

Universiteit Twente

Ontwerp elleboogscharnier armorthese

Bacheloropdracht Industrieel Ontwerpen



J. Bijvank
2-8-2010

Dit rapport is bestemd voor:

Hoogleraar: Prof. Dr. Ir. H.F.J.M. Koopman, Prof. Dr. Ir. A. de Boer

Begeleidend docent: Ir. E.E.G. Hekman

Bedrijfsbegeleider: Ir. A. Bergsma

Universiteit Twente

Opleiding IO

Postbus 217

7500 AE Enschede

Tel. (053) 4899111

Flexextension armorthese elleboogscharnier

Bacheloropdracht Industrieel Ontwerpen

Jessika Bijvank s0162795

Datum bachelorexamen: 02-08-2009

Oplage: 1

Aantal bladzijden: 21 (incl. bijlagen: 37)

Aantal bijlagen: 6

Dit rapport is geschreven in het kader van de bacheloropdracht

SAMENVATTING

Het doel van deze bacheloropdracht is het ontwerpen van een elleboogscharnier voor een actieve, draagbare arm orthese, die binnen het Flexension project ontwikkeld wordt. Het ontworpen scharnier sluit aan bij de voorafgestelde eisen en kan geïntegreerd worden in het totale ontwerp.

Er is eerst een marktonderzoek uitgevoerd naar bestaande producten en er is onderzocht welke gegevens nodig zijn om een goed functionerend ellebooggewricht scharnier te ontwerpen. Deze gegevens zijn verzameld door de doelgroep en de anatomie van de elleboog te bestuderen. Vervolgens zijn deze resultaten gebruikt om een productfunctieanalyse en programma van eisen op te stellen. Aan de hand van deze eisen zijn verschillende concepten gegenereerd. Deze concepten zijn getoetst aan het programma van eisen en één ervan is uitgewerkt in een definitief ontwerp. Het definitieve ontwerp is een combinatie van een arm brace en een parallellogram. Het parallellogram zorgt ervoor dat er een moment gecreëerd wordt om de elleboog en de brace dient als interface om het door het parallellogram gegenereerde moment over te brengen op de arm.

SUMMARY

The goal of this bachelor assignment is to help the consortium Flexension develop a active, wearable arm orthosis by designing a elbow hinge which is consistent with the previously determined requirements and can be included in the overall design.

This has been done by starting with a market research to gain insight into existing products and by exploring the information necessary for developing a elbow joint supporting hinge. The data was gathered by analyzing the target group, patients suffering from Duchenne, and the elbow. Then this data was used to develop a product feature analysis and a list of requirements. Different concepts were realised using the product feature analysis and the list of requirements. Subsequently the realised concepts were compared with the list and one of them was chosen to be further developed. The final design is a combination of a brace, or orthosis, and a parallelogram. The parallelogram ensures a momentum and the orthosis ensures the transfer of forces from the parallelogram to the arm.

INHOUD

Inleiding.....	11
Doelstelling	13
Probleemanalyse.....	13
Opdrachtschrijving.....	13
Duchenne spierdystrofie.....	15
De oorzaak	15
Symptomen	15
Problemen in het dagelijks leven	16
Behandeling en therapie	16
Marktonderzoek.....	17
De elleboog	19
De bewegingen	19
Productfunctieanalyse	21
Belanghebbenden	21
Functies	22
Programma van Eisen	23
Conceptuitwerking.....	25
Concept 1	25
Concept 2	28
Het definitief concept	31
Het concept.....	32
Proof of principle	34
Het herontwerp.....	35
Productie en montage.....	37
Conclusies en aanbevelingen	39
Conclusie	39
Aanbevelingen	39
Bibliografie	41
Bijlagen.....	43
Marktonderzoek.....	44
Anatomie van de elleboog	48
Conceptgeneratie.....	51
Uitlijning & balanceren	56
Berekening gemiddelde veer	57

VOORWOORD

Voor u ligt het eindverslag van mijn bacheloropdracht. De afgelopen drie maanden heb ik mijn kennis toegepast om een ontwerp te kunnen realiseren. Dit verslag van het doorgelopen traject vormt samen met een eindpresentatie de afronding van de bacheloropdracht. Daarnaast kunnen geïnteresseerden lezen hoe het ontwerp tot stand is gekomen. Ik maak hierbij graag gebruik van de gelegenheid om mijn bachelorbegeleider Edsko Hekman te bedanken voor zijn begeleiding. Daarnaast wil ik Arjen Bergsma bedanken voor zijn begeleiding als opdrachtgever. Ook wil ik Bart Koopman en Pim de Kok bedanken voor hun tijd en ideeën.

INLEIDING

Duchenne is een progressieve spierziekte, wat betekent dat de fysieke gesteldheid van de patiënt alleen maar achteruit kan gaan. De jongens met Duchenne komen op jonge leeftijd al in een rolstoel terecht en kunnen rond hun vijftiende levensjaar ook hun armen (bijna) niet meer gebruiken. Hierdoor zijn ze erg afhankelijk van directe zorg en wordt er een grote verantwoordelijkheid op de schouders van de ouders en verzorgers gelegd (Duchenne spierdystrofie 2010) (Duchenne spierdystrofie 1999).

Er wordt veel onderzoek gedaan naar een mogelijke geneeswijze voor deze ziekte (Duchenne spierdystrofie 2010). Tot op heden is er echter nog geen oplossing gevonden. Op dit moment wordt de ziekte dus niet bestreden, maar worden de symptomen verlicht. Zo zijn er beenbeugels voor in de eerste fase en rolstoelen voor in de latere fase ontwikkeld die van alle gemakken voorzien zijn. Op deze manier kan de patiënt zich zelf voortbewegen zonder hier hulp voor te hoeven vragen uit zijn of haar omgeving.

Er zijn al tal van oplossingen bedacht voor het verlies van de loopfunctie, maar er is nog (bijna) niet nagedacht over een oplossing voor de armen. Het verlies van de armfunctie is het grootste nadeel volgens enkele Duchenne patiënten en zij zouden die functie dan ook het liefst weer vervuld zien worden. Het Flexextension project richt zich op de ontwikkeling van een armorthese die de armfunctie van mensen met Duchenne ondersteund.

In dit verslag zal een mogelijke oplossingsrichting beschreven worden die zal passen bij de achterliggende gedachte van Flexextension. Vooronderzoek heeft geleid tot een eerste model, waarvan het elleboogscharnier echter niet naar behoren functioneerde. Er zal een focus zijn richting het ontwerpen van een nieuw momentgenererend elleboogscharnier wat het onderwerp van deze bacheloropdracht is.

DOELSTELLING

PROBLEEMANALYSE

Duchenne spierdystrofie, een ernstige erfelijke ziekte die de spieren aantast wat bij één op de vierduizend pasgeboren jongens voorkomt, is tot op het moment nog niet te genezen. Behandeling van de patiënten is vooral gericht op het bestrijden en verlichten van de verschijnselen. Fysiotherapie wordt aanbevolen om de spierzwakte zo goed mogelijk tegen te gaan. Afhankelijk van de individuele behoeften, krijgt het kind specifieke revalidatie (Duchenne spierdystrofie 1999).

Het uitgangspunt van deze bacheloropdracht is het ontwerpen van een nieuw elleboogscharnier dat een moment om de elleboog kan genereren. De opdracht is naar aanleiding van het afstuderen van Arjen Bergsma opgesteld waarin hij een orthese heeft ontwikkeld voor jongens met Duchenne. Het ellebooggewricht in deze orthese functioneerde echter niet naar behoren, waardoor een herontwerp nodig was.

Na een voorstudie in 2008/2009 is er een consortium (Flexextension Foundation) tot stand gekomen tussen de internationale belangenvereniging voor mensen met Duchenne (UPPMD) en diverse onderzoekers verbonden aan vier Nederlandse universiteiten. Flexextension wil ervoor zorgen dat de levenskwaliteit van de mensen die Duchenne hebben verbeterd wordt en hoopt de progressie van de ziekte langzamer te laten gaan. Dit willen ze doen door een actieve draagbare armorthese te ontwikkelen, specifiek voor mensen met Duchenne (Flexextension 2009).

OPDRACHTOMSCHRIJVING

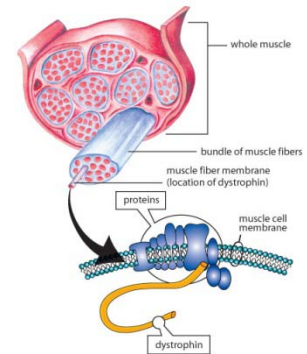
Zoals gezegd is het doel van het Flexextension project het ontwikkelen van een actieve, draagbare armorthese voor ondersteuning van mensen met Duchenne. Randvoorwaarden zijn dat het onder de kleding gedragen kan worden en dat het in staat is een moment te leveren om de arm passief te balanceren. De orthese zal bestaan uit een deel dat rond de romp geplaatst wordt en een deel dat langs/om de arm geplaatst wordt. Het doel van deze opdracht is het ontwerpen van een elleboogscharnier dat opgenomen kan worden in de orthese.

DUCHENNE SPIERDYSTROFIE

De ernstige, erfelijke spierziekte van Duchenne is een spierziekte die de spieren aantast en verzwakt. De aangetaste spieren kunnen op den duur niet meer gebruikt worden. Over het algemeen kunnen alleen jongens c.q. mannen de ziekte krijgen, waarvan de eerste verschijnselen voor het tweede levensjaar vaak al zichtbaar zijn. In Nederland heeft één op de vierduizend pasgeboren jongetjes de spierdystrofie van Duchenne. (Beenakker 2005) (Lukassen 2002) (Duchenne spierdystrofie 2010) (Van der Linden en Claessens 1991)

DE OORZAAK

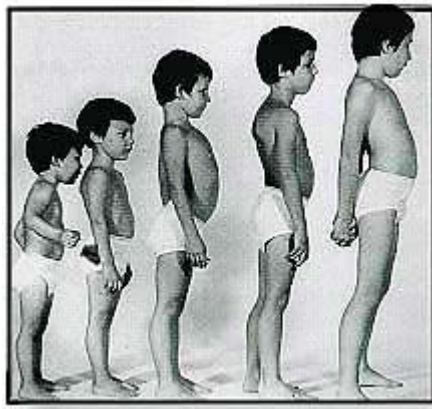
Duchenne wordt gezien als een erfelijke spierziekte, maar in meer dan een derde van de gevallen is er sprake van spontane mutatie in plaats van overerving. De mutatie of overerving vindt plaats op het X-chromosoom waar er een fout in het dystrofinegen zit wat een tekort aan het eiwit dystrofine in de spiercelwand veroorzaakt. Dit eiwit geeft spieren veerkracht en stevigheid, zonder dystrofine beschadigen de spiercellen en sterven ze op den duur af. Duchenne komt niet vaak voor bij meisjes, dit komt doordat als er één X-chromosoom is aangetast er gewoon dystrofine wordt aangemaakt. De kans dat een meisje twee X-chromosomen erft met het defecte gen is heel erg klein. Als er echter sprake is van een zeldzame afwijking van het X-chromosoom, kan ook een meisje spierdystrofie van Duchenne ontwikkelen (Figuur 1). (Beenakker 2005) (Lukassen 2002) (Duchenne spierdystrofie 2010) (Van der Linden en Claessens 1991)



FIGUUR 1 - DYSTROFINE IN CELWAND

SYMPTOMEN

De spierdystrofie Duchenne manifesteert zich al rond het tweede levensjaar. De kinderen gaan vaak laat lopen, meestal pas rond de achttien maanden of nog later. Omdat de beenspieren niet goed functioneren, het lichaam schommelt tijdens het



FIGUUR 2 - SYMPTOMEN DUCHENNE

lopen heen en weer ('waggelgang'). Ook hebben ze moeite met opstaan vanuit hurkzit of vanaf de grond. De kinderen hebben tegenzin in lopen en vallen nogal eens. Ook hebben ze een holle rug en staan ze wat naar voren om zo hun verzwakte beenspieren te kunnen compenseren (Figuur 2). De spieren van met name de bovenbenen en na enkele jaren ook de bovenarmen worden aangetast. De spieren van de nek en de middenrifspier zijn zwak waardoor het uithoudingsvermogen beperkt is. De

oogspieren en de spieren van het slikken en spreken blijven gespaard. In de loop der jaren neemt de spierkracht af en de meesten zitten tussen hun achtste en twaalfde in een rolstoel. Vanaf dat de kinderen in een rolstoel zitten ontstaan vaak

contracturen, dit zijn afwijkingen in de standen van de gewrichten, en soms scoliose (vergroeiing van de rug). Uiteindelijk worden de ademhalingsspieren en de hartspier aangetast. Rond hun twintigste levensjaar kunnen de jongens of meiden meestal niet meer zonder ondersteuning ademen. (Beenakker 2005) (Lukassen 2002) (Duchenne spierdystrofie 2010) (Van der Linden en Claessens 1991)

PROBLEMEN IN HET DAGELIJKS LEVEN

Duchenne is geen pijnlijke ziekte, de zenuwen zijn niet direct betrokken bij de afbraak van de spiervezels. Over het algemeen worden de gladde spieren, zoals van



FIGUUR 3 - JONGEN MET DUCHENNE IN AFRIKA

de blaas en de darmen niet aangetast. Hoewel sommige functies dus vrijwel normaal blijven functioneren is dit niet het geval voor een groot deel van de andere spieren. Naast de fysieke beperkingen heeft dertig procent van de patiënten ook leerproblemen welke vaak in de gebieden concentratie, taal en emotie liggen. De kwaliteit van leven wordt door de patiënten zelf niet lager geacht dan dat van een gezond mens, hoewel ze wel veel problemen ervaren op vooral psychosociaal gebied wat te maken kan hebben met het feit dat ze voor alles hulp moeten vragen. (Bergsma 2009)

BEHANDELING EN THERAPIE

Duchenne spierdystrofie is tot op heden nog niet te genezen, het verloop van de ziekte is onomkeerbaar. De behandeling van de patiënten is vooral gericht op het bestrijden en verlichten van de symptomen. De kinderen worden behandeld vanuit revalidatiecentra die gespecialiseerd zijn in spierziekten, waarbij gericht wordt op lichamelijke en psychosociale ontwikkeling. Tot nu toe is men er op aangewezen om de symptomen te behandelen: oefentherapie tegen verkorting van de spieren, operatief ingrijpen in geval van scoliose of ademhalingsondersteuning bij benauwdheid. (Beenakker 2005) (Lukassen 2002) (Duchenne spierdystrofie 2010)

MARKTONDERZOEK

In de eerste fase van de opdracht is er gekeken naar wat er op dit moment op de markt is wat betreft oplossingen voor het probleem. De huidige producten zijn op te delen in vier categorieën. Namelijk armondersteuning, orthesen, momentaanbrengers en exoskeletten.

Armondersteuning zijn producten die de arm ondersteunen en hiermee het gewicht van de arm opheffen bij de taken die je uitvoert. De Armon (Figuur 28) en de WREX (**Fout! Verwijzingsbron niet gevonden.**) zijn hier voorbeelden van. Deze kunnen beide op de rolstoel gemonteerd worden zodat de gebruiker hem altijd kan gebruiken. De Freeball (Figuur 29) is een armondersteuning voor revalidatiedoeleinden en kan alleen gevonden worden in revalidatiecentra.

Orthesen zijn uitwendig gedragen hulpmiddelen ter correctie van standsafwijkingen of abnormale beweeglijkheid van gewrichten. Door orthesen op een dergelijke manier aan te passen aan de patiënt kan deze gebruikt worden voor extra stevigheid in de arm. De DeRoyal (Figuur 31), Progress elbow hinge splint (Figuur 32) en de Ultraflex (Figuur 34) zijn hier voorbeelden van. De Saeboreach (Figuur 33) gaat nog een stapje verder. Deze orthese kun je 'besturen' door de vingers in de hand samen te knijpen en hiermee de elleboog te buigen of strekken. Een ander concept is die van de Wilmer (Figuur 35) orthese, deze kan in twee standen staan welke gewisseld kunnen worden door je arm 'omhoog te gooien'.

Momentaanbrengers zijn ontworpen voor revalidatie na elleboogblessures. De ADA orthese (Figuur 36) levert bijvoorbeeld een constante extensiekracht en de Comfy orthese (Figuur 37) bevat een scharnier met hierin een veer waardoor het gewicht van de arm enigszins gecompenseerd wordt.

Exoskeletten zijn in eerste instantie ontworpen voor militaire doeleinden (bijv. Sarcos) maar worden steeds meer ingezet voor revalidatie. Met een exoskelet wordt het fysieke kunnen van de mens verbeterd. Voorbeelden van exoskeletten die nu op de markt zijn zijn de Hal-5 (Figuur 38) en het exoskelet van Panasonic (Figuur 39).

Het volledige marktonderzoek inclusief afbeeldingen van de genoemde voorbeelden is te vinden in de bijlage.

DE ELLEBOOG

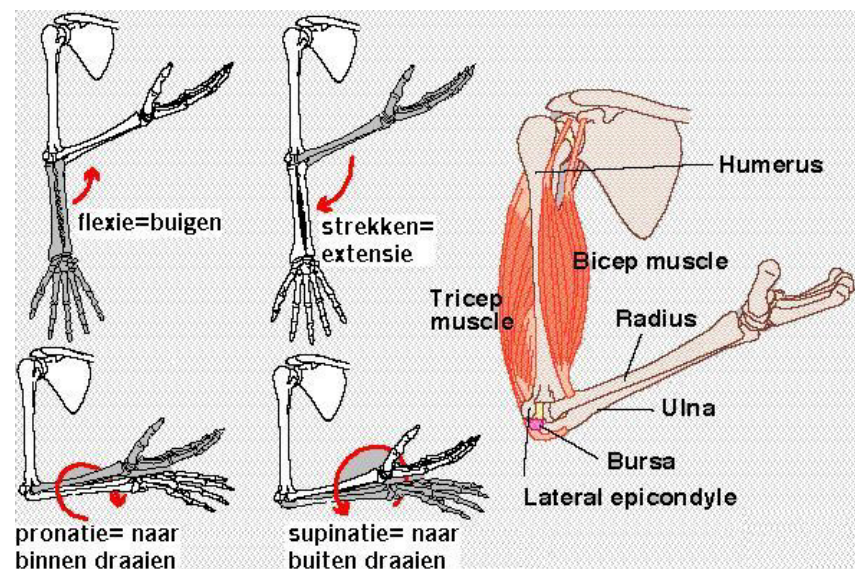
Het doel van deze opdracht is het ontwikkelen van een actieve, draagbare armorthese, waarbij er met de grootste aandacht naar een scharnier voor de elleboog wordt gekeken. Hiervoor is de anatomie en werking van de elleboog uitvoerig bestudeerd (zie ook de bijlage). Door de bewegingen in kaart te brengen kunnen er eisen gesteld worden aan de functies die de orthese moet kunnen volbrengen.

Onze bovenste ledematen zijn flexibele extensies van ons lichaam die ons de kans bieden om naar dingen te reiken en de omgeving te manipuleren. Naast het schoudergewricht is de elleboog het prominentste gewricht. Het ellebooggewricht, of articulatio cubiti, biedt een stabiel en feilloos werkend scharnier welke flexie-extensie en pronatie-supinatie toelaat (Figuur 4). (Marieb en Hoehn 2009)

DE BEWEGINGEN

FLEXIE-EXTENSIE

Flexie is het buigen van de elleboog, dus het naar je toe brengen van de onderarm. De tegenovergestelde beweging is extensie. De mate van flexie en extensie is 0° bij volledige extensie (het kan tot -10° zijn bij hyperextensie) en 140° - 146° bij actieve flexie. De elleboog kan passief tot een hoek van 160° flexeren. (Bergsma 2009) (Platzer 2006) (Schneck en Bronzino 2003) (Van Andel 2008) Bij gestrekte arm wijkt de onderarm licht af naar lateraal (zijwaarts). Deze afwijkingshoek bedraagt 10° - 20° en is bij vrouwen over het algemeen groter dan bij mannen. (Van der Linden en Claessens 1991)



FIGUUR 4 - ELLEBOOG BEWEGINGEN

PRONATIE-SUPINATIE

Bij pronatie en supinatie draait de radius (spaakbeen) om de ulna (ellepijp) (Figuur 4). De bewegingen pronatie en supinatie zijn gedefinieerd vanuit een startpositie waarbij de elleboog een flexie heeft van 90° en de hand parallel aan het transversale vlak ligt met de palm naar boven en de duim naar buiten gedraaid (maximale supinatie). Pronatie is de beweging waarbij de pols zo gedraaid wordt dat de duim naar het midden gebracht wordt. Pronatie en supinatie hebben een maximum van 165°. (Bergsma 2009) (Platzer 2006) (Schneck en Bronzino 2003) (Wu en Van der Helm 2005)

DAGELIJKS LEVEN

De bewegingen die gemaakt moeten worden om de normale dagelijkse activiteiten te volbrengen hebben een minder grote bewegingshoek nodig dan dat wat er maximaal mogelijk is. Er is onderzoek gedaan naar het bewegingsbereik bij verschillende dagelijkse activiteiten (Tabel 1) (Bergsma 2009) (Van Andel 2008).

Bewegingsuitslagen bij dagelijkse activiteiten	
Elleboog flexie	00 ± 05° tot 143 ± 05°
Onderarm pronatie*	35 ± 20° tot 161 ± 16°
Bewegingsuitslagen bij hand naar mond beweging	
Elleboog flexie	45 ± 10° tot 124 ± 01°
Onderarm pronatie*	90 ± 10° tot 120 ± 10°

TABEL 1 – BEWEGINGSUITSLAGEN

*** ANATOMISCHE POSITIE IS ALS UITGANGSPUNT GENOMEN MET PRONATIE 0°**

PRODUCTFUNCTIEANALYSE

“Het doel van een productfunctieanalyse is het productidee verder definiëren en kennis te verzamelen over de doelen die een gebruiker kan hebben met het aanschaffen en het gebruiken van een product. Een product wordt voor een groot deel bepaald door de functies die het kan vervullen. Bovendien levert inzicht in de functies een goede uitgangspositie voor het genereren van productconcepten. “ (Eger, et al. 2004) In de productfunctieanalyse worden achtereenvolgens belanghebbenden, functies en het programma van eisen behandeld.

BELANGHEBBENDEN

Allereerst wordt er gekeken naar de belanghebbenden. Belanghebbenden kunnen in twee groepen opgedeeld worden. Primaire en secundaire belanghebbenden. Primaire belanghebbenden zijn diegenen die het grootste belang bij het product hebben. Secundaire belanghebbenden zijn alle anderen. Wanneer de belanghebbenden in kaart zijn gebracht, dan kan er voor elk van hen nagegaan worden wat het belang en nog veel belangrijker wat de waarde is. (Eger, et al. 2004)

Gebruiker	Primaire/secundaire gebruikers	Belangen	Waarden
Patiënt	Primair	Orthese dragen	Hogere kwaliteit van leven en functioneren
Ouder	Primair	Orthese aantrekken Orthese uittrekken	Hogere kwaliteit van leven en functioneren voor kind en zichzelf
Arts	Secundair	Orthese aanbevelen, functioneren verbeteren	Kwaliteit van leven en functioneren verbeteren voor patiënt
Fysiotherapeut/ Ergotherapeut	Primair	Met orthese trainen, functioneren verbeteren	Meer ADL bewegingen mogelijk voor patiënt
Instrumentenmaker	Secundair	Orthese aanmeten	Product aanpassen aan eisen en gesteldheid patiënt
Familie en vrienden	Secundair	Functioneren verbeteren	Hogere kwaliteit van leven en functioneren voor familielid/vriend
Huisdieren	Secundair	Geen giftige stoffen in de orthese	Niet ziek worden van het product
Verzekering	Secundair	Orthese vergoeden	Kwaliteit van leven en functioneren verbeteren voor patiënt
Ontwerper	Secundair	Orthese ontwerpen	Orthese ontwerpen en gebruiksvriendelijk maken
Producent	Secundair	Orthese produceren	Orthese klaar maken voor instrumentenmaker
Distributeur	Secundair	Orthese verplaatsen	Orthese bij de juiste instelling krijgen
Reparateur	Secundair	Orthese repareren	Langere leeftijd orthese
Recycling	Secundair	Orthese recyclen	Milieubewust

TABEL 2 - BELANGHEBBENDEN

FUNCTIONIES

“Een functie is een specifieke of afgeronde actie die nodig is om een bepaald doel te bereiken” (Blanchard en Fabrycky 1997). Vrijwel elk product heeft meerdere functies gericht op verschillende waarden. Omdat functies moeilijk in één keer te verwoorden zijn wordt er een functieclassificatie gebruikt. (Eger, et al. 2004)

Soort functie	Functie
Primair (Heeft betrekking op de primaire gebruiker)	Arm dragen
	Beweging ondersteunen
	Houding ondersteunen
Secundair (Heeft betrekking op de secundaire gebruiker)	Degeneratie voorkomen
	Contracturen voorkomen
Intern (Wordt door het product zelf verwezenlijkt)	Moment creëren
	Elleboog buigen
Extern (Kan allen gerealiseerd worden door samenwerking tussen het product en de gebruiker)	Orthese verplaatsen
(Technisch) gebruik (Is direct op de gebruiker gericht en vormt de kern van het product)	Orthese dragen
	Orthese aan- / uittrekken
	Massa compenseren
	Kracht op arm overbrengen
	Elleboogmoment opwekken
	Moment afsteunen
Ondersteuning (Nodig voor o.a. distributie, onderhoud, recycling)	Coderingen bevatten
Bedrijfseconomisch (Heeft betrekking op omzet, winst, marktaandeel, continuïteit, capaciteitsbenutting)	Winst maken
Maatschappelijk (Heeft betrekking op de maatschappij)	Milieubewust zijn
	Zelfstandigheid bieden
	Sociale interactie bevorderen

TABEL 3 - FUNCTIES VAN DE ORTHESE

PROGRAMMA VAN EISEN

Het programma van eisen is opgesteld om een helder overzicht te krijgen van wat er allemaal in de orthese aanwezig moet zijn en wat de verdere eisen en specificaties hierbij zijn.

Nr.	Eisen of Wensen	Specificaties
1.	Vooraf vastgestelde eisen	
	De orthese dient onder de kleding gedragen te kunnen worden	De buitenkant van de orthese dient op alle plaatsen niet meer dan 3cm van de arm verwijderd te zijn, er moet een trui overheen kunnen
2.	Eisen met betrekking tot comfort	
	Geen afschuifkrachten op de huid	De afschuifkrachten dienen maximaal ...N te zijn
	Gebied rondom de elleboog moet vrij zijn	De orthese moet op de plek van de elleboog minstens 0,5cm afstand bewaren, ook bij beweging
	Kleine fouten in uitlijning mogen geen problemen opleveren/ Wens: geen uitlijnfouten	Uitlijnfouten van maximaal 2cm moeten geen probleem opleveren voor de werking
	Het raakoppervlak tussen orthese en arm moet minimaal zijn	
	De krachtinspanning moet laag zijn	De benodigde inspanning om de orthese te besturen is maximaal de helft van de benodigde kracht zijn om de eigen arm op te tillen
	Gebruik moet intuïtief zijn	De orthese dient zonder instructie goed gebruikt te kunnen worden
	Aan en uittrekken moet gemakkelijk zijn	De verzorger dient de orthese zonder hulpmiddelen aan te kunnen trekken, binnen 5 min.
3.	Eisen met betrekking tot controle	
	De ondersteuning moet instelbaar zijn	De orthese moet ingesteld worden op verschillende 'niveaus' om zo de eigen spierkracht optimaal te kunnen blijven benutten
	Wens: Aanpassen van ondersteunende krachten moet mogelijk zijn door de gebruiker	De ondersteunende krachten moeten ingesteld kunnen worden, traploos
	Gebruiker moet de manipulatie van de hand kunnen bedienen bij alle dagelijkse activiteiten	De orthese moet toelaten: Elleboogflexie van 0° tot 145° Pronatie* van 15° tot 175°
4.	Eisen met betrekking tot cosmetica	
	Het product moet veilig zijn in gebruik, de gebruiker mag niet gewond raken	De orthese mag geen scherpe onderdelen bevatten waar de gebruiker zich aan kan verwonden
	Scharnieren moeten stil hun werk doen, ook als ze aangedreven of geremd worden	De orthese mag geen geluidsoverlast veroorzaken. Het geluid moet verwaarloosbaar zijn
5.	Overige eisen	
	De orthese moet gemakkelijk schoon te maken zijn	De orthese moet volledig schoon te maken zijn in 10min. zonder daar gereedschap bij te gebruiken
	De orthese voldoet aan de veiligheidseisen	De orthese is goedgekeurd door NEN9999

TABEL 4 - PROGRAMMA VAN EISEN

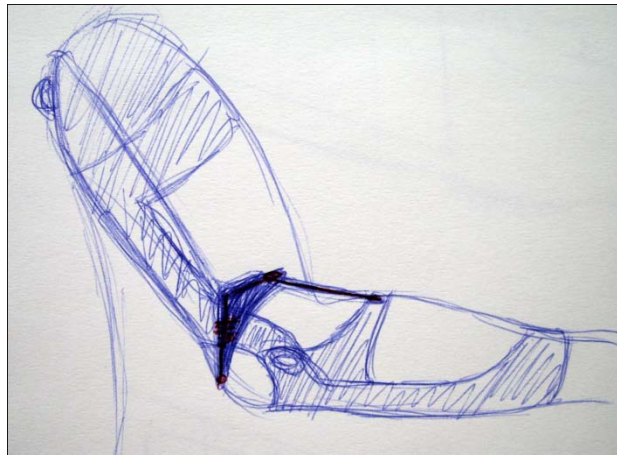
* ANATOMISCHE POSITIE IS ALS UITGANGSPUNT GENOMEN MET PRONATIE 0°

CONCEPTUITWERKING

Om een geschikt ontwerp te kunnen realiseren zijn er concepten gegenereerd welke zullen leiden tot een definitief concept. De opdracht is het ontwerpen van een nieuw elleboog scharnier voor de arm orthese. Er zijn diverse schetsen gemaakt, waaruit uiteindelijk twee concepten gekozen zijn. Een deel van deze schetsen is te vinden in de bijlage.

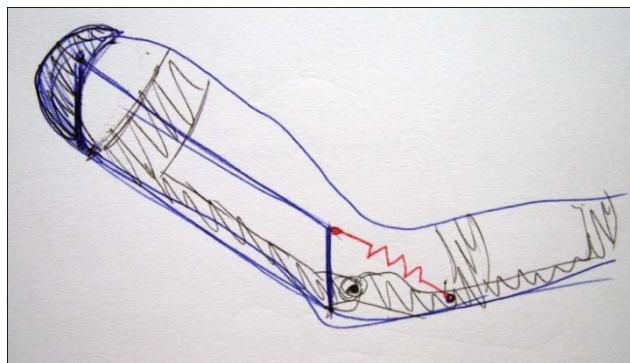
CONCEPT 1

Concept één berust op passief balanceren. Door de arm perfect te balanceren kan het gewicht van de onderarm gecompenseerd worden. Hierdoor zal de gebruiker van de orthese met een minimale krachtinspanning de arm kunnen bewegen en laten functioneren.



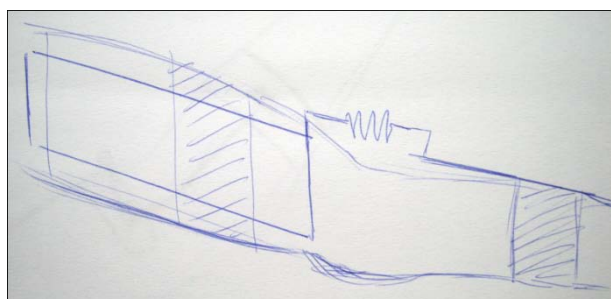
FIGUUR 5 – CONCEPTSCHETS 1.1

Het algemeen idee van een parallelogram langs de bovenarm met een oplossing voor het plaatsen van de veer boven het draaipunt van de arm. (Figuur 5)



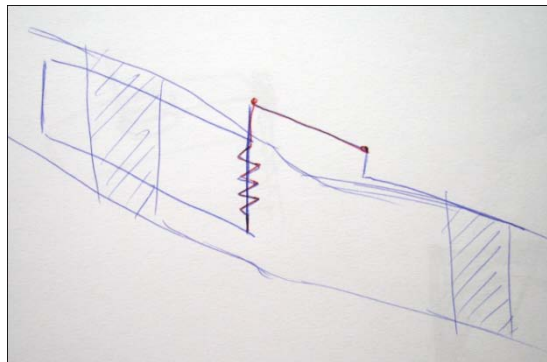
FIGUUR 6 – CONCEPTSCHETS 1.2

De veer is langs de arm geplaatst aan een verticaal blijvend deel bevestigd aan het parallelogram. (Figuur 6) Berust op de theorie die o.a. door Herder beschreven is (Herder 2001) (zie bijlage en Figuur 58)



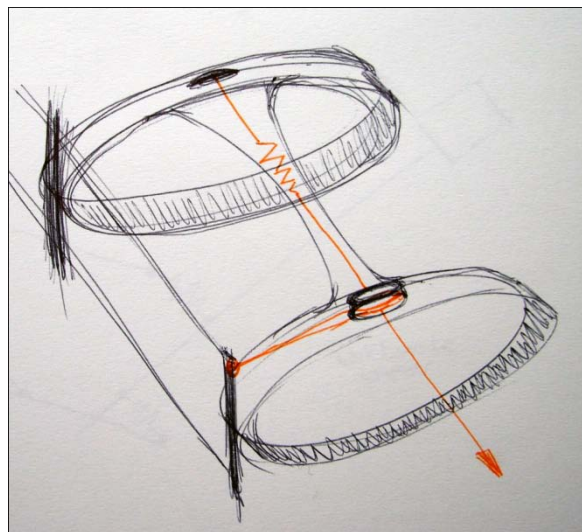
FIGUUR 7 - CONCEPTSCHETS 1.3

Een schematische weergave van het concept om een veer aan een parallelogram en de onderarm te verbinden. (Figuur 7)



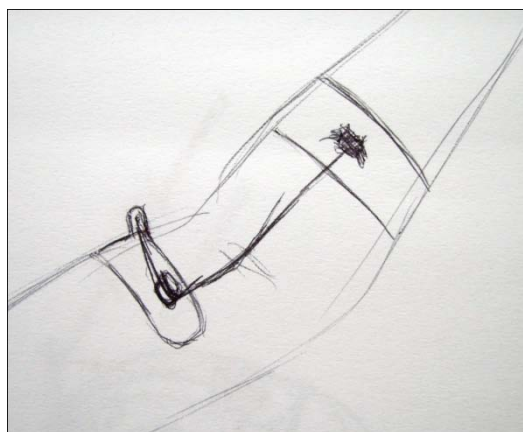
Andere plaatsing van de veer. Kracht van de veer wordt overgebracht met behulp van Bowden kabels. (Figuur 8)

FIGUUR 8 - CONCEPTSCHETS 1.4



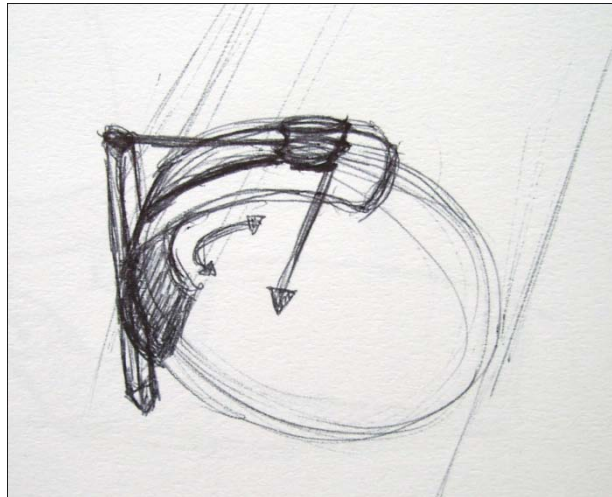
Band wordt over de bovenarm geplaatst om zo de kracht van de veer te kunnen gebruiken om de onderarm op te heffen. (Figuur 9)

FIGUUR 9 - CONCEPTSCHETS 1.5



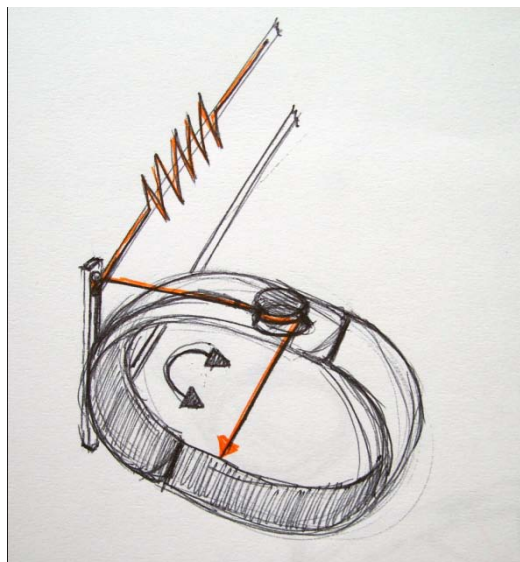
Tekening van de linkerarm waar de veer aan een wordt bevestigd dat aan de bovenarm zit en aan een band die om de onderarm geplaatst is. De veer is hier rechtstreeks tussen de boven en onderarm geplaatst. (Figuur 10)

FIGUUR 10 - CONCEPTSCHETS 1.6



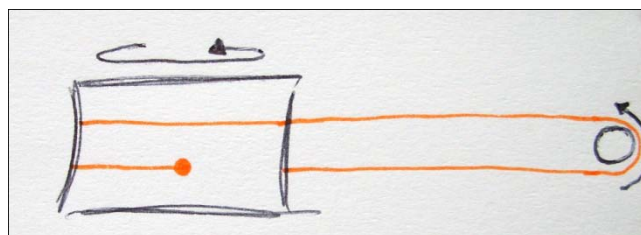
Het deel dat om de bovenarm geplaatst gaat worden. Dit deel moet de mogelijkheid hebben om te draaien ten opzichte van het verticale gedeelte. Dit om rotatie in de arm mogelijk te maken. (Figuur 11)

FIGUUR 11 - CONCEPTSCHETS 1.7



De band die om de bovenarm geplaatst wordt volledig uitgetekend. Bovenop de band komt een soort van katrol welke de bowdenkabel in de goede richting leidt. (Figuur 12)

FIGUUR 12 - CONCEPTSCHETS 1.8

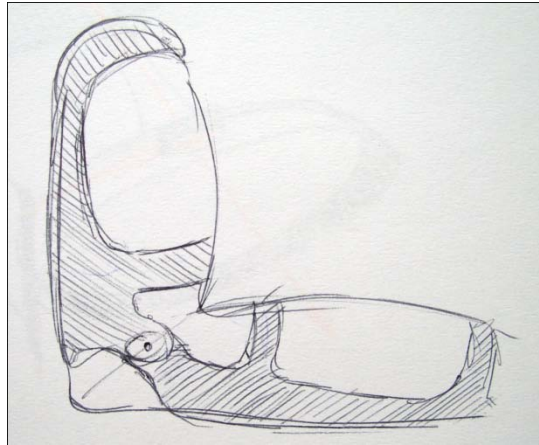


De katrol, gezien van voren. (Figuur 13)

FIGUUR 13 - CONCEPTSCHETS 1.9

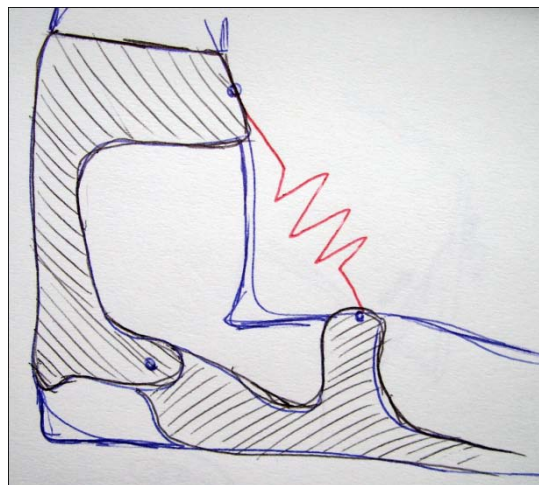
CONCEPT 2

Concept twee berust op onderarm gewichtscompensatie door middel van een gemiddelde veer. Een gemiddelde veer is een veer dat het gewicht van de arm bij benadering passief balanceerd. Door de arm met een gemiddelde veer te balanceren kan het gewicht van de onderarm deels gecompenseerd worden. Hierdoor zal de gebruiker van de orthese met een kleine krachtinspanning de arm kunnen bewegen en laten functioneren. De berekening van de gemiddelde veer staat in de bijlage.



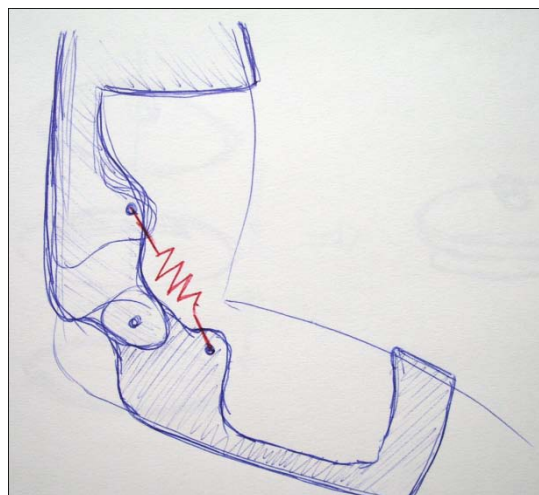
De basisorthese voor het bevestigen van de gemiddelde veer. (Figuur 14)

FIGUUR 14 - CONCEPTSCHETS 2.1



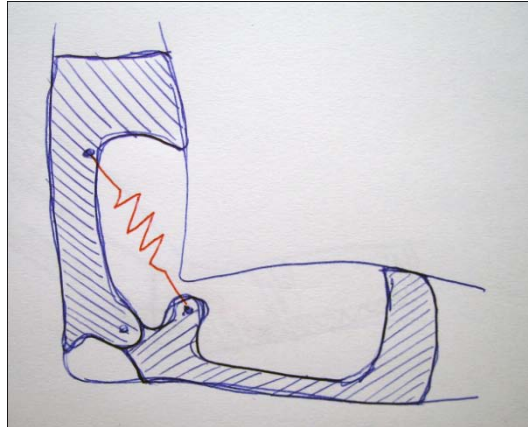
De gemiddelde veer aan de bovenarm en de onderarm bevestigen. In deze schets kunnen de aanhechtingpunten van de veren niet tegen elkaar aan komen te liggen. Hiervoor wordt de veer verlengd met een Bowdenkabel zodat de lengte 0 kan worden. Probleem hierbij is dat de veer in de weg gaat zitten wanneer de arm gebogen wordt. (Figuur 15)

FIGUUR 15 - CONCEPTSCHETS 2.2



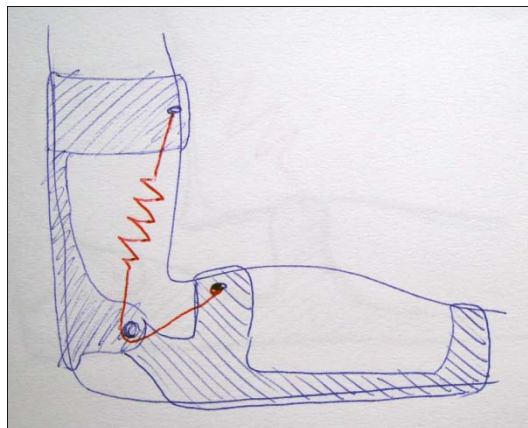
De veer zal niet meer in de weg zitten bij elleboogflexie, hij zal echter wel sterker moeten zijn aangezien de arm verkleind is. (Figuur 16)

FIGUUR 16 - CONCEPTSCHETS 2.3



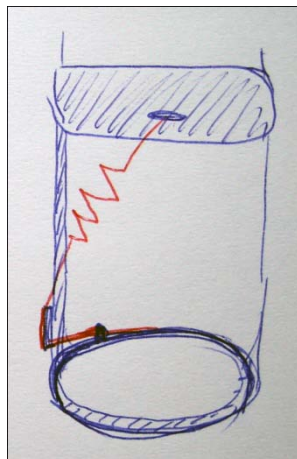
De arm van het moment dat de veer moet leveren is vergroot. Ook zit er geen band meer bovenaan de onderarm wat meer comfort kan leveren. (Figuur 17)

FIGUUR 17 - CONCEPTSCHETS 2.4



De veer is weer aan de voorkant van de bovenarm geplaatst waarna hij via de elleboog naar de bovenkant van de onderarm loopt. Dit is gedaan om een grotere weg voor de veer te creëren met behulp van Bowdenkabels. (Figuur 18)

FIGUUR 18 - CONCEPTSCHETS 2.5



Vooraanzicht bovenstaand idee. (Figuur 19)

FIGUUR 19 - CONCEPTSCHETS 2.6

HET DEFINITIEF CONCEPT

Het definitieve concept (Figuur 20, Figuur 21) is tot stand gekomen uit de concept-generatie en de uitwerking van de concepten. Het definitieve ontwerp bestaat uit een orthese welke je om je arm hebt en een parallellogram dat hierop gemonteerd is. Het ontwerp berust op het principe van perfect balanceren (Herder 2001).



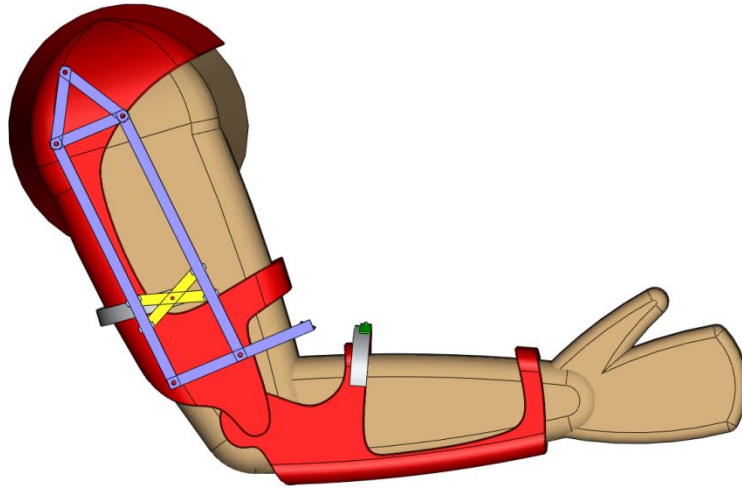
FIGUUR 20 - DEFINITIEF CONCEPT



FIGUUR 21 - DEFINITIEF CONCEPT, FERRARIROOD

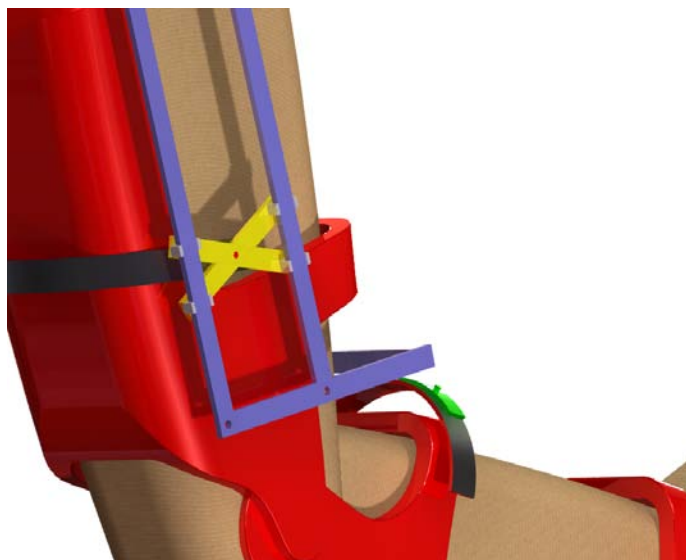
HET CONCEPT

Het concept bestaat uit vijf delen die los van elkaar te beschouwen zijn. Ten eerste is er de eigenlijke orthese (in het rood) (Figuur 22) dat om de arm geplaatst wordt en dat een scharnierpunt heeft op de plek van de elleboog.



FIGUUR 22 - SCHEMATISCHE WEERGAVE ONTWERP

Ten tweede is er het parallellogram (in het blauw) dat naast de arm geplaatst zal worden om zo het gewenste moment te kunnen leveren. Het gele onderdeel, het kruis (Figuur 23), is het deel dat ervoor zorgt dat de kracht die het parallellogram levert overgedragen kan worden op de orthese en dus op de arm. Achter de orthese langs loopt een band (grijs) waarover het kruis zich kan bewegen. De band heeft een radius waardoor het kruis soepel over de orthese kan lopen en zo dus het parallellogram op zijn plek houdt. Deze zelfde oplossing is gekozen voor het aanhechtingspunt van de veer op de onderarm. Ook om de onderarm loopt een band (grijs) waarover het groene deel kan bewegen zodat de kracht van de veer ook bij pronatie en supinatie goed overgebracht kan worden. Als laatste is er de veer, welke gespannen wordt tussen het parallellogram en het groene deel.



FIGUUR 23 - HET GELE KRUIS

DE ORTHESE



FIGUUR 24 - DE ORTHESE

zullen in combinatie met het parallellogram of het aanhechtingspunt op de onderarm een soort lagerfunctie vervullen. Zo wordt er soepel bewogen zonder dat er iets aangepast moet worden bij bijvoorbeeld pro- en supinatie of endo- en exorotatie.

De orthese (Figuur 24) is het gedeelte van de armondersteuning dat om de arm geplaatst zal worden. Hij bestaat uit twee delen die bij de elleboog om elkaar heen scharnieren. Beide delen bevatten ook een band waarover het parallellogram en het aanhechtingspunt van de veer kunnen bewegen. Aan het bovenarmgedeelte ligt dit deel horizontaal en aan het onderarmgedeelte ligt deze om de onderarm heen. Beide hebben een radius zodat het bewegende deel zonder teveel moeilijkheden hier overheen kan bewegen. De banen op de orthese

HET PARALLELLOGRAM



FIGUUR 25 - HET PARALLELLOGRAM

kruis te zien. Dit kruis heeft de functie het moment dat het parallellogram opwekt over te brengen op het orthesegedeelte. Aangezien de twee lange staven in het parallellogram parallel staan maar zich niet altijd op dezelfde afstand van elkaar bevinden heeft het kruis in het midden een scharnierpunt en bewegen de 'grijpertjes' over de staven. Op de plaats waar het scharnierpunt zit in het kruis is hij ook bevestigd aan het orthesegedeelte. Op deze manier kan de kracht van het parallellogram via het kruis overgebracht worden op de orthese.

Het parallellogram (Figuur 25) is het gedeelte van de armondersteuning dat op de orthese geplaatst zal worden. Hij bestaat uit meerdere aluminium staven die op de eindpunten aan elkaar bevestigd zijn. De staaf Links bovenin Figuur 25 zal aan het schoudergedeelte bevestigd worden. Deze verbinding zal star zijn. Hierdoor zal de staaf rechts onderin altijd een positie behouden zodat het aanhechtingspunt van de veer zo goed mogelijk boven het draaipunt van de arm blijft. Dit is nodig om de armondersteuning nagenoeg perfect te kunnen balanceren. Het aanhechtingspunt van de veer is te vinden bij het uitstulpinkje op de staaf rechts onderin. In figuur 25 is ook een

PROOF OF PRINCIPLE

Het principe is getest door middel van een proof-of-principle model. Het model is gemaakt met plaatstaal, PVC-buis, hout en een verzameling van bouten en moeren. Hij is bevestigd aan een arm van een skelet welke is omwikkeld met isolatiemateriaal en Duct tape (Figuur 26, 27 & 28).



FIGUUR 26 - PROTOTYPE IN VERTICALE STAND



FIGUUR 27 - PROTOTYPE IN HORIZONTALE STAND 1



FIGUUR 28 - PROTOTYPE IN HORIZONTALE STAND 2

Het proof of principle is gemaakt om te testen of het ophangpunt van de veer die aan de onderarm bevestigd is boven het draaipunt in de elleboog blijft. Uit de tests is gebleken dat dit bijna altijd het geval is. Alleen op de momenten dat de arm in een verticale positie wordt gebracht (Figuur 1) zal het ophangpunt van de veer voor het draaipunt hangen. Dit heeft onder andere te maken met het feit dat je bovenarm zich op de plaats bevindt waar het ophangpunt zich zou moeten bevinden.

HET HERONTWERP

Naar aanleiding van het prototype is er een herontwerp gemaakt. Na nog eens goed naar het ontwerp gekeken te hebben bleek er een simpelere oplossing te zijn voor het kruis wat zich tussen de twee lange staven aan de bovenarm bevindt. In het herontwerp zal dit kruis volledig verdwenen zijn en zal het deel wat zich om de bovenarm bevindt vastgemaakt zijn aan de onderste/achterste van de twee staven. Omdat het kruis is verdwenen zal de veer anders gespannen worden (Figuur 4 & 5). Dit herontwerp is ten eerste een simpeler ontwerp en het opspanpunt van de veer ligt bij dit ontwerp beter boven het draaipunt in de elleboog.



FIGUUR 29 - HERONTWERP PROTOTYPE 1



FIGUUR 30 - HERONTWERP PROTOTYPE 2

Naar aanleiding van een veranderend proof of principle is er een herontwerp gemaakt van het hele ontwerp. Het kruis is uit de orthese verdwenen waardoor zowel de productie als het aantrekken van de orthese vergemakkelijkt worden.



FIGUUR 31 - SOLIDWORKSMODEL HERONTWERP

PRODUCTIE EN MONTAGE

Aangezien de orthese ook geproduceerd moet gaan worden is er gekeken naar de manier waarop ortheses op dit moment geproduceerd worden. Hiervoor is een interview afgenomen met John John de Koning. Hij is verantwoordelijk voor het aanmeten en ontwikkelen van orthopedische hulpmiddelen bij Roessingh Revalidatie techniek. De samenvatting van het interview is te vinden in de bijlage.

De orthese die om de arm geplaatst wordt zal uit twee delen bestaan. Een brace welke om de arm geplaatst wordt, en het parallellogram welke het moment moet leveren om het gewicht van de arm (deels) te compenseren. Beide onderdelen bestaan uit verschillende materialen en zullen op een verschillende manier geproduceerd worden.

DE ORTHESE EN HET PARALLELLOGRAM

De orthese welke om de arm geplaatst wordt zal op een dezelfde manier geproduceerd worden als de orthesen die op dit moment bij het Roessingh verschaft worden, een standaardbrace voor de elleboog zou ook een optie kunnen zijn. Er zal een gipsen afgietsel gemaakt worden van zowel de boven als onderarm welke gebruikt zal worden om een positieve afdruk te maken van de arm. Deze afdruk kan dan gebruikt worden om een replica van de arm te maken. De brace, bestaande uit metaal en/of koolstofcomposieten, zal om deze arm gemonteerd worden zodat hij de goede afmetingen krijgt alvorens hij naar het naaiatelier gaat zodat er stof omheen kan. Wanneer de pasvorm na een aantal dagen dragen in orde is bevonden wordt de brace afgewerkt.

Het parallellogram welke op de orthese gemonteerd zal worden bestaat voor het grootste deel uit aluminium. Er is voor aluminium gekozen omdat het een sterk maar vooral licht materiaal is. Het aluminium wordt op maat gemaakt door middel van lasersnijden of frezen. Aangezien er maar een kleine hoeveelheid maar wel veel verschillende onderdelen geproduceerd moeten worden hebben lasersnijden en frezen de voorkeur. Lasersnijden en frezen hebben namelijk als belangrijk voordeel de hoge flexibiliteit. Door het wijzigen van een NC-programma is zeer snelle aanpassing van de productgeometrie mogelijk. De bedrijfskosten van lasersnijden zijn door het relatief hoge energieverbruik en de noodzakelijke zuivere gassen relatief hoog, daarom moet er bij lasersnijden beperkt worden tot kleine series. De montage van het parallellogram wordt gedaan met verbindingselementen. De elementen die gebruikt zullen worden zullen pen-gatverbindingen zijn, waarbij een in een gat gestoken of gedreven pen de verbinding tot stand brengt. De afzonderlijke staven van het parallellogram zullen door plastische vervorming verbonden worden. Er zullen klinknagels of popnagels op de scharnierpunten geplaatst worden, zo kan er nog gescharnierd worden maar kan het parallellogram niet uit elkaar gehaald worden. (Kals, et al. 2007) Verdere montage zal door het revalidatiecentrum worden gedaan. Zij zullen een soort bouw pakket aangeleverd krijgen dat zij naar wens van de patiënt in elkaar kunnen zetten. Op deze manier kan de orthese naar wens op maat gemaakt worden.

CONCLUSIES EN AANBEVELINGEN

CONCLUSIE

Het doel van deze bacheloropdracht was het ontwerpen van een elleboogscharnier voor een actieve, draagbare armorthese die een moment kon opwekken om op deze manier het gewicht van de onderarm te kunnen compenseren. Het definitieve concept is in staat de arm nagenoeg te balanceren door gebruik te maken van een veer welke zijn aanhechtingspunten heeft op een parallellogram welke parallel loopt aan de bovenarm en op een band om de onderarm. Deze veer zorgt voor een moment zodat het gewicht van de arm nagenoeg gecompenseerd wordt. De orthese bestaat uit vijf delen; de brace, het parallellogram, het kruis en de band over de onderarm en de veer.

AANBEVELINGEN

Enkele punten waar nog meer onderzoek naar gedaan moet worden.

- Productiemethoden voor de orthese zijn nog niet geoptimaliseerd. Door hier een gerichte studie naar te doen zal de orthese waarschijnlijk een stuk goedkoper te produceren zijn. Een schatting van het huidige kostenplaatje is nog niet gemaakt.
- Het schoudergewricht van de orthese moet nog zodanig ontworpen worden dat het parallellogram er aan bevestigd kan worden. Wanneer dit niet mogelijk is moet er een herontwerp van de orthese of van het parallellogram worden gemaakt.
- De bevestigingsmethode van 'het kruis' aan het parallellogram is nog niet gedefinieerd. Dit zal in verdere stadia nog uitgezocht moeten worden.
- De bevestigingsmethode van 'het kruis' aan de brace is nog niet gedefinieerd. Dit zal in verdere stadia nog uitgezocht moeten worden.
- Het huidige ontwerp past niet onder niet ruim zittende kleding. Er zal nog meer onderzoek gedaan moeten worden naar oplossingen die beter aan de eisen voldoen.

BIBLIOGRAFIE

ADA flex solutions elbow extension orthosis. n.d. <http://www.abledata.com/> (accessed April 13, 2010).

Armondersteuning, Armon. n.d. <http://www.handy-wijzer.nl/viewproduct.asp?OID=253070> (accessed April 13, 2010).

Beenakker, E.A.C. „Duchenne muscular dystrophy quantification of muscular parameters and prednisone therapy.” *Website van Rijksuniversiteit Groningen*. 2005. <http://irs.ub.rug.nl/ppn/271439343> (geopend April 12, 2010).

Bergsma, A. *Design of a wearable arm support with passive gravity compensation*. MSc scriptie, Enschede, NL: University of Twente, 2009.

Blanchard, B.S., and W.J. Fabrycky. *Systems engineering and analysis*. Upper Sadle River: Prentice-Hall, 1997.

Comfy Spring loaded goniometer elbow orthosis. n.d. http://www.assistireland.ie/eng/products_directory/orthoses/elbow_supports/progressive_elbow_splints_orthoses/ (accessed April 13, 2010).

DeRoyal medical products. n.d. <http://www.deroyal.com/medicalproducts/default.aspx?div=PC#&&div=PC&cat=PC-Bracing&prod> (accessed April 13, 2010).

Duchenne spierdystrofie. 2010. http://vsnl.nl/spierziekten/diagnose.php?diagnose_id=18 (accessed April 12, 2010).

Duchenne spierdystrofie. 1999. www.duchenne.nl (accessed Juni 12, 2010).

Eger, A., M. Bonnema, E. Lutters, and M. van der Voort. *Productontwerpen*. Utrecht: Uitgeverij LEMMA BV, 2004.

Flexextension. 2009. <http://www.flexextension.nl/> (accessed 14 Juni, 2010).

Herder, J. *Energy free systems, theory, conception and design of statically balanced spring mechanisms*. Ponsen en looijen bv, 2001.

Inflatable exoskeleton. 2007. <http://boingboing.net/2007/02/16/inflatable-exoskelet.html> (accessed April 13, 2010).

JAECO WREX Product Line. n.d. <http://jaecoorthopedic.com/products/products/WREX:-Wilmington-Robotic-Exoskeleton-Arm.html> (accessed April 13, 2010).

Kals, H.J.J., Cs. Buiting-Csikós, C.A. van Luttervelt, K.A. Moulijn, J.M. Ponsen, and A.H. Streppel. *Industriële productie, het voortbrengen van mechanische producten*. Den Haag: Sdu Uitgevers bv, 2007.

Lukassen, H. *Spierziekten*. Baarn, NL: Uitgeverij de Kern, 2002.

Marieb, E.N., and K. Hoehn. *Human anatomy and physiology*. San Fransisco, USA: Pearson Education, 2009.

Platzer, W. *Sesam atlas van de anatomie / 1 Het bewegingsapparaat*. Baarn, NL: ThiemeMeulenhoff bv, 2006.

Progress Elbow hinge splint. n.d. http://www.assistireland.ie/eng/Products_Directory/Orthoses/Elbow_Supports/Progressive_Elbow_Splints_Orthoses/Progress_Elbow_Hinge_Splint.html (accessed April 13, 2010).

Robot suit HAL. <http://www.cyberdyne.jp/English/robotsuithal/index.html> (accessed April 13, 2010).

Sarcos. <http://en.wikipedia.org/wiki/Sarcos> (accessed juni 17, 2010).

Schiele, A, and C.T. Van der Helm. "Kinematic Design to Improve Ergonomics." *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 2006: VOL. 14, NO 4.

Schneck, D.J., and J.D. Bronzino. *Biomechanics, principles and applications*. Boca Raton, FL: CRC Press, 2003.

Stienen, A. "Nieuwe twentse robots zorgen voor vergaande fysiotherapie." *Website van UTwente*. 2009.

<http://www.health.utwente.nl/nieuwsarchief/revalidatierobot.doc/> (accessed April 13, 2010).

Ultraflex components. n.d.

<http://www.ultraflexsystems.com/components/compbyaxis.htm> (accessed April 26, 2010).

Van Andel, C.J. "Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks." *Elsevier*, 2008: 120-127.

Van der Linden, A.J., and H. Claessens. *Leerboek orthopedie*. Houten: Bohn Stafleu Van Loghum BV, 1991.

What is the SaeboReach? n.d. <http://www.saebo.com/products/saeboreach/> (accessed April 13, 2010).

Wilmer Elbow Orthosis. n.d. <http://www.rslsteeper.com/orthotics/orthotic-products/ambroise-products/wilmer-elbow-orthosis> (accessed April 13, 2010).

Wisse, B.M., W.D. Van Dorsser, R Barents, and J.L. Herder. "Energy-Free Adjustment of Gravity Equilibrators Using the Virtual." *International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007.

Wu, G., and F. Van der Helm. "ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion." *Journal of Biomechanics*, 2005: 981-992.

BIJLAGEN

MARKTONDERZOEK

Om een idee te krijgen van wat er op dit moment op de markt is qua oplossingen is er een marktonderzoek gedaan. De resultaten hiervan zijn hieronder weergegeven.

ARMONDERSTEUNINGEN

Een armondersteuning is een apparaat welke de arm ondersteunt. De gebruiker moet zelf de benodigde spierkracht leveren om de arm te kunnen bewegen.

ARMON

De Armon is een armondersteuning met een veercompensatiemechanisme, dat het gewicht van je arm compenseert. De Armon is ontworpen om mensen weer zoveel mogelijk zelfstandigheid te geven. Veiligheid, gebruiksgemak en functionaliteit staan voorop. De Armon is eenvoudig van de rolstoel te verwijderen en de armleuning kan blijven zitten. (Figuur 28) (Armondersteuning, Armon n.d.)



FIGUUR 32 - ARMON



**FIGUUR 33 -
FREEBAL**

FREEBAL

De Freebal is een gespecialiseerd gewichtsondersteuningssysteem voor revalidatiedoeleinden. Een gewichtsondersteuningssysteem is een systeem dat het gewicht van de eigen arm compenseert. Het apparaat is niet zo complex en heeft een relatief groot bewegingsbereik. (Figuur 29) (Stienen 2009)

WREX

WREX (Wilmington Robotic Exoskeleton) is een armondersteuning welke de bewegingsmogelijkheid in patiënten met neuronmusculaire beperkingen in de bovenste extremiteit verhoogt. De WREX kan op de rolstoel gemonteerd worden. (Figuur 30) (JAECO WREX Product Line n.d.)



FIGUUR 34 - WREX

ORTHESES

Ortheses zijn uitwendig gedragen hulpmiddelen ter correctie van standsafwijkingen of abnormale beweeglijkheid van gewrichten of de werkvelkolom.



FIGUUR 35 - DEROYAL

DEROYAL POST OP ELBOW BRACE

De braces van DeRoyal zijn ontwikkeld voor mensen die een elleboogcorrigerende operatie hebben ondergaan. De brace bestaat uit twee delen die om de onder en bovenarm zitten en een scharnier ertussen die afgesteld kan worden op weerstand en een toegestane hoek. (Figuur 31) (DeRoyal medical products n.d.)

PROGRESS ELBOW HINGE SPLINT

De hinge splint elleboog brace staat een bepaalde bewegingsvrijheid toe maar kan ook vast gezet worden zodat er geen bewegingsvrijheid meer overblijft. Dit wordt gerealiseerd door twee scharnieren met schroeven aan te draaien. (Figuur 32) (Progress Elbow hinge splint n.d.)



FIGUUR 36 - PROGRESS ELBOW HINGE SPLINT



FIGUUR 37 - SAEBOREACH

SAEBOREACH

De Saeboreach is ontworpen voor mensen met neurologische beperkingen in de hand en onderarm. Hij bestaat uit een deel voor de hand en een deel om de bovenarm. Door je hand te bewegen kan er elleboogflexie en extensie gecreëerd worden. Doordat de hand de energie opwekt voor de beweging is er geen energiebron nodig. Deze beweging kan ook opgewekt worden wanneer er bijna geen kracht meer in de hand aanwezig is. (Figuur 33) (What is the SaeboReach? n.d.)

ULTRAFLEX

Door het toepassen van een orthese met Ultraflex correctie componenten voor de pols en de arm wordt de behandeling van dynamische corrigeerbare contracturen mogelijk. Ultraflex bestaat uit een scharnier en een gepatenteerde krachteenheid voorzien van een instelbaar veerelement. (Figuur 34) (Ultraflex components n.d.)



FIGUUR 38 - ULTRAFLEX



FIGUUR 39 - WILMER

WILMER

De Wilmer elleboog orthese is voor patiënten die niet functionerende spieren hebben rondom de elleboog. De orthese is intuïtief te gebruiken en wordt nu al 25 jaar in Nederland met succes toegepast. (Figuur 35) (Wilmer Elbow Orthosis n.d.)

MOMENTAANBRENGERS

Momentaanbrengers zijn een soort ortheses. Het verschil is echter dat deze ortheses een moment rond de elleboog aanbrengen. Dit kan zijn om bepaalde bewegingen te beperken of om andere bewegingen juist toe te laten.



FIGUUR 40 - ADA

ADA FLEX SOLUTIONS ELBOW EXTENSION ORTHOSIS

De ADA is ontwikkeld voor mensen met elleboogflexie contracturen. De brace zorgt voor een actieve seriële behandeling van elleboogflexie contracturen door voor een gelijkmatige extensiekracht te zorgen. (Figuur 36) (ADA flex solutions elbow extension orthosis n.d.)

COMFY SPRING LOADED GONIOMETER ELBOW ORTHOSIS

De comfy spring loaded goniometer elbow orthosis is ontworpen voor de progressieve behandeling van elleboogblessures. De brace is erop gericht om bepaalde draaiingen te ondersteunen en om de arm in de gewenste positie te houden. Het scharnier bevat een veer waardoor het gewicht van de arm enigszins gecompenseerd wordt. (Figuur 37) (Comfy Spring loaded goniometer elbow orthosis n.d.)



FIGUUR 41 - COMFY

EXOSKELET

Een exoskelet is een uitwendig skelet dat ter bescherming dient van het lichaam. Een robotisch exoskelet verbeterd het fysieke kunnen van de mens.

HAL-5

HAL (Hybrid Assistive Limb) is een exoskelet/ robotpak wat het fysieke kunnen van de mens verbeterd. Door middel van signalen die verstuurt worden door de hersenen wordt het pak aangestuurd. Er wordt verwacht dat HAL ingezet gaat worden bij rehabilitatie en fysieke training. (Figuur 38) (Robot suit HAL sd)



FIGUUR 42 - HAL 5



FIGUUR 43 - INFLATABLE EXOSKELETON

INFLATABLE EXOSKELETON

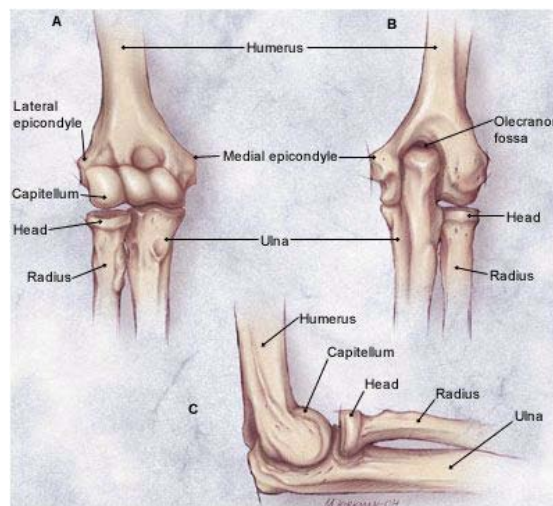
Het opblaasbare exoskelet van Panasonic werkt op samengeperste lucht die de functies van de spieren overnemen. Het is ontwikkeld om patiënten te helpen revalideren van gedeeltelijke verlammingen. Sensoren bij de elleboog en pols zorgen ervoor dat een gezonde man controle heeft over de acht 'spieren' aan de verlamde kant. (Figuur 39) (Inflatable exoskeleton 2007)

ANATOMIE VAN DE ELLEBOOG

Om een duidelijk beeld te krijgen van wat er allemaal in en rondom het elleboog-gewricht gebeurd is er ook op anatomisch niveau naar gekeken. Door een duidelijk beeld te creëren van het gewricht en de omliggende ligamenten en musculatuur kunnen artikelen beter begrepen worden en worden de vaktermen geleerd.

HET GEWRICHT

De articulatio cubiti (Figuur 40) is een samengesteld gewricht met drie gewrichtsuitenden binnen het gewrichtskapsel. Het bestaat uit drie gewrichten: de articulatio humeroradialis, de articulatio humero-ulnaris en de articulatio radio-ulnaris proximalis. Het gewricht is door zowel botten als banden beschermd. De botten waaruit het gewricht bestaan zijn de humerus, radius en ulna. De betreffende banden zijn de ligamentum annulare radii en de ligamenta collateralia. (Marieb en Hoehn 2009) (Platzer 2006)



FIGUUR 44 - HET ELLEBOOGGEWRICHT

articulerende oppervlakken, namelijk de trochlea en de capitulum, waarover de radius en de ulna zich bewegen. (Marieb en Hoehn 2009) (Platzer 2006)

DE ULNA

De ulna staat door gewrichten in verbinding met de humerus, de radius en met de ossa carpi (handwortelbeentjes). Het bestaat uit een corpus en een proximale en distale extremitas. Het proximale uiteinde van de ulna maakt contact met de humerus en de radius en is dus onderdeel van de articulatio cubiti. Hij heeft twee incisura's (natuurlijke inkeping in een bot), de incisura trochlearis en de incisura radialis, waar de humerus (trochlea) en de radius (circumferentie radialis) op aangrijpen. (Marieb en Hoehn 2009) (Platzer 2006)

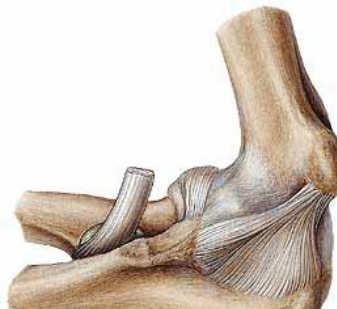
DE HUMERUS

De humerus (opperarm-been) staat door gewrichten in verbinding met de scapula (schouderblad), de ulna (ellepijp) en de radius (spaakbeen). Het bestaat uit een corpus (of schacht) en een proximale en distale extremitas. Het distale uiteinde van de humerus maakt contact met de ulna en de radius en is dus onderdeel van de articulatio cubiti. Het heeft twee

DE RADIUS

De radius staat door gewrichten in verbinding met de humerus, de ulna en de ossa carpi. Het bestaat uit een corpus met een proximale en distale extremitas. Het proximale uiteinde van de radius maakt contact met de humerus en de ulna en is dus onderdeel van de articulatio cubiti. De radius heeft een kop, caput radialis genoemd waarmee hij contact maakt met de capitulum van de humerus en een soort ring, de circumferentie radialis waarmee hij in de incisura radialis van de ulna draait. (Marieb en Hoehn 2009) (Platzer 2006)

DE LIGAMENTEN

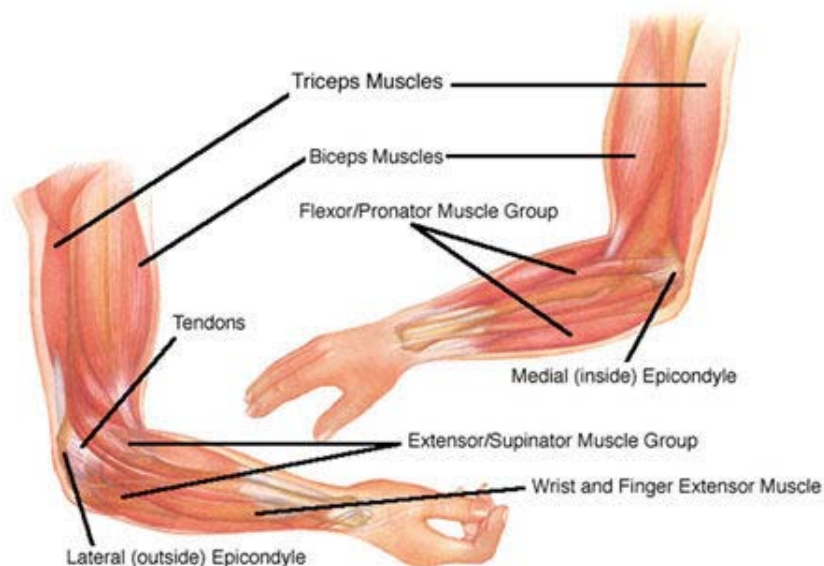


FIGUUR 45 - DE LIGAMENTEN

De functie van de ligamenten (Figuur 41) rondom de articulatio cubiti is het op elkaar houden van de articulerende oppervlakken en het voorkomen van bepaalde bewegingen. De verschillende betrokken ligamenten zijn de mediale ligamenten, de laterale ligamenten, het ventrale kapsel en het dorsale kapsel. (Marieb en Hoehn 2009) (Platzer 2006)

DE SPIEREN

De spieren die meewerken aan de bewegingen (flexie, extensie, pronatie en supinatie) die gemaakt worden met behulp van de articulatio cubiti zijn (Figuur 42):



FIGUUR 46 - SPIEREN RONDOM DE ELLEBOOG

FLEXIEMUSCULATUUR

- De m. brachialis (bovenarmspier) is de belangrijkste buigspier van de articulatio cubiti. De m. brachialis ontspringt aan het distale eind van de humerus en heeft zijn aanhechting aan het proximale eind van de ulna en aan het gewrichtskapsel; (Platzer 2006)

- De m. brachioradialis zorgt voor flexie in de articulatio cubiti. De m. brachioradialis ontspringt aan het distale eind van de humerus en heeft zijn aanhechting aan het distale eind van de radius; (Platzer 2006)
- De biarticulaire m. biceps brachii (tweekoppige bovenarmspier) werkt in de articulatio cubiti als flexor. De m. biceps brachii ontspringt aan het schouderblad en heeft zijn aanhechting aan de radius en straalt uit naar de ulna; (Platzer 2006)
- De tweekoppige m. pronator teres werkt mee met de buiging in de articulatio cubiti. De m. pronator teres ontspringt aan het distale eind van de humerus en aan het proximale eind van de ulna en heeft zijn aanhechting aan het mediale vlak van de radius; (Platzer 2006)

EXTENSIEMUSCULATUUR

- De biarticulaire m. triceps brachii (driekoppige armspier) is de belangrijkste strekspier van de articulatio cubiti. De m. triceps brachii ontspringt aan het schouderblad, het proximale dorsale vlak van de humerus en het mediale dorsale vlak van de humerus en heeft zijn aanhechting aan de olecranon ulnae (het proximale uiteinde van de ulna dat zich in het gewricht bevindt); (Platzer 2006)
- De m. anconeus (elleboogspier) ondersteunt het strekken van m. triceps en hij spant het kapsel. De m. anconeus ontspringt aan het distale eind van de humerus en heeft zijn aanhechting aan het proximale dorsale eind van de ulna; (Platzer 2006)

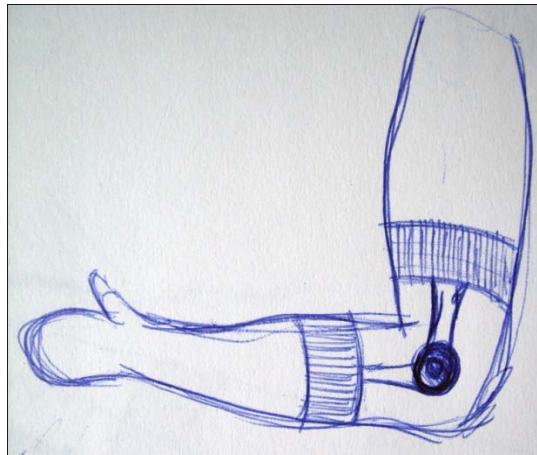
SUPINATIEMUSCULATUUR

- De m. supinator (achterwaartsdraaier) zorgt voor supinatie in iedere buig- resp. strekstand. De m. supinator ontspringt aan het dorsale proximale eind van de ulna en heeft zijn aanhechting aan de radius; (Platzer 2006)
- De m. biceps brachii heeft een rol als secundaire krachtige supinator. Zijn supinatiewerking neemt toe bij flexie; (Platzer 2006)
- De m. brachioradialis brengt de onderarm in supinatie vanuit uiterste pronatie; (Platzer 2006)

PRONATIEMUSCULATUUR

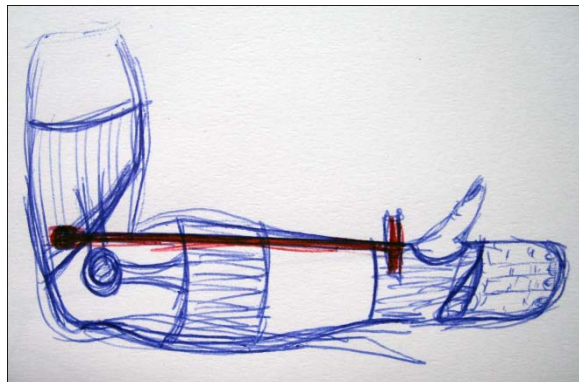
- De m. pronator quadratus proneert de onderarm en wordt hierbij gesteund door de m. pronator teres. De m. pronator quadratus ontspringt aan het distale vierde deel van het palmaire vlak van de ulna en hecht aan het distale vierde deel van het palmaire vlak van de radius; (Platzer 2006)
- De tweekoppige m. pronator teres brengt de arm in pronatiestand, in samenwerking met de m. pronator quadratus; (Platzer 2006)
- De polyarticulaire m. flexor carpi radialis is een pronator in de articulatio cubiti. De m. flexor carpi radialis ontspringt aan het distale eind van de humerus en heeft zijn aanhechting aan het os metacarpale II; (Platzer 2006)

CONCEPTGENERATIE



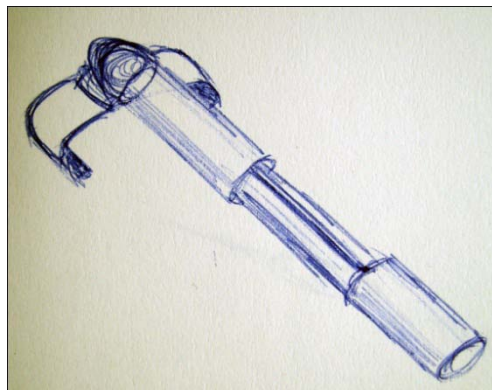
FIGUUR 47 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 1

Het globale eerste idee. Er moet een oplossing komen tussen de boven en onderarm dat een moment kan genereren (Figuur 43).



FIGUUR 48 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 2

Een staaf plaatsen naast de arm om zo de kracht te kunnen leveren om de arm op te tillen terwijl pronatie en supinatie mogelijk blijven (Figuur 44).



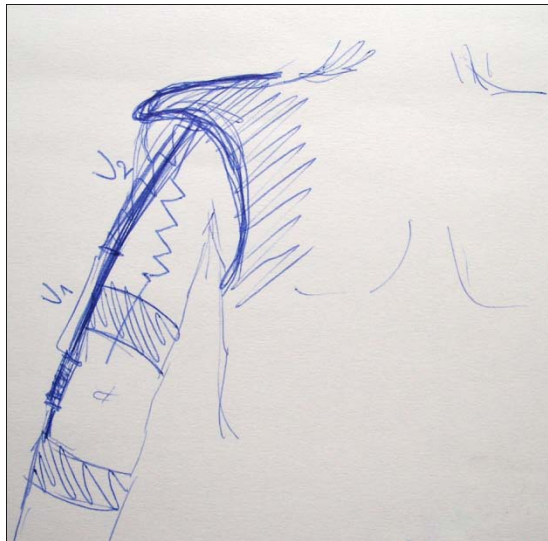
FIGUUR 49 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 3

Een idee voor de staaf die over de arm heen gelegd kan worden. Het idee is afgeleid van een ouderwetse antenne of een oude monoculair (Figuur 45).



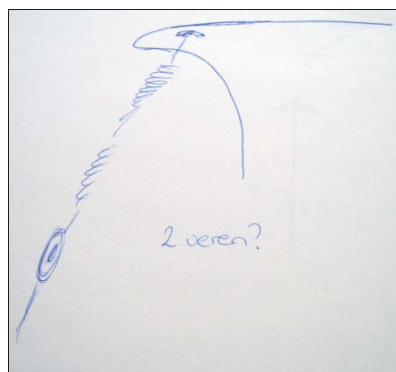
Snelle tekening van het beoogde resultaat (Figuur 46).

FIGUUR 50 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 4



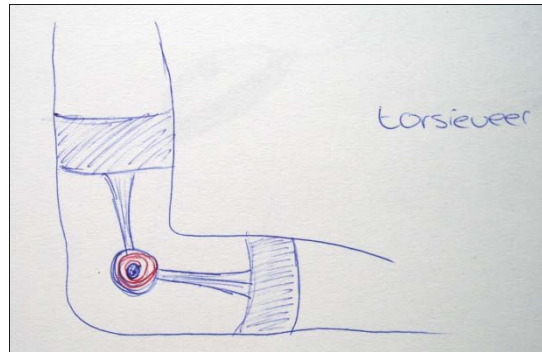
De veer aan de bovenkant van de schouder vastmaken om zo het gewenste moment op te wekken (Figuur 47).

FIGUUR 51 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 5



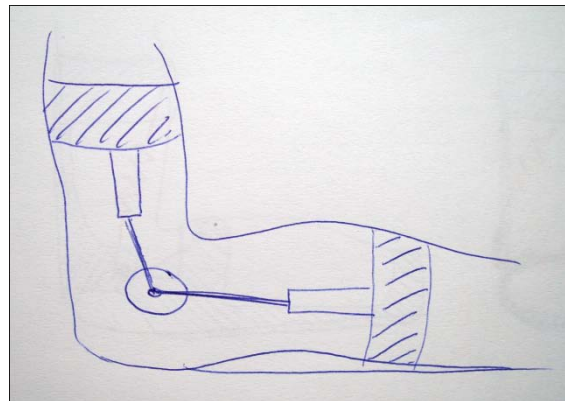
Twee veren aan elkaar maken om zo het gewenste resultaat te verkrijgen (Figuur 48).

FIGUUR 52 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 6



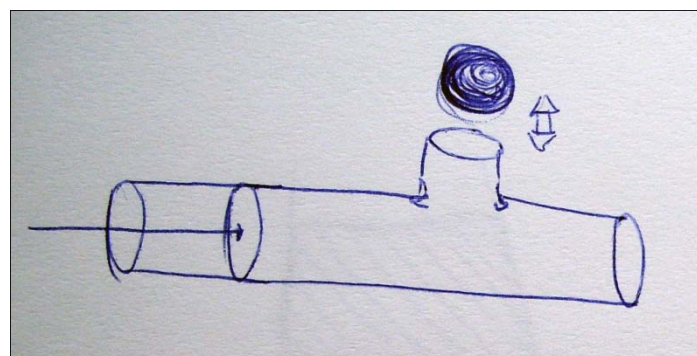
Torsieveen bij het ellebooggewricht aanbrengen om zo het gewenste moment te creëren (Figuur 49).

FIGUUR 53 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 7



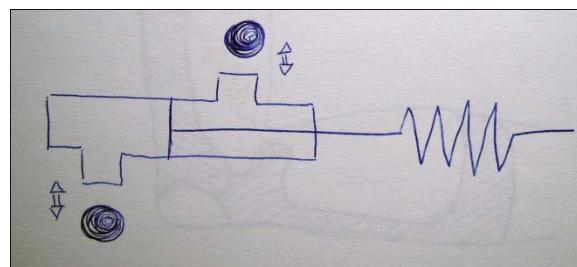
Werken met druk (Figuur 50).

FIGUUR 54 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 11



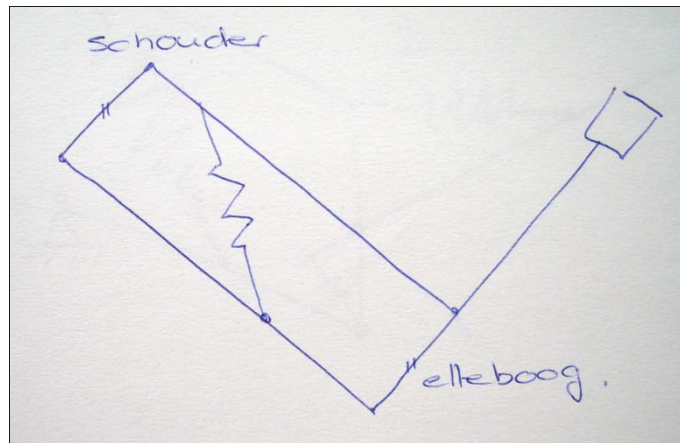
Druk wel of niet toevoegen door middel van een balletje (Figuur 51).

FIGUUR 55 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 12



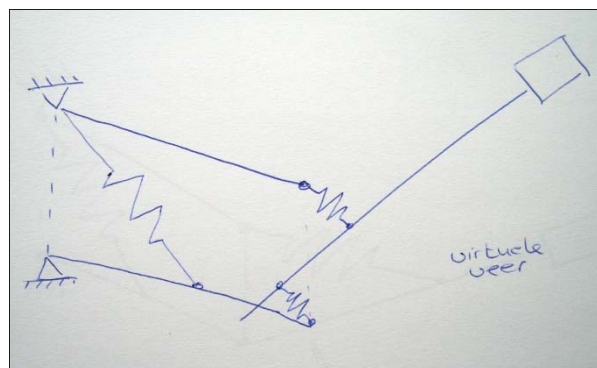
Verdere uitwerking van het mechanisme met druk en de rem op de drukcilinder (Figuur 52).

FIGUUR 56 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 13



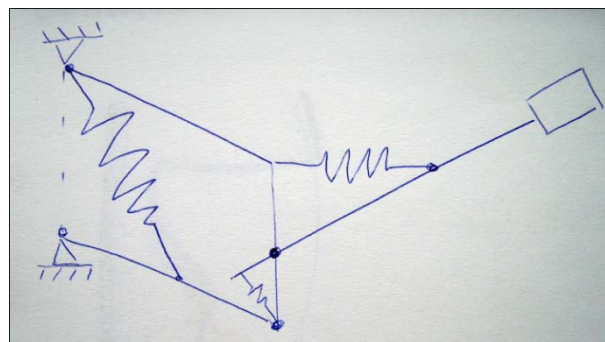
Eerste idee om veren erin te verwerken (Figuur 53), afgeleid van het systeem van Herder.

FIGUUR 57 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 14



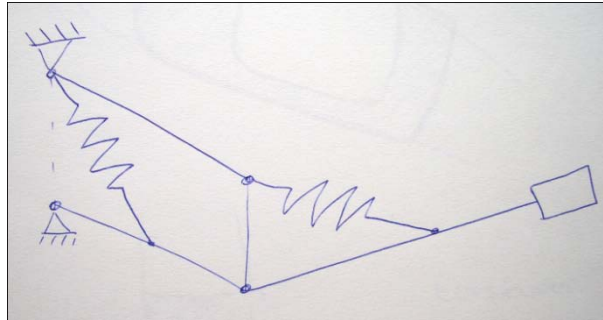
Verwerken van een virtuele veer zodat de elleboog niet precies uitgelijnd hoeft te worden (Figuur 54).

FIGUUR 58 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 15



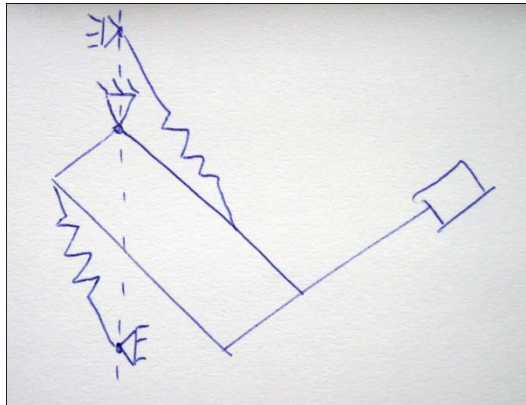
Twee veren bij de elleboog met een scharnierpunt voor extra stevigheid (Figuur 55).

FIGUUR 59 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 16



Versimpeld concept, berust op de theorie van Herder en heeft hetzelfde werkingsprincipe als de WREX. (Figuur 56).

FIGUUR 60 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 17



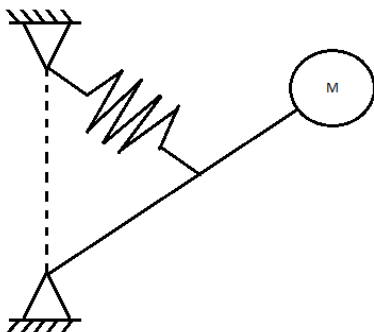
Andere mogelijkheid met een simpel concept. Lastig feit is alleen dat er nu drie punten direct boven elkaar moeten liggen, dit principe wordt toegepast in de Armon. (Figuur 57).

FIGUUR 61 - CONCEPTGENERATIE SCHETS 18

UITLIJNING & BALANCEREN

In het kader van de bacheloropdracht is er literatuuronderzoek gedaan naar balanceren om zo een duidelijk beeld te kunnen krijgen van de oplossingen die er op dit moment op de markt te vinden zijn. Dit literatuuronderzoek is gedaan aan de hand van een aantal artikelen die met het onderwerp te maken hebben.

Aangezien de achterliggende gedachte bij het literatuuronderzoek het ontwerpen van een elleboogscharnier voor in een orthese was is er logischerwijs ook gezocht naar wat er op dit moment al op de markt is. Bij het marktonderzoek zijn er veel verschillende soorten oplossingen gevonden, zie marktonderzoek, maar de werkingsprincipes en problemen die bij deze oplossingen naar voren komen bleven nog onduidelijk. Schiele heeft in zijn artikel over herstel met behulp van een robot echter een aantal problemen naar de voorgrond gebracht (Schiele en Van der Helm 2006). Zo zegt hij dat uitlijning het grootste probleem met de huidige revalidatierobots is. Doordat de mechanische arm niet goed is uitgelijnd met het ellebooggewricht kunnen drukplekken en op lange termijn beschadigingen aan het gewricht ontstaan. Deze uitlijnfouten ontstaan doordat: de exacte locatie van het gewricht niet te bepalen is doordat er veel weefsel voor zit; gewrichten niet ideaal zijn, ze hebben vaak meer dan één vrijheidsgraad en er is sprake van verschuivende assen en rotatie; de mechanische arm is niet stijf gefixeerd op bijvoorbeeld de arm, hierdoor verschuift hij en kunnen er meer of grotere uitlijnfouten ontstaan; simplificatie van het gewricht kan ook uitlijnfouten veroorzaken, door bijvoorbeeld de schouder te zien als kogelgewricht wordt de gebruiker beperkt in zijn bewegingsvrijheid en gaan er dingen verschuiven zo gauw hij het forceert. Een ander probleem dat vooral bij end-effectors voorkomt is dat de arm niet op de goede manier getraind wordt. Deze apparaten sturen het einde van de arm naar de goede plek maar er wordt dan geen rekening gehouden met de volgorde van spieraansturing en het gebruik van je gewrichten in de goede volgorde. Schiele heeft aan de hand van deze problemen een aantal ontwerpdoelen gesteld voor toekomstige revalidatiehulp robots: 1. Train het complete functionele bereik van de betreffende ledemaat. 2. De gewrichten moeten omstebeurt in de goede volgorde worden geactiveerd voor een goed resultaat. 3. De robot moet veilig en comfortabel zijn. (Schiele en Van der Helm 2006).



FIGUUR 62 – SCHEMATISCHE WEERGAVE VAN HET BALANSPRINCIPE VAN HERDER

Een van de eisen die gesteld is aan de orthese is dat deze een systeem bevat waardoor het gewicht van de arm opgeheven wordt. Duchenne patiënten hebben namelijk problemen met de zwaartekracht bij het optillen van de armen. Omdat de orthese niet aangestuurd gaat worden of een externe energiebron heeft moet er een energievrije oplossing komen die zich eventueel aan kan passen aan het gewicht dat getild kan worden. Herder heeft een artikel gewijd aan het principe van een perfect balanceren. Dit is een systeem welke een staaf, een veer en twee punten die aan de vaste wereld zitten bevat. De eisen aan dit systeem zijn echter wel dat de twee punten verticaal boven elkaar geplaatst dienen te worden (Figuur 58). Het basissysteem van Herder geeft een methode weer om een gewicht optimaal en dus perfect te kunnen balanceren. (Herder 2001)

BEREKENING GEMIDDELDE VEER

Om de veerstijfheid uit te rekenen voor de veer van concept 2 moet er gekeken worden naar rotaties in drie dimensies. De onderarm kan namelijk flexen ten opzichte van de bovenarm terwijl deze in alle richtingen kan bewegen vanuit de schouder. Voor het bepalen van de veerstijfheid is het moment dat er op de elleboog werkt relevant. Door het elleboogmoment te berekenen kan de soort veer bepaald worden. De berekeningsmethode is tot stand gekomen na aanleiding van een uitleg van Ir. Hekman.

DE BEREKENING

BEGINSITUATIE:

Arm gestrekt verticaal (Figuur 59), elleboog – gestrekt in z-richting



FIGUUR 63 - ARM

Massa onderarm = m

Afstand elleboog – massamiddelpunt onderarm = L

Vector onderarm: $\begin{pmatrix} 0 \\ L \\ 0 \end{pmatrix} = \bar{O}_0$

Vector elleboog: $\begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \bar{E}_0$

BEREKENINGSMETHODE

1. Bepalen van onderarmvector na rotaties, $\bar{O}$
2. Bepalen van elleboogvector na rotaties, $\bar{E}$
3. Berekenen van het zwaartekrachtsmoment $\bar{M}$
4. Berekenen van het elleboogmoment $\bar{M}_E$

BEPALLEN VAN ONDERARMVECTOR NA ROTATIES, $\bar{O}$

1. Heffen van de onderarm, R_z
2. Endo/exorotatie, R_y
3. Heffen van de bovenarm, R_x

Totaal rotatie: $R = R_x * R_y * R_z$

Nu het totaal van de rotaties bekend is kan de onderarmvector $\bar{O}$ bepaald worden middels de volgende formule:

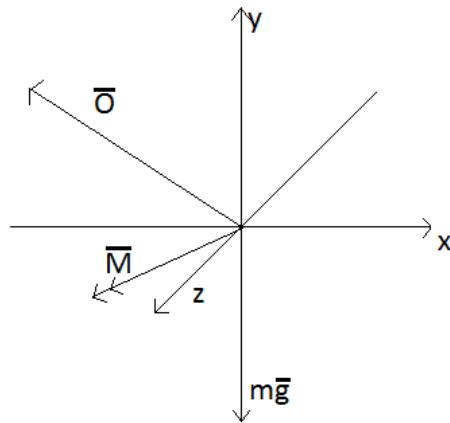
$$\bar{O} = R * \bar{O}_0$$

BEPALEN VAN ELLEBOOGVECTOR NA ROTATIES, $\vec{E}$

Aangezien de onderarmvector $\vec{O}$ nu berekend is, de rotaties bekend zijn en de vector van de elleboogas bepaald is kan de elleboogvector $\vec{E}$ ook bepaald worden:

$$\vec{E} = R * \vec{E}_0$$

BEREKENEN VAN HET ZWAARTEKRACHTMOMENT $\vec{M}$



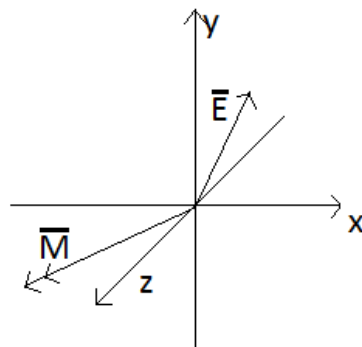
FIGUUR 64 - VISUALISATIE ONDERARMVECTOR EN ZWAARTEKRACHTMOMENT

Nu de onderarm en elleboogvector na rotaties bekend zijn kan ook het zwaartekrachtsmoment $\vec{M}$ (Figuur 60) berekend worden. En wel op de volgende manier:

$$\text{Zwaartekrachtvector: } m\vec{g} = \begin{pmatrix} 0 \\ -9,81 * m \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\vec{M} = \vec{O} * m\vec{g} \quad (\text{uitproduct})$$

BEREKENEN VAN HET ELLEBOOGMOMENT $\vec{M}_E$



FIGUUR 65 - VISUALISATIE ELLEBOOGVECTOR EN ZWAARTEKRACHTMOMENT

Nu zijn $\vec{M}$ en $\vec{E}$ bekend dus kan het elleboogmoment $\vec{M}_E$ (Figuur 61) berekend worden volgens de volgende formule:

$$\vec{M}_E = \vec{M} * \vec{E} \quad (\text{Inproduct})$$

SAMENVATTING INTERVIEW

Dit is een samenvatting van het interview met John John de Koning op 11 mei 2010 afgenomen door Pim de Kok. Het onderwerp van het interview betreft productie-faciliteiten en werkwijzen voor ortheses. John John de Koning is werkzaam bij Roessingh Revalidatie techniek en verantwoordelijk voor het aanmeten en ontwikkelen van orthopedische hulpmiddelen.

De voor handen zijnde gereedschappen en apparatuur zijn:

- Kunststoftrekoven, Hierin kan het kunststof ook een motief krijgen.
- Vacuümapparatuur voor het maken van hars-koolstofcomposieten,
- Kolomboormachines
- Schuurmachines voor o.a. het op maat schuren van kunststof prothese bedekkers
- Naaiatelier voor het vervaardigen van stoffen korsetten
- Kleine apparatuur voor het zagen en frezen van materiaal
- Afzuigapparatuur voor stof en chemicaliën.
- Droogkamers voor gipsen afgietsels
- Diverse werkbanken met de mogelijkheid om metalen strips in een vorm te slaan.

De vervaardiging van orthesen en prothesen wordt niet vaak uitbesteed. Wanneer dit wel het geval is is het de taak van het Roessingh om de juiste maten door te geven. Niet alle orthesen en prothesen worden met de hand gemaakt. Er wordt veel gebruik gemaakt van zogenaamde 'bouwpakketten'. Dit zijn hulpmiddelen die in verschillende maatvarianten bestaan (S, M, L, XL bijvoorbeeld). De juiste maat wordt voor de patiënt besteld waarna het product bij het Roessingh afgemonteerd en op maat gemaakt wordt.