tabel 21: Kardinale methode translatiemechanisme

Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

Eis →	100Nm overbrengen	Zo min mogelijk krachten en momenten verloren	Bewegingen alleen richting motor	
Concept ↓				Beoordeling
1: Veer	2	1	1	4
2: Slot	4	3	4	11
3: Staaf in/uit elkaar	4	3	4	11
4: Flexibel	1	4	1	6
5: Staafjes op en neer	2	3	1	6

Concept 2 en 3 zijn het best beoordeeld op de criteria.

10.11 Tweede kardinale methode translatiemechanisme

In tabel 22 zijn de verschillende concepten getoetst aan de criteria:

Tabel 22: Kardinale methode variaties op translatiemechanisme

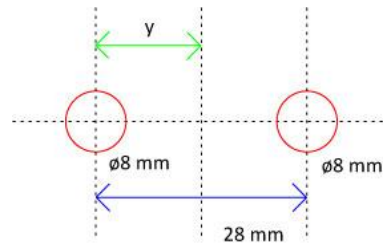
Betekenis scores: 1=voldoet niet aan de eis, 2=voldoet matig aan de eis, 3=voldoet aan de eis, 4=voldoet uitstekend aan de eis

Eis →	Sterkte in sagittale vlak	Laag gewicht	
Concept ↓			Beoordeling
1: Geleiding door ronde buizen in elkaar	4	3	7
2: Geleiding door vierkante buizen in elkaar	4	3	7
3: Geleiding door twee ronde staven	4	4	8
4: Geleiding door een ronde staaf	4	1	5
5: Geleiding door een ovale staaf	4	3	7
6: Geleiding door twee vierkante staven	4	4	8
7: Geleiding door een vierkante staaf	4	1	5

Het translatiemechanisme met geleiding door twee ronde staven en geleiding door twee vierkante staven zijn het best beoordeeld.

10.12 Sterkteberekeningen van ranslatiemechanisme

Er is gekozen om assen met een diameter van 8 mm te gebruiken die een HOH afstand van 28 mm hebben (Figuur 79). Hieronder wordt berekend of de assen sterk genoeg zijn om een moment van 100Nm aan te kunnen en krachten kunnen overdragen aan de lineaire geleiders.



Figuur 79: Dwarsdoorsnede van de staven voor sterkteberekening

Het traagheidsmoment tegen buigen over de Y-as van een van de staven is te berekenen met de formule:

$$I_x = \frac{64}{\pi} * d^4 + A * y^2$$

A: oppervlak van de doorsnede van een van de staven

d: diameter van de doorsnede van een van de staven

y: afstand tussen middenpunt tussen de staven en centrum van een van de staven

$$I_x = \frac{64}{\pi} * d^4 + (\pi * r^2) * y^2$$

Het traagheidsmoment tegen buigen, van een van de staven over de Y-as van een van de staven, is:

$$I_x = \frac{64}{\pi} * 8^4 + (\pi * 4^2) * 14^2 = 93295 \text{ mm}^4$$

Het weerstandsmoment tegen buigen van een van de staven is het traagheidsmoment tegen buigen gedeeld door de afstand tot de uiterste vezel:

$$W_x = \frac{I_x}{e} = \frac{93295}{18} = 5183 \text{ mm}^3$$

e: afstand tussen middenpunt tussen de staven en uiterste vezel van een van de staven.

De optredende buigspanning is te berekenen door het belastende buigmoment te delen door het weerstandsmoment tegen buiging van de twee staven.

$$\sigma = \frac{M}{W} = \frac{100000}{5183 * 2} = 9,65 \text{ N/mm}^2$$

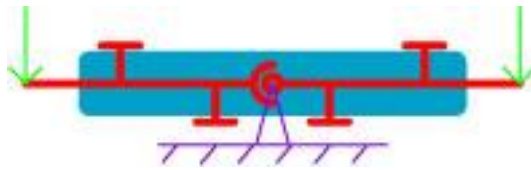
M: belaste buigmoment

De maximaal toelaatbare buigspanning van staal is 400 N/mm². De optredende buigspanning is 9.65N/mm². De zilverstalen assen zijn dus sterk genoeg.

10.13 Testopstelling belasting van exoskelet

Er is een moment in de rotatie-as op de plaats van de motor gegenereerd door krachten loodrecht op het translatiemechanisme en het rotatie-as van de motor te leveren (Figuur 80). Deze krachten zijn veroorzaakt door gewichten aan het uiteinde van het translatiemechanisme te hangen (Figuur 81). Het exoskelet zou door het gegenereerde moment een beweging maken rond de rotatie-as van de motor. Doordat de beenschalen aan de positieve mal van het been zijn bevestigd, is deze beweging beperkt. Het gegenereerde moment wordt door het translatiemechanisme en de beenschalen op de positieve mal van het been overgedragen. De beenschalen leveren nu dus kracht op de positieve mal van het been.

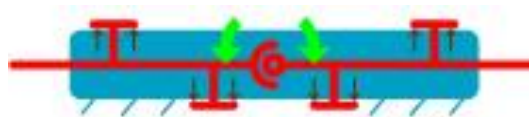
Bij een berekend gegenereerd moment van 75Nm is de test gestaakt. Er traden torsiekrachten op in de lengterichting van het translatiemechanisme (Figuur 81). Dit kan verklaard worden doordat het exoskelet in de testopstelling anders belast wordt dan dat het zou worden als de motor een moment levert. Een geleverd moment door de motor zou dezelfde belasting op de positieve mal van het been geven (Figuur 82). Doordat er geen krachten op het translatiemechanisme worden gegeven, kan er geen moment worden gegenereerd. Er is een torsiemoment in de lengterichting van het translatiemechanisme ontstaan, maar geen schade aan het exoskelet.



Figuur 80: Schematische weergave van belastingtest van exoskelet



Figuur 81: Belastingtest op exoskelet



Figuur 82: Belasting op exoskelet, momentgeneratie vanuit de motor met krachten van het lichaam op het exoskelet.

10.14 Testprotocol: Mate van verschuiving en hoekstandsverandering

Doel van de test

Bij deze test wordt beoordeeld of het exoskelet verschuiving in de lengterichting van het bovenbeen of onderbeen laat zien tijdens een beweging van extensie naar 120 graden flexie en weer terug naar extensie. Ook wordt beoordeeld of de hoekstandsveranderingen van de motor en de knie overeenkomen bij deze bewegingen.

Hierbij worden verschillende configuraties beoordeeld, waarbij de posities van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de gewrichtsas van de knie verschillen. Voor de positie van de gewrichtsas van de knie, wordt voor deze tests de laterale epicondyl genomen. Ook wordt de mate van verschuiving beoordeeld wanneer het translatiemechanisme in het exoskelet niet kan transleren.

Benodigdheden

- Camera
- Statief
- Exoskelet
- Mechanisme om translatie van het exoskelet te blokkeren
- Proefpersoon
- Oogpotlood
- Verhoging tussen 15 en 25 cm
- Computer met Kinovea

Vorbereiding

- De camera wordt horizontaal in de ruimte geplaatst, zodat het gehele been van bovenaf gefilmd kan worden.
- Het exoskelet wordt op de onderste extremiteit bevestigd.
- De proefpersoon neemt in zijligging op contralaterale zijde plaats en legt been met exoskelet op de verhoging, zodat het exoskelet horizontaal gepositioneerd is. Hierbij is de camera loodrecht op de motor gepositioneerd wanneer de knie in extensie is.
- Met de knie in extensie wordt er een lijn over het midden van de beenschalen en het bovenbeen en onderbeen getekend, zodat deze lijnen in elkaars verlengde liggen.

Uitvoering

- De rotatie-as van de motor wordt anterior van de laterale epicondyl van het femur geplaatst, waarbij het translatiemechanisme in het exoskelet is geblokkeerd.
- De cameraopname wordt gestart.
- Twee bewegingen van extensie naar 120 graden flexie en weer terug naar extensie worden uitgevoerd door een kracht op het uiteinde van het translatiemechanisme te geven, loodrecht op de translatierichting. Deze bewegingen laat de proefpersoon passief toe.
- De cameraopname wordt gestopt.
- Het translatiemechanisme in het exoskelet wordt gedeblokkeerd.
- De beenschalen worden eventueel losgemaakt en gerepositioneerd, zodat de lijnen op de beenschalen overeenkomen met de lijnen op het bovenbeen en onderbeen.
- De cameraopname wordt gestart.
- De bewegingen worden opnieuw uitgevoerd.
- De cameraopname wordt gestopt.
- De beenschalen worden eventueel losgemaakt en gerepositioneerd zodat de lijnen op de beenschalen overeenkomen met de lijnen op het bovenbeen en onderbeen.
- Het translatiemechanisme wordt verplaatst, zodat de rotatie-as van de motor in de buurt van de laterale epicondyl van het femur gepositioneerd.

- De cameraopname wordt gestart.
- De bewegingen worden opnieuw uitgevoerd.
- De cameraopname wordt gestopt.

- Deze stappen worden herhaald met positionering van de rotatie-as van de motor verder anterior van de laterale epicondyl van het femur.
- Deze stappen worden nogmaals herhaald met positionering van de rotatie-as van de motor posterior van de laterale epicondyl van het femur.

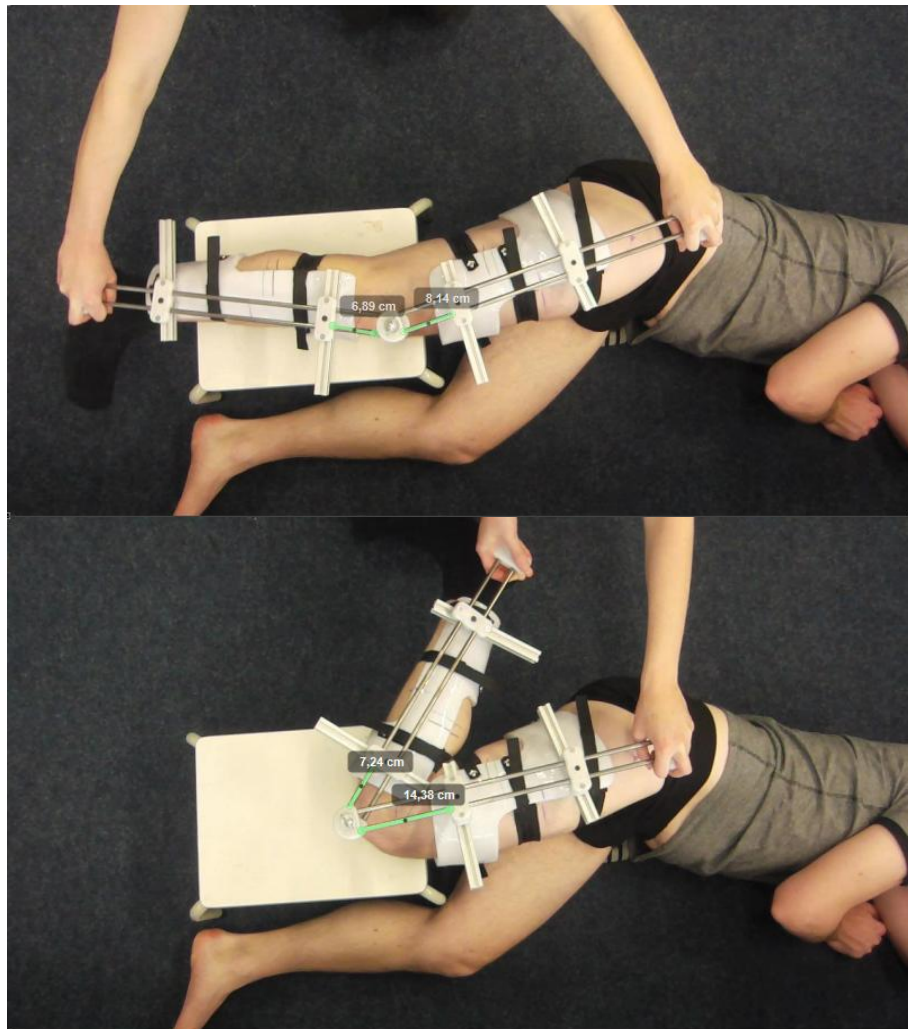
- De cameraopnames worden geüpload in Kinovea.
- De verschuiving van het exoskelet over het bovenbeen en onderbeen wordt bij alle video's bepaald.
- De translatie van het translatiemechanisme in het exoskelet wordt bij alle video's bepaald.
- Het verschil van de hoeken tussen extensie en de uiterste flexie stand, wordt van de motor en de knie bepaald.

Testresultaten verschuiving

Er wordt getest of het translatiemechanisme in het exoskelet invloed heeft op de mate van verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen tijdens een flexie- extensie beweging van 0 tot 120 graden flexie. Hiervoor zijn bewegingen uitgevoerd met een geblokkeerd translatiemechanisme en een translatiemechanisme zonder blokkade. Bewegingen zonder blokkade van het translatiemechanisme zijn uitgevoerd met vier verschillende positionering van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur.

Bij de beweging met geblokkeerd translatiemechanisme ontstaat verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen. Bij alle vier verschillende posities van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur ontstaat er geen verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen.

Dit is getest met Kinovea. Ook is hierin de hoeveelheid translatie in het translatiemechanisme bepaald. In figuur 83 is weergegeven hoe dit bepaald is bij positionering van de motor anterior van de laterale epicondyl. Voor de andere configuraties is dit op dezelfde manier uitgevoerd.



Figuur 83: Bepalen van translatie in exoskelet

Afstand tussen motor en behuizingen bepaald in extensie en flexie. Verschil in afstand is de hoeveelheid translatie.

In tabel 23 is weergegeven hoeveel verschuiving er tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen ontstaat en hoeveel translatie er in het exoskelet ontstaat. Dit is weergegeven voor de bewegingen met geblokkeerd translatiemechanisme en de vier bewegingen zonder blokkade van het translatiemechanisme.

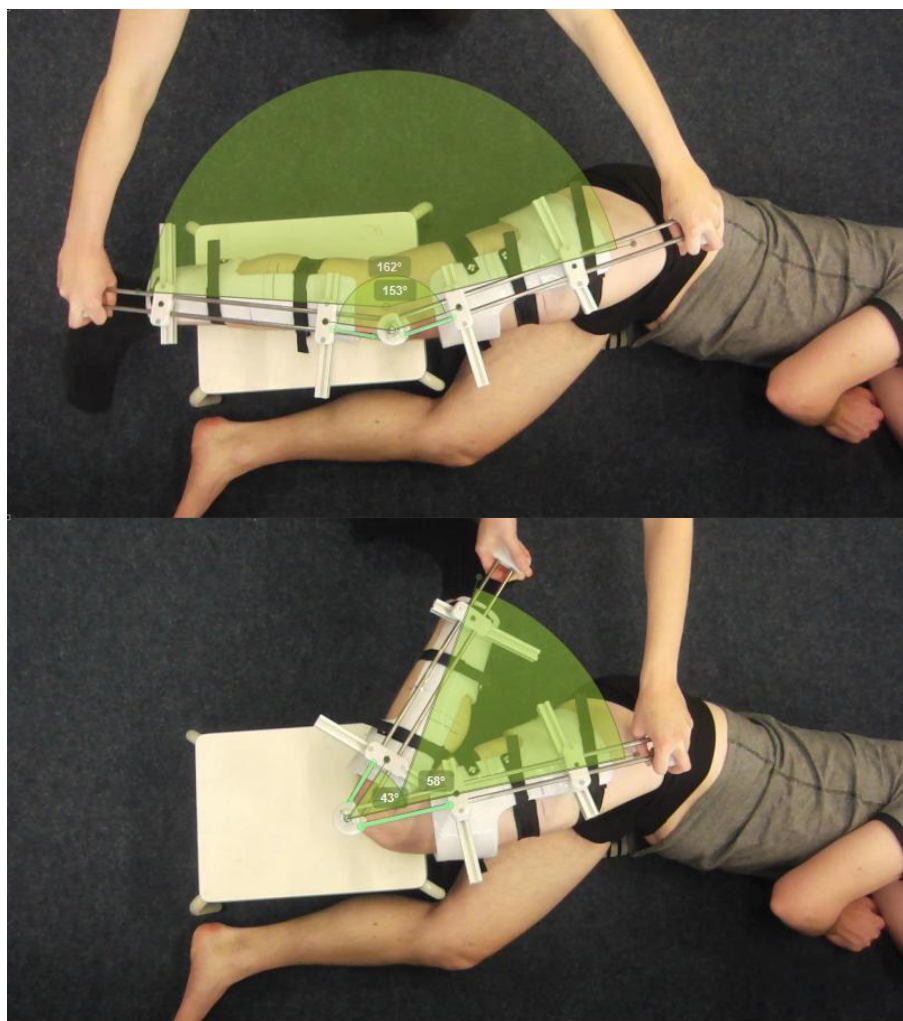
Tabel 23: Hoeveelheid verschuiving en translatie

Positie van de rotatie-as van de motor	Met of zonder blokkade	Verschuiving exoskelet over bovenbeen (mm)	Verschuiving in translatiemechanisme bovenbeen (mm)	Verschuiving exoskelet over onderbeen (mm)	Verschuiving in translatiemechanisme onderbeen (mm)
Anterior van de laterale epicondyl *	Met blokkade	9,4 9,2	0 0	0 0	0 0
Posterior van de laterale epicondyl	Zonder blokkade	0 0	12,3 7,6	0 0	-6,1 -8,5
In de buurt van de laterale epicondyl	Zonder blokkade	0 0	39,8 31,4	0 0	5,1 8,3
Anterior van de laterale epicondyl	Zonder blokkade	0 0	62,4 57,9	0 0	3,5 6,7
Verder anterior van de laterale epicondyl	Zonder blokkade	0 0	108,7 89,7	0 0	13,2 24,4

* Bij bewegingen met een geblokkeerd translatiemechanisme in het exoskelet treedt er verschuiving tussen het exoskelet en het bovenbeen op, maar geen verschuiving tussen het exoskelet en het onderbeen. Wel tordeert het translatiemechanisme langs het onderbeen.

Testresultaten hoekstandsverandering

Er wordt getest of de hoekstandsverandering van de motor en de knie overeenkomen bij een flexie-/extensie beweging van 0 tot 120 graden flexie. Hiervoor wordt het verschil van de bewegingsrange, van extensie naar uiterste flexie, van het de motor en de knie gebruikt (Figuur 84). Dit wordt beoordeeld voor alle vier de posities van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur.



Figuur 84: Bepalen van hoekstandsverandering
 Hoek van knie en motor bepaald in extensie en flexie. Verschil in hoek is maximale hoekstandsverandering.

In tabel 24 is de bewegingsrange van de motor en de knie weergegeven voor verschillende posities van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur. Hoe kleiner het verschil in de bewegingsrange van de motor en de knie, hoe beter de hoekstandsveranderingen overeenkomen.

Tabel 24: Bewegingsrange van de motor en de knie

Positie van de rotatie-as van de motor	Bewegingsrange knie (°)	Bewegingsrange motor (°)	Verschil in bewegingsrange (°)
Posterior van de laterale epicondyl	120	139	19
	120	139	19
In de buurt van de laterale epicondyl	120	131	11
	126	134	8
Anterior van de laterale epicondyl	104	110	6
	112	115	3
Verder anterior van de laterale epicondyl	113	114	1
	113	113	0

De hoekstandsverandering van de motor en de knie komen niet bij alle bewegingen overeen. De laatste kolom 'verschil in bewegingsrange' is weergegeven wat het verschil in hoekstandsverandering is per positionering van de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur. Het lijkt erop dat de hoekstandsverandering van de motor en de knie beter overeenkomen wanneer de rotatie-as van de motor verder naar anterior van de laterale epicondyl van het femur ligt.

Verwacht werd dat de hoekstandsveranderingen overeen zouden komen. Het feit dat dit niet altijd het geval is, kan verklaart worden doordat de hoeken onnauwkeurig bepaald zijn. Enkele factoren die hierbij meespelen:

- De camera kan niet gedurende de hele beweging loodrecht op de rotatie-as van de motor staan;
- Het vlak waar het bovenbeen en onderbeen in bewegen bevindt zich verder van de camera af dan het vlak waar het exoskelet in beweegt.
- De rotatie-as van de motor verplaatst, waardoor deze soms over de markering van de laterale epicondyl van het femur ligt en de markering niet meer goed te bepalen is in Kinovea;
- Er wordt een externe kracht tegen het translatiemechanisme geleverd richting flexie, waardoor het exoskelet verder in flexie kan staan dan de knie door mogelijke rek in de bevestigingsbanden.

Conclusie

Met het exoskelet waarbij het translatiemechanisme is geblokkeerd, is aangetoond dat er, in de lengterichting van het been, verschuiving tussen het exoskelet en bovenbeen en onderbeen optreedt tijdens een flexie-/extensiebeweging. Het toelaten van translaties in het exoskelet zorgt ervoor dat er geen verschuiving meer optreedt tussen het exoskelet en het bovenbeen en onderbeen.

De hoeveelheid translatie die optreedt in het exoskelet, is afhankelijk van de positionering van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur. In tabel 24 is weergegeven dat de positionering van de rotatie-as van de motor ten opzichte van laterale epicondyl van het femur effect heeft op de hoeveelheid verschuiving van het translatiemechanisme in het exoskelet.

Bij een positionering van de rotatie-as van de motor posterior van de laterale epicondyl van het femur treedt er weinig translatie in het exoskelet op. Hoe verder de rotatie-as van de motor ten opzichte van de laterale epicondyl van het femur naar voren geplaatst wordt, hoe groter die translatie in het exoskelet.

10.15 Afstudeerplan

Document projectplan voor een ontwerpproject.

Naam:	Maud Jansen	Michael Kuiken
Studentnummer:	14092859	14086328
e-mail:	maud_jansen26@hotmail.com	mckuiken@gmail.com
Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 12:	vervallen voorwaarde als zij-instromers van BT	
Datum:	20-01-2016	

1. Onderwerp

KIKX - Kinematische Interactie tussen Knie en eXoskelet -

een proof of concept voor verminderde translatie tussen lichaam en exoskelet bij flexie/extensie van de knie

Werkveld: Ergonomie en Revalidatie

Beroepsrol: Ontwerper

Extern project, opdrachtgever:

Project MARCH, Deelnemer aan Cybathlon 2016 Zurich

Jelle Sturkenboom Team Manager

info@projectMARCH.nl // 0623115550

2. Probleemstelling

Aanleiding

In oktober 2016 vindt de eerste Cybathlon plaats; een wedstrijd tussen bionische hulpmiddelen. Project MARCH is een team van technische studenten van de Technische Universiteit Delft, dat deel neemt aan deze Cybathlon in de categorie 'Exoskelet'. Hierbij legt een persoon met een complete dwarslaesie op Th12 (de piloot) een parcours met diverse hindernissen af.

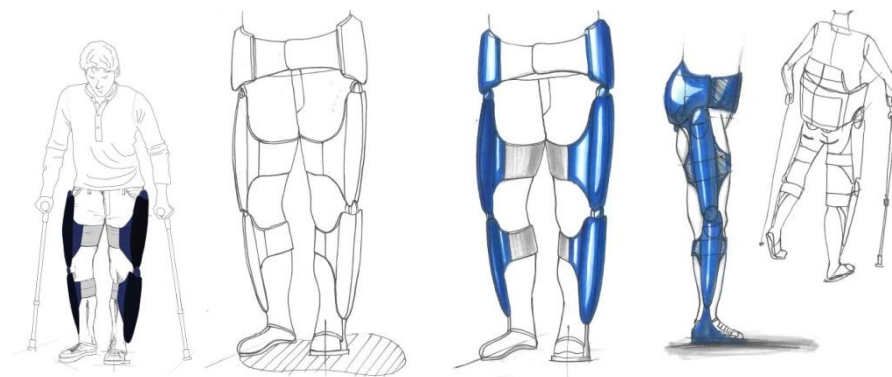
(<http://www.cybathlon.ethz.ch/>)

Voor deze wedstrijd ontwikkelen de studenten van de TU Delft een nieuw exoskelet voor de onderste extremiteit. De hardware en software van dit exoskelet worden gebaseerd op het prototype exoskelet MINDWALKER (Figuur 85), dat binnen een Europees samenwerkingsverband met de TU Delft en Universiteit Twente is ontwikkeld. Het skelet wordt eveneens opnieuw ontwikkeld.

Dit skelet verbindt de gewrichten van het exoskelet aan elkaar en is met een vaste verbinding aan het lichaam verbonden. Per lichaamsegment volgt het skelet de vorm van het lichaam, zoals in figuur 86 is weergegeven. Zo worden bewegingen van de gewrichten van het exoskelet overgedragen aan de gewrichten van de piloot.



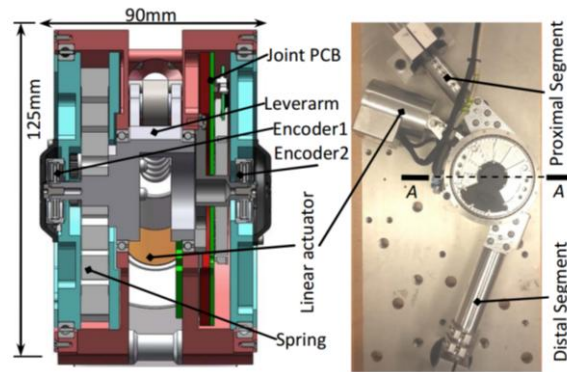
Figuur 85:
MINDWALKER



Figuur 86: Idee schetsen Project MARCH. Illustrator: Latifa Lesmana Hardjo (2015)

Probleemstelling

Wanneer, bij een vaste verbinding op het bovenbeen en onderbeen, bewegingen worden overgedragen van het externe kniegewricht (externe gewricht, figuur 87) op het kniegewricht van de mens (kniegewricht) zullen verschuivingen tussen het skelet en het lichaam optreden en bestaat de kans op druk op laag belastbare plaatsen van het bovenbeen en onderbeen. De verschuivingen ontstaan doordat het externe gewricht een vaste rotatie-as heeft, maar het kniegewricht een centrode, waardoor deze assen gedurende de beweging niet overeenkomen.



Figuur 87: Extern gewricht van de MINDWALKER, waar de externe gewrichten van het exoskelet op gebaseerd zijn. Wang S et al (2014)

Doelstelling

Ontwerp en vervaardig een proof of concept waarbij, met een vaste verbinding op het bovenbeen en onderbeen, bewegingen van het externe gewricht op het kniegewricht kunnen worden overgedragen, zonder dat er verschuivingen tussen het skelet en het lichaam optreden en zonder belasting op laag belastbare plaatsen, waardoor de kans op lichaamschade wordt verminderd.

Oplossing

Door een translatie in het skelet mogelijk te maken, zal de verschuiving tussen het skelet en het lichaam voorkomen kunnen worden. Dit kan door het skelet twee lagen te geven. De binnenste laag (binnenskelet) is gevormd naar belastbare plaatsen van het bovenbeen en onderbeen en zorgt voor de vaste verbinding aan het lichaam. Aan de buitenste laag (buitenskelet) is het externe gewricht bevestigd. Het binnenskelet en het buitenskelet van het bovenbeen en onderbeen kunnen elk in één richting transleren.

Randvoorwaarden

Voor het slagen van deze opdracht wordt er nauw samengewerkt met het team van Project MARCH. Wij worden een onderdeel van dit team, waarbij wij gedurende de afstudeerperiode regelmatig op de TU Delft werken. Overleg over onder andere de sterkte, bevestiging en oriëntatie van de externe gewrichten en vormgeving van het skelet vindt tijdens de analysefase en ontwerpfase continue plaats.

Om een onderbouwde analyse uit te voeren hebben wij toegang tot wetenschappelijke literatuur en contact met diverse specialisten, zoals revalidatieartsen en fysiotherapeuten van de Sint Maartenskliniek. De benadering van de bewegingsassen van het externe gewricht en het kniegewricht vindt in dit onderzoek alleen het sagittale vlak plaats.

Om het skelet naar het lichaam te vormen, wordt een 1:1 model (positieve mal) vervaardigd van het bovenbeen en onderbeen van de piloot. Afhankelijk van de vervaardigingstechniek is dit een digitaal of een fysiek model. De benodigdheden zoals bijvoorbeeld een 3D scanner of middelen voor het gipsen, zijn hiervoor beschikbaar.

Om de belastbare en laag belastbare plaatsen van het bovenbeen en onderbeen te bepalen en vast te leggen, zijn kennis van deze plaatsen en menselijke anatomie, de piloot en materialen nodig om deze plaatsen vast te leggen.

Wij gebruiken onze eigen computers. Indien nodig maken wij gebruik van een CADprogramma en analyse software van Project MARCH, TU Delft of de Haagse Hogeschool.

De materialen en het gereedschap die nodig zijn voor het vervaardigen van het skelet worden voornamelijk door Project MARCH verstrekt, of er zal in samenwerking met project MARCH naar sponsors worden gezocht.

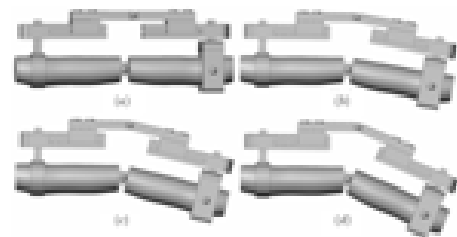
BT relevantie

Binnen dit onderzoek worden het menselijk lichaam en techniek gecombineerd. Onze kennis van het menselijk lichaam zal worden toegepast. Onze kennis over belastbare plaatsen van het menselijk lichaam zal van invloed zijn bij de vormgeving van het binnenskelet.

Daarnaast beschikken wij over technische kennis en inzicht. Wij zijn in staat om sterkteberekeningen en krachtenanalyses uit te voeren en hebben kennis van diverse materialen en vervaardigingstechnieken. Hierdoor zijn wij in staat eisen en wensen op te stellen voor een proof of concept en deze te ontwerpen en te vervaardigen.

3. Vooronderzoek

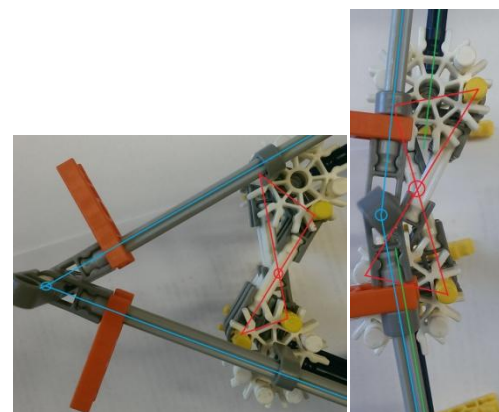
Uit vooronderzoek is gebleken dat de translatie in het skelet niet eerder is toegepast bij een gemotoriseerd extern gewricht, maar wel bij een passief extern gewricht (Cai et al, 2009). Een digitaal model in SolidWorks van dit passieve externe systeem is in figuur 88 weergegeven.



Figuur 88: Passief extern gewricht (Cai et al, 2009)

Voorafgaand aan de uitvoering van het afstudeeronderzoek zijn de benodigde activiteiten tijdens de Cybathlon vastgelegd. Dit zijn onder andere opstaan van uit een stoel en trap oplopen en aflopen. Hieruit is het minimale bewegingsbereik van de knie bepaald. Door het bewegingsbereik van de knie van 0 tot 120 flexie te geven, is het mogelijk om bewegingen tijdens de activiteiten uit te voeren (Walker et al, 2001).

Van K'NEX is een model van een kniegewricht met verplaatsend rotatiecentrum gemaakt, door een gekruist vier stangen stelsel (figuur 89). Op het bovenbeen en onderbeen van het model zijn verschillende bevestigingspunten om een translarend systeem te bevestigen en de translatie te richten. Hiermee is inzichtelijk gemaakt dat de mate van de translatie afhankelijk lijkt te zijn van twee factoren. Ten eerste de afstand tussen de rotatie-assen van het kniegewricht en het externe gewricht, in het sagittale vlak. Hoe groter de afstand tussen de rotatie-assen, hoe groter de gedwongen translatie bij het bewegen. Ten tweede is de ligging van het externe gewricht ten opzichte van het kniegewricht van invloed op de mate van translatie. Een anterieure, posterieure, dorsale of frontale ligging van de rotatie-as van de knie, beïnvloedt de mate van translatie.

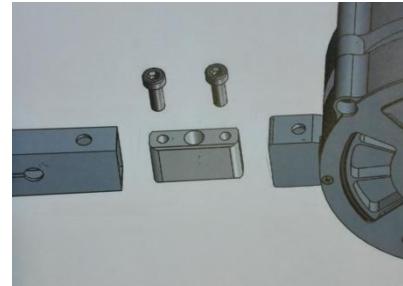


Figuur 89: K'NEX model in flexie (li) en extensie (re)

Door het translatiemechanisme in het skelet van het bovenbeen en onderbeen onafhankelijk van elkaar een plaats en richting te geven, lijkt het mogelijk om de hoeveelheid van de translaties te verminderen. Hierbij is het van belang dat de translatiemechanismen in het skelet van het bovenbeen en onderbeen tijdens het bewegen nooit dezelfde richting hebben. Dit om te voorkomen dat het externe systeem ongecontroleerd zou kunnen gaan transleren.

De centrode van het kniegewricht ligt in de buurt van de onderzijde van de mediale en laterale epicondylen van het femur (Wilson et al, 2000). Door de rotatie-as van het externe gewricht tijdens het bewegen hierop uit te lijnen, zal de hoeveelheid translatie kunnen worden verminderd.

De externe gewrichten (figuur 90) van Project MARCH hebben allemaal dezelfde universele bevestiging. Het buitenskelet wordt hierop bevestigd.



Figuur 90: Universele bevestiging externe gewricht Project March

4. Analyse

In de analysefase worden eisen en wensen opgesteld aan de hand van onderstaande vragen en deelvragen.

- Hoe wordt een vaste verbinding tussen lichaam en binnenskelet gemaakt?
 - Welke plaatsen op het bovenbeen en onderbeen zijn belastbaar op druk en hoe kan druk over het bovenbeen en onderbeen verdeeld worden?
 - o Deductie van laag belastbare plaatsen door literatuuronderzoek en gesprekken met specialisten uit onder andere St. Maartenskliniek Nijmegen
 - Waar moet het bovenbeen en onderbeen belast worden om bewegingen van extern gewricht op kniegewricht over te brengen?
 - o Krachten analyse bij de verschillende activiteiten van Cybathlon.
- Welk mechanisme maakt de translatie tussen het binnenskelet en het buitenskelet mogelijk?
 - Hoe kan er translatie tussen het binnen- en buitenskelet laten plaatsvinden? (wrijvingloos, ruimtebesparend, gewichtbesparend)
 - o Morfologische kaart
 - Hoe sterk moet dit mechanisme zijn?
 - o Krachten analyse en sterkteberekeningen
 - Hoe kan het translatiemechanisme op het binnenskelet en buitenskelet worden bevestigd met de mogelijkheid om de richting en plaats aan te passen?
 - o Morfologische kaart
- Hoe kan het buitenskelet aan het externe gewricht worden bevestigd?
 - o Morfologische kaart

5. Ontwerpfase

Aan de hand van de opgestelde eisen en wensen uit het vooronderzoek en de analysefase zal er een ontwerp worden gemaakt van het binnenskelet en het buitenskelet van het bovenbeen en onderbeen en het translatiemechanisme, met daarbij de bevestiging tussen deze onderdelen en de bevestiging van het externe gewricht aan het buitenskelet.

De vorm van het binnenskelet zal worden ontworpen. De vorm is zowel afhankelijk van de afmetingen en de belastbare plaatsen van het lichaam als de plaatsen waar druk gegeven moet worden om de beweging over te brengen, zoals in de analysefase zijn bepaald.

Bij het ontwerpen van het buitenskelet richten wij ons op de verbinding tussen het translatiemechanisme en het externe gewricht.

De keuze van het ontwerp van het translatiemechanisme en de bevestiging aan het binnenskelet en buitenskelet wordt bepaald door de morfologische kaart te toetsen aan de eisen en wensen met behulp van de kardinale methode.

6. Vervaardigingsfase

Vervaardiging zal voornamelijk op de Haagse Hogeschool of op de TU Delft plaatsvinden. Hiervoor is gekozen omdat hier de benodigde gereedschappen aanwezig zijn.

Er zullen twee lagen vervaardigd worden; het binnenskelet en het buitenskelet. Daarnaast wordt de translaterende verbinding tussen binnenskelet en buitenskelet hiertussen vervaardigd.

Afhankelijk van het ontwerp zal er een fysiek of digitaal model (positieve mal) van het bovenbeen en onderbeen worden gemaakt. Het ontwerp van het binnenskelet zal hierop worden vervaardigd om een vaste verbinding met het lichaam te vormen, waarbij belasting op laag belastbare plaatsen voorkomen wordt.

Omdat dit onderzoek zich voornamelijk richt op de vaste verbinding met het lichaam en het voorkomen van verschuiving is verbinding tussen translatiemechanisme en extern skelet waarschijnlijk de enige eis aan het buitenskelet. Project MARCH zal zich in een later stadium bezig houden met de vormgeving en verdere vervaardiging van het buitenskelet. Afhankelijk van de analysefase en ontwerpfase zal er een bestaand translatiemechanisme worden gebruikt, of er zal een mechanisme worden aangepast of vervaardigd met de machines en gereedschappen die wij tot onze beschikking hebben.

7. Testfase/Evaluatiefase

Er wordt beoordeeld of het ontwerp van het proof of concept voldoet aan de opgestelde eisen en wensen. De belangrijkste eisen zijn gericht op het voorkomen van verschuivingen tussen het skelet en het lichaam, waarbij belasting op laag belastbare plaatsen voorkomen wordt, bij het overbrengen van bewegingen van het externe gewricht op het kniegewricht.

De verschuiving wordt getest door de rand van het binnenskelet van op het bovenbeen en onderbeen af te tekenen bij 0° flexie in het kniegewricht. Na 120° flexie in de knie moet het binnenskelet op dezelfde plaats zitten.

8. Voorlopige literatuurlijst

Ahn, V., Cai, D. (2011). *Contribution à l'étude d'exosquelettes isostatiques pour la rééducation fonctionnelle, application à la conception d'orthèses pour le genou*. Paris: Université Pierre et Marie Curie.

Cai, D., Bidaud, P., Hayward, V. (2009). *Design of self-adjusting orthoses for rehabilitation*. Robotics and Applications: 4. pp. 215-223.

Walker, C.R.C., Myles, C., Nutton, R., Rowe, P. (2001). *Movement of the knee in osteoarthritis*. Journal of bone & joint surgery: vol 83-B, no. 2. pp. 195-198

Wilson, D.R., Feikes, J.D., Zavatsky, A.B., O'Connor, J.J. (2000). *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle*. Journal of Biomechanics: Vol. 33, pp. 465-473.

9. Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

- Aan het eind van de afstudeerperiode zijn wij in staat om efficiënt en planmatig een project uit te voeren en te evalueren.

Organiseren

De afstudeerperiode is zonder stress doorlopen. De planning is tussentijds wat veranderd, maar met de uitloop die ingecalculeerd was, bleef dit allemaal overzichtelijk. Het planmatig en efficiënt werken is dus behaald.

- Aan het eind van de afstudeerperiode zijn wij in staat om bij een model met twee parallelle gewrichten, één centrode en één vaste rotatie-as, de richting van resulterende translaties aan te passen, om de grootte van de translaties te verminderen.

Analyseren

Zoals het prototype aantoont, is het gelukt dit te vervaardigen. De mate van translatie is te verminderen door het translatiemechanisme achter de knie uit te lijnen.

- Aan het eind van de afstudeerperiode zijn wij in staat om te analyseren welke plaatsen op het bovenbeen en onderbeen belastbaar zijn op druk.

Analyseren

Er is een literatuuronderzoek gedaan naar belastbare plaatsen. Er was minder informatie te vinden dan in eerste instantie verwacht werd. Er is alleen informatie gevonden over plaatsen die kwetsbaarder zijn dan andere. Daarom zijn we uitgegaan van laag-belastbare plaatsen. Deze hebben we zo min mogelijk belast. In de tekst is weergegeven welke plaatsen op het lichaam belastbaar zijn en welke niet. Bij het vormgeven van de bovenbeen- en onderbeenschalen is hier rekening mee

gehouden.

- Aan het eind van de afstudeerperiode zijn wij in staat om een ontwerp van een extern skelet te maken met een vaste verbinding aan het bovenbeen en onderbeen, waarbij laag belastbare plaatsen niet belast worden maar wel bewegingen op de knie overgebracht kunnen worden.
Ontwerpen

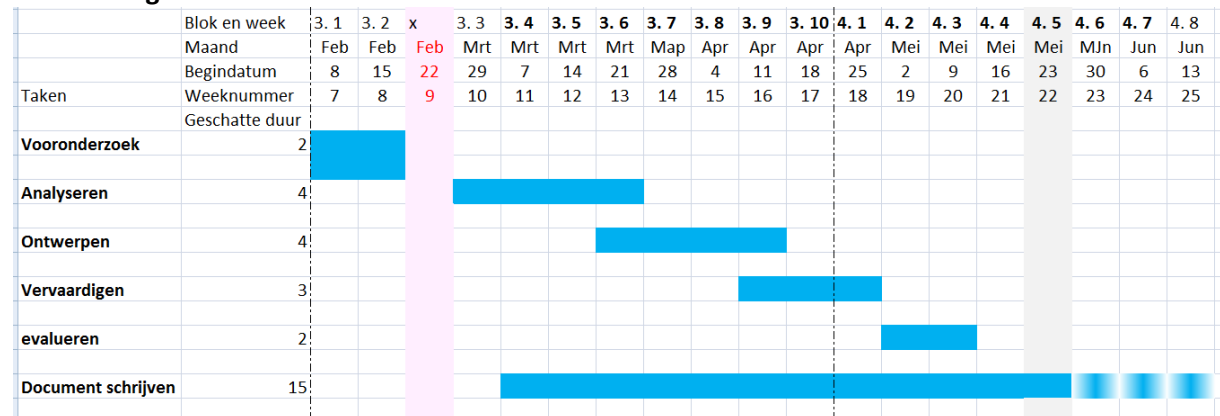
De conclusie toont aan dat we hierin geslaagd zijn. Hierbij is alleen het sagittale vlak geanalyseerd.

Exo-/endorotatie en varus/valgus zijn hierin dus niet meegenomen.

- Aan het eind van de afstudeerperiode zijn wij in staat om een translatiemechanisme te ontwerpen en te vervaardigen dat instelbaar op een skelet kan worden bevestigd.
Ontwerpen

Er is een translatiemechanisme ontworpen en vervaardigd waarbij zilverstalen assen door lineaire kogellagers geleiden. De translaties zijn richting het externe gewricht gepositioneerd.

10. Planning



Figuur 91: Afstudeerplanning

KIKX

Kinematische Interactie
tussen Knie en eXoskelet

Maud Jansen
maud_jansen26@hotmail.com
0618420281

Michael Kuiken
mckuiken@gmail.com
0629282078

Juni 2016

Afstudeerscriptie
Mens en Techniek |
Bewegingstechnologie,
De Haagse Hogeschool

