

EMMI: Elleboogmoment Meetinstrument

Meetinstrument voor het bepalen van de beschikbare bedieningskracht van de elleboog voor een armprothese met elleboogsturing



Auteur: M. Doorduyn

Opleiding: Mens & Techniek | Bewegingstechnologie

De Haagse Hogeschool

15 Juni 2016

Figuur 1 (voorblad): Het ontwikkelde proof of concept “Emmi 2.0”

EMMI:Elleboogmoment Meetinstrument

*Meetinstrument voor het bepalen van de beschikbare bedieningskracht
van de elleboog voor een armprothese met elleboogsturing*

Colofon

Universiteit: Technische Universiteit Delft
Faculteit: Biomechanical Engineering
Opleiding: Mens & Techniek | Bewegingstechnologie aan De Haagse Hogeschool

Begeleiders

Externe begeleider : Dr. Ir. Dick H. Plettenburg
1^e begeleider: : Dr. Daphne Wezenberg
2^e begeleider: : Ing. Bert Broeren

Auteur

Marleen Doorduyn

Datum

15-06-2016

Voorwoord

Voor u ligt het de scriptie “Emmi: Elleboogmoment meetinstrument”. In opdracht van de TU Delft is een proof of concept van een meetinstrument ontwikkeld, waarmee eenvoudig en snel het elleboogmoment van mensen bepaald kan worden. Deze scriptie beschrijft het proces van vraag tot proof of concept. Ter afronding van mijn opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool heb ik deze scriptie geschreven. Van maart 2016 tot en met juni 2016 heb ik de tijd gekregen om de scriptie te schrijven, en dit is gelukt!

Het is af en toe een moeizaam proces geweest, waarin ik de samenwerking met medestudenten heb gemist. Wanneer een nieuw product ontworpen wordt, is het naar mijn mening van belang om hier met anderen over te kunnen discussieren. Daarom ben ik mijn begeleiders Daphne Wezenberg, Dick Plettenburg en Bert Broeren dankbaar voor de overleggen die er zijn geweest en feedback die ik heb gekregen.

Bij deze: bedankt voor de fijne begeleiding en ondersteuning! Verder wil ik graag Jos van Driel bedanken voor zijn uitleg en het beschikbaar stellen van de veerunster. Daarnaast wil ik Robin Smit en Martin Tieman bedanken voor hun hulp. Zonder hen was ik niet gekomen tot het proof of concept die ik nu heb. Ook wil ik van de gelegenheid gebruik maken om mijn ouders en vriend te bedanken voor de steun, de weerwoorden en de zakken drop.

Ik wens u veel leesplezier!

Marleen Doorduyn

Samenvatting

Wanneer men een myo-elektrische prothese krijgt aangemeten, wordt eerst gemeten of de juiste signalen van de resterende spieren in de arm kunnen worden opgevangen. Wanneer men een lichaamsbekrchtigde prothese met elleboogsturing krijgt, wordt niet getest of men voldoende elleboogmoment kan leveren om de prothese te bedienen. Voor kinderen is het namelijk niet vanzelfsprekend dat zij een prothese met elleboogsturing kunnen bedienen. Om te kunnen meten of kinderen voldoende elleboogmoment kunnen leveren, is een proof of concept ontwikkeld waarmee dit bepaald kan worden: de Emmi.

Er is onder andere onderzocht hoe het elleboogmoment en de extensiekracht bij mensen zonder beperkingen wordt bepaald, wat de eisen en wensen van de gebruikers zijn en wat de verhouding tussen de kabelkracht en de extensiekracht is.

In de analysefase is besloten dat gebruik gemaakt wordt van een veerunster. Hiermee kan de extensiekracht worden gemeten, waarna het elleboogmoment kan worden uitgerekend.

In het ontwerp wordt de bovenarm gefixeerd en staat de veerunster haaks op de onderarm. Door extensie te maken wordt de kracht gemeten.

Na het testen van dit ontwerp bleken er nog veel verbeterpunten te zijn. Deze zijn aangepast in een nieuw ontwerp, Emmi 2.0. Ook deze is getest. Dit ontwerp kan nu nog niet in gebruik worden genomen. Er zijn alsnog een aantal verbeterpunten: de armsteunen, scharnieren en beginhoek van het meetinstrument moeten eerst aangepast worden. Wel blijkt dat met dit ontwerp, eenvoudig en snel, het elleboogmoment bepaald kan worden.

Inhoud

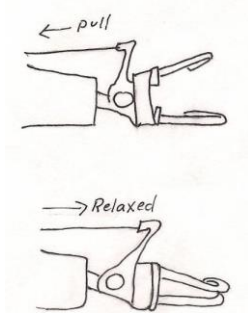
Inleiding	5
1. Analyse	7
1.1 Wat zijn de eisen en wensen van de instrumentmaker, prothesegebruiker, opdrachtgever? ...	7
1.2 Hoe wordt het elleboogmoment en de extensiekracht bij mensen zonder beperkingen bepaald? Kan deze manier ook toegepast worden bij het bepalen van het elleboogmoment of de extensiekracht van kinderen met een reductiedefect?	7
1.3 Op welke manieren kan een kracht of moment gemeten worden?	8
1.4 Wat is de optimale hoek voor het leveren van maximale kracht?	9
1.5 Wat is de verhouding tussen de kabelkracht en de extensiekracht?	9
1.6 Hoeveel procent van de maximaal gemeten kracht mag de bediening van een prothese kosten?	11
1.7 Het articulatio Cubiti	11
1.8 Antropometrische data doelgroep	13
1.9 Eisen en Wensen	14
2. Ontwerp	15
Materiaalkeuze	15
Krachtenanalyse	15
Vervaardiging	17
Test en Evaluatie	17
3. Ontwerp "Emmi 2.0"	20
Herziene eisen en wensen	20
Nieuwe ontwerp	20
Materiaalkeuze	21
Krachtenanalyse	21
Vervaardiging	22
Test & evaluatie	22
3. Discussie	25
4. Aanbevelingen	27
5. Conclusie	27
Bibliografie	28
Referenties van de gebruikte figuren:	29
Bijlage 1. Tabellen Kruit handen	30
Bijlage 2. Berekeningen antropometrische data	31
Bijlage 3. Ideeschetsen Emmi 1.0	32
Bijlage 4. Ideeschetsen Emmi 2.0	34
Bijlage 5. Berekening krachtsverlies door schuine kracht op veerunster	36
Bijlage 6. Gebruiksaanwijzing Emmi 2.0	37
Bijlage 7. Bouwtekeningen EMMI 2.0	38
Bijlage 8. Leerdoelen Afstuderen	48
Bijlage 9. Projectplan	49

Inleiding

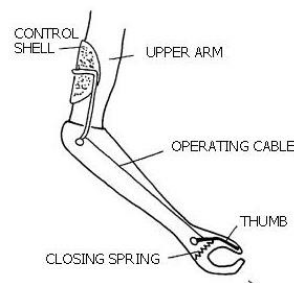
Op de vraag “wat is de oorzaak van een amputatie?” noemen veel mensen een trauma of een vaatziekte. Echter is een deel van de amputaties aangeboren, dit wordt een congenitaal (= aangeboren) reductiedefect genoemd. Wereldwijd worden per 10.000 geboortes tussen de 3 en 7 kinderen geboren met een reductiedefect van één of meerdere ledematen (Ephraim, Dillingham, Sector, Pezzin, & MacKenzie, 2003). Uit onderzoek van revalidatiecentrum de Hoogstraat, blijkt dat er in Nederland ongeveer 14 kinderen per jaar worden geboren met een reductiedefect (De Hoogstraat Revalidatie, 2015). Een congenitaal reductiedefect komt twee tot drie keer vaker voor bij de bovenste extremititeit dan bij de onderste extremititeit (Ephraim, Dillingham, Sector, Pezzin, & MacKenzie, 2003).

Kinderen met een congenitaal reductiedefect zijn gewend aan het feit dat ze een deel van hun ledemaat missen. Ze zijn dan ook erg handig in het compenseren van het “missende” deel van een ledemaat. Door de goede compensatietechnieken hebben de meeste kinderen met een congenitaal reductiedefect geen motorische achterstand ten opzichte van leeftijdsgenoten (Janssen, Poelma, & van Wijk, 2016). Maar op een gegeven moment moet een keuze gemaakt worden om eventueel toch een prothese aan te schaffen. Rond het tweede levensjaar kan een kind een prothese krijgen. Dit wordt door een aantal onderzoeken ook aangeraden, omdat het kind dan vroeg leert omgaan met een prothese (Meurs, Maathuis, Lucas, Hadders-Algra, & van der Sluis, 2006) (Huizing, Reinders-Messeling, Maathuis, Hadders-Algra, & Van der Sluis, 2010) (Shaperman, Landsberger, & Setoguchi, 2003).

De eerste keuze voor een prothese die gemaakt moet worden, is de keuze tussen een functionele of cosmetische prothese. De cosmetische prothese vult het “missende” deel aan en kan gebruikt worden voor het ondersteunen, duwen of klemmen van voorwerpen. Wanneer men kiest voor een functionele prothese zijn er twee opties: een lichaamsbekrachtigde of een myo-elektrische prothese. Bij de lichaamsbekrachtigde prothese kan de prothese aangestuurd worden door het bewegen van de schouders. De gebruiker heeft een harnas aan, die als een schouderband van een rugzak, om de schouder van de niet-aangedane zijde gaat. Dit harnas is verbonden met een kabel die naar de prothese gaat. Door aan de kabel te trekken gaat de hand open of dicht, dit is weergegeven in figuur 2. In plaats van besturing met de schouders, kan ook de besturing plaatsvinden doormiddel van het maken van flexie/extensie met de elleboog. Een voorbeeld hiervan is de de Wilmer Elbow besturing, weergegeven in figuur 3. De kracht die nodig is om de hand te openen of te sluiten, wordt bedieningskracht genoemd. Deze is afhankelijk van de kracht die op de kabel (de kabelkracht) moet staan om de hand te openen of te sluiten.



Figuur 2. Voorbeeld bediening lichaamsbekrachtigde hand



Figuur 3. Wilmer Elbow Control

Het voordeel van lichaamsbekrachtigde protheses is dat deze lichter zijn dan myo-elektrische protheses. Ook is een bepaalde mate van feedback mogelijk over de geleverde kracht (Carey, Lura, & Highsmith, 2015) (Kruit & Cool, 1989). Het voordeel van de Wilmer Elbow besturing ten opzichte van de schouderbesturing, is dat de gebruiker geen harnas om heeft, waardoor men meer bewegingsvrijheid heeft (Kruit, 1990). Het nadeel van deze manier van besturen is dat het meer moeite kost om evenveel knijpkracht te genereren als bij de schouderbesturing (Kruit, 1990). Bij de schouderbesturing worden grotere spiergroepen ingezet dan bij de elleboogsturing. Doordat de bediening van de lichaamsbekrachtigde protheses gekoppeld is aan de beweging vanuit andere gewrichten, vergt de bediening af en toe onnatuurlijke bewegingen (Kruit & Cool, 1989).

Het grote nadeel van een myo-elektrische prothese is dat deze zwaar zijn (Kruit & Cool, 1989) (Carey, Lura, & Highsmith, 2015). Daarnaast moet men trainen om een dergelijke prothese goed te beheersen, zodat er niet te hard of te zacht in een voorwerp wordt geknepen (Carey, Lura, & Highsmith, 2015). De myo-elektrische protheses worden meestal als eerste prothese bij jonge kinderen voorgeschreven (Kuyper, Breedijk, Mulders, Post, & Prevo, 2001).

Het voorschrijven van een arm prothese gebeurt in Nederland aan de hand van het Prothese Prescriptie Protocol van de arm (PPP-Arm) (Roeling & Wijdenes, 2015). Met dit protocol wordt een onderbouwde keuze voor een prothese gemaakt. Hierbij wordt gekeken naar functie, participatie/activiteiten en omgevingsfactoren.

Wanneer men kiest voor een myo-elektrische prothese, wordt bij het invullen van het PPP-Arm protocol gekeken of in het resterende deel van de arm goede signalen van de spieren worden ontvangen om de prothese te bedienen. Bij het voorschrijven van de Wilmer Elbow besturing maakt de ergotherapeut of instrumentmaker een inschatting of degene voldoende kracht in de elleboogstrekkers heeft om een hele dag de prothese te kunnen bedienen. Deze inschatting brengt het risico met zich mee dat een kind over- of onderschat wordt.

Zoals eerder gezegd, wordt de bedieningskracht voor de Wilmer Elbow besturing geleverd door een kleinere spiergroep in vergelijking met de spiergroep die gebruikt wordt bij een prothese met schouderbesturing. De spiergroep die de beweging veroorzaakt, waarmee de prothesehand bedient wordt, zijn de elleboogstrekkers met voornaamste krachtleverancier de m. Triceps brachii. Hierdoor is het niet vanzelfsprekend dat iedereen de prothese kan bedienen. Zeker niet wanneer het kinderen betreft.

Omdat men er al vrij snel achterkwam dat de besturing van de normale prothesehanden te zwaar was voor kinderen, zijn voor hen speciale WEN-handen ontworpen. Voor deze prothesehanden is minder bedieningskracht nodig. Het nadeel hiervan is dat hoe lager de benodigde bedieningskracht, des te minder knijpkracht uitgeoefend kan worden op een object. Hierdoor wordt de functionaliteit van de prothese minder. Bij de minst zware prothesehand zal een kind misschien alleen een leeg glas kunnen vastklemmen met de prothesehand. Naarmate er meer bedieningskracht nodig is kan er steeds meer water in het glas.

Het is dus belangrijk dat er tijdens het PPP-Arm, getest wordt of een kind voldoende kracht heeft om überhaupt een prothesehand met elleboogsturing te bedienen. En zo ja, welke prothesehand geschikt is. Dit bepaald in grote mate de functionaliteit van de prothese.

Een kleuter komt elk half jaar op controle, een schoolkind jaarlijks en tieners elke twee jaar. Tijdens deze controles zou gemeten kunnen worden hoeveel bedieningskracht de kinderen kunnen leveren op dat moment. Er is nog geen meetinstrument waarmee dit goedkoop en snel, gestandariseerd gemeten kan worden. Zodat er geen inschatting meer wordt gemaakt van de bedieningskracht, maar de keuze van de ergotherapeut of instrumentmaker gebaseerd is op een meting. Omdat de kracht die uitgeoefend wordt afhankelijk is van de plek waar deze aangrijpt, is het beter om het elleboogmoment te bepalen. Ook wanneer men al een prothese met elleboogsturing heeft, zou er elke controle snel gemeten kunnen worden of degene een zwaardere hand kan besturen. Hierdoor stijgt de functionaliteit van de prothese. Van een aantal prothesehanden is de benodigde bedieningskracht bekend (Smit, Bongers, Van der Sluis, & Plettenburg, 2012) (Kruit, 1990). Daarnaast is het vrij eenvoudig om te meten hoeveel bedieningskracht er nodig is voor een bepaalde prothesehand.

In dit afstudeerproject wordt de ontwikkeling van het meetinstrument, waarmee eenvoudig en snel het elleboogmoment bij kinderen bepaald wordt, beschreven.

Om tot dit meetinstrument te komen zijn een aantal deelvragen geformuleerd:

- Hoe wordt het elleboogmoment en de extensiekracht bij mensen zonder beperkingen bepaald? Kan deze manier ook toegepast worden bij het bepalen van het elleboogmoment van kinderen met een reductiedefect?
- Wat zijn de eisen en wensen van de instrumentmaker, prothesegebruiker, opdrachtgever?
- Wat is de verhouding tussen de kabelkracht en de extensiekracht?

In het volgende hoofdstuk, de analyse, zijn deze vragen onderzocht. Vanuit de analyse zijn vervolgens de lijns van eisen en wensen opgesteld, waarop het ontwerp gebaseerd is. Er is een proof of concept vervaardigd die getest is op studenten.

1. Analyse

In dit hoofdstuk wordt antwoord gegeven op een aantal deelvragen. Deze antwoorden zijn noodzakelijk voordat men het meetinstrument kan ontwerpen. Ten eerste wordt beschreven wat de eisen van de opdrachtgever zijn. Vervolgens wordt gekeken hoe spierkracht en gewrichtsmomenten bepaald kunnen worden. Daarna wordt bepaald wat de relatie is tussen het gemeten moment en de hoeveelheid kracht die het bedienen van een prothese maximaal mag kosten. Ook de relatie tussen het gemeten moment en de kabelkracht van de Wilmer Elbow besturing is bepaald. Als laatste wordt het ellebooggewricht en de bewegingsas van de flexie- extensie beweging bekeken. Aan de hand van de verzamelde informatie zijn als conclusie van dit hoofdstuk de lijst van eisen en wensen opgesteld. Dit is het uitgangspunt voor de concepten.

1.1 Wat zijn de eisen en wensen van de instrumentmaker, prothesegebruiker, opdrachtgever?

Om de eisen en wensen in kaart te brengen is een gesprek geweest met de opdrachtgever: dhr. D. Plettenburg van DIPO (Delft Institute for Prosthetics and Orthotics). Uit dit gesprek zijn een aantal eisen naar voren gekomen. Voornamelijk moet het meetinstrument eenvoudig bedient kunnen worden. Men moet het bij wijze van spreken uit de kast kunnen pakken, instellen voor de proefpersoon en meten binnen korte tijd. Ook is besproken dat aan de hand van een statische meting in een nog nader te bepalen hoek, de beschikbare bedieningskracht wordt bepaald. De reden dat voor een statische meting wordt gekozen en niet voor een dynamische meting, is omdat dhr. Plettenburg van mening is dat een statische meting, naar alle waarschijnlijkheid, genoeg informatie geeft om de beschikbare bedieningskracht te bepalen. Dit komt de eenvoud en daarmee waarschijnlijk ook de kosten van het meetinstrument ten goede. Het vermoeden is dat een meting in één of misschien twee verschillende hoeken genoeg informatie geeft om te voorspellen of iemand geschikt is voor een prothese met elleboogsturing.

Er zijn geen instrumentmakers of ergotherapeuten beschikbaar gevonden voor een gesprek. Daarom zijn er vanuit de testafnemers geen eisen en wensen gekomen. Wel zijn uit het gesprek met de opdrachtgever nog een aantal eisen gekomen die vanuit een instrumentmaker of ergotherapeut zouden kunnen komen: het meetinstrument moet makkelijk op te bergen zijn, binnen tien minuten moet de meting uit gevoerd kunnen worden en de uitkomst moet gemakkelijk afgelezen kunnen worden.

Voor de eisen van de prothesegebruiker is in de literatuur gezocht naar eventuele afwijkingen die kunnen voorkomen bij kinderen met een armdefect. In de literatuur is gevonden dat deze doelgroep vaak een normaal gevoel en sensibiteit in de stomp hebben (Janssen, Poelma, & van Wijk, 2016). Er hoeven dus geen extra maatregelen worden genomen. Het meetinstrument moet comfortabel zitten en mag geen scherpe hoeken en/of randen bevatten.

Nu de eisen vanuit de opdrachtgever bekend zijn, is gekeken wat voor meetinstrumenten gebruikt worden voor het meten van de extensiekracht en welke andere meetinstrumenten eventueel geschikt zijn.

1.2 Hoe wordt het elleboogmoment en de extensiekracht bij mensen zonder beperkingen bepaald? Kan deze manier ook toegepast worden bij het bepalen van het elleboogmoment of de extensiekracht van kinderen met een reductiedefect?

Het meten van een moment die men kan leveren rond een gewricht, wordt in de dagelijkse praktijk van bijvoorbeeld een fysiotherapeut niet vaak gedaan. Bij wetenschappelijk onderzoek wordt vaker een moment gemeten en onderzocht. Voor het meten van een moment rond een gewricht, worden de isokinetische dynamometers zoals Lido, Con-Trex, de Biodex, te zien in figuur 4, en Cybex II, beschouwt als de gouden standaard (de Araujo Ribeiro Alvares, et al., 2015).

In onderzoeken waar spierkracht wordt gemeten zijn de MRC-schaal, een isokinetische dynamometer of een hand-held dynamometer (HHD) veel gebruikte meetinstrumenten. De isokinetische dynamometer zoals de Biodex of de Cybex II, wordt ook voor het meten van de spierkracht beschouwd als goudenstandaard (Stark, Philips, & Beck, 2011) (Le-Ngoc & Janssen, 2012). Een kleinere, goedkopere en draagbare vorm is de handheld dynamometer (Stark, Philips, & Beck, 2011) (Deneulin, 2013) (Le-Ngoc & Janssen, 2012).



Figuur 4. Voorbeeld van een dynamometer, de Biodex

Voor het meten van kleine spiergroepen, zoals spieren in de armen, is het gebruik van een hand-held dynamometer valide en betrouwbaar (Stark, Philips, & Beck, 2011) (Le-Ngoc & Janssen, 2012). De betrouwbaarheid stijgt wanneer dit instrument gebruikt wordt in een frame. Op deze manier heeft de testafnemer geen invloed op de meting. Bij het gebruik van de hand-held dynamometer is het belangrijk dat op een gestandariseerde manier wordt gemeten (Stark, Philips, & Beck, 2011) om een goede interbeoordelaars-betrouwbaarheid te behouden. Hiervoor moet worden vastgelegd in welke houding de proefpersoon zich bevindt tijdens de test, in welke richting kracht wordt geleverd, welke positie de testafnemer heeft en of de testafnemer alleen weerstand biedt of door de kracht heen duwt. Bovengenoemde meetinstrumenten zijn speciaal ontwikkeld voor de gezondheidszorg om spierkracht te meten. Deze meetinstrumenten zijn gebaseerd op meetinstrumenten die krachten meten en deze worden in het volgende hoofdstuk besproken.

De goudenstandaard voor het meten van spierkracht en gewrichtsmomenten kan niet worden gebruikt voor het meetinstrument, omdat deze niet voldoet aan de gestelde eisen beschreven in hoofdstuk 1.1.

1.3 Op welke manieren kan een kracht of moment gemeten worden?

Een eenvoudige manier voor het meten van kracht is gebruik maken van een veerunster. Doordat het verband tussen de uitgeoefende kracht en de uitrekking van de veer bekend is, kan kracht worden gemeten. Deze veerunsters zijn er zowel analoog als digitaal en in vele soorten en maten. Een andere manier is gebruik maken van een krachtmeter die krachten meet door middel van een meetcel. Deze zijn er ook in vele soorten en maten. Met behulp van een meetcel met piezomateriaal of rekstrookjes kan zelf een krachtmeter gemaakt worden. Hiervoor is wel een apparaat met software nodig, zoals een Arduino, om de kracht uit te lezen. Daarnaast is een versterker nodig die het signaal versterkt en een externe voeding. Wanneer zo een meetinstrument op de markt wordt gebracht, zijn er bepaalde eisen waar de voeding aan moet voldoen. Naast de opgedane kennis over meetinstrumenten tijdens mijn opleiding en een marktonderzoek op internet, is er een gesprek geweest met de labbeheerder van de TU Delft, dhr. Van Driel. Hieruit bleek dat een analoge veerunster, zie figuur 5, het meest geschikt is om te gebruiken als meetinstrument. Vanwege de eenvoud in gebruik en het feit dat het een robuust instrument is. Net zoals bij de hand-held dynamometer moet wel een frame worden ontworpen zodat elke meting hetzelfde is, en de testafnemer geen directe invloed, behalve aanmoedigen, kan uitoefenen op de krachtmeting. Dit om een hoge interbeoordelaars-betrouwbaarheid te houden. In tabel 1 staan de voor- en nadelen van de genoemde meetinstrumenten weergegeven. Voor het bepalen van het elleboogmoment van een persoon kan de gemeten kracht met de veerunster omgerekend worden naar het elleboogmoment.



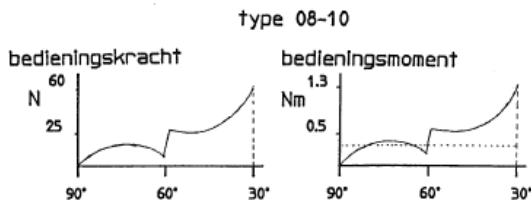
Figuur 5. Veerunster, geadviseerd door expert van TU Delft

Tabel 1. Voor- en nadelen van verschillende manieren om kracht te meten

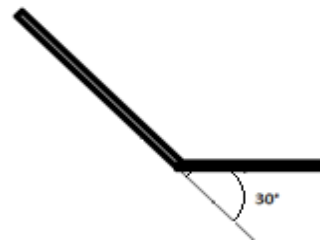
	Veerunster	Piezo materiaal	Rekstrookjes	Universele krachtmeter (analoog/digitaal)
Voordelen	- Goedkoop. - Eenvoudig. - Direct gebruiksklaar. - Robuust.	- Nauwkeurig. - Gevoelig. - Moment meten.	- Redelijk goedkoop. - Moment meten.	- Nauwkeurig. - Makkelijk in gebruik (digitaal).
Nadelen	- Vermoeiing van de veer, waardoor af en toe (jaarlijks) een kalibratie moet plaatsvinden.	- Duur. - Extra elektronica nodig. - In 1 richting gevoelig.	- Nauwkeurigheid. - Ingewikkelde ijkprocedure. - Extra elektronica nodig.	- Duurder dan veerunster. - In één richting gevoelig. - Externe voeding (digitaal).

1.4 Wat is de optimale hoek voor het leveren van maximale kracht?

Toen men erachter kwam dat de bediening van de Wilmer Elbow besturing te zwaar was voor kinderen, zijn een aantal WEN-handen ontworpen. Van deze handen is bekend hoeveel kabelkracht, in een hoek van 90°, 60° en 30°, nodig is om de hand te openen / open te houden. Deze kracht is gedefinieerd als bedieningskracht: de kracht die op de kabel moet staan om de hand te openen. In figuur 6 staat van één hand een voorbeeld van de bedieningskracht en bedieningsmoment. In Bijlage 1 staat van de overige twee handen de benodigde kracht en bedieningsmoment. In figuur 7 staat de definitie van de ellebooghoek weergegeven die gebruikt wordt bij in figuur 6 en de grafieken in bijlage 1. In de rest van dit verslag wordt de ingesloten ellebooghoek gebruikt.



Figuur 6. Referentiewaarden. Voorbeeld van één hand. Deze waarden zijn gemeten op 90°, 60° en 30°.

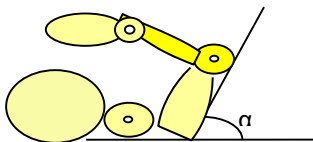


Figuur 7. Definitie Ellebooghoek

De houding en de hoek van de elleboog is bepalend voor het moment dat men kan leveren. In de literatuur wordt vaak in het sagitale vlak de extensiekracht of moment gemeten. De optimale hoek waarin de hoogste krachten worden gemeten varieert tussen de 60-100° (Pinter, Bobbert, van Soest, & Smeets, 2010). Pinter et al (2010), hebben zelf de extensiekracht gemeten in het horizontale vlak en zij vonden een optimum bij 70°. Het meetinstrument moet de kracht meten in een hoek tussen de 60-100°.

In de literatuur is geen definitie gevonden voor de functionele bedieningshoek van een prothese. Maar de besturing van de prothese vindt waarschijnlijk plaats tussen de 60-100°. Omdat afhankelijk van de prothesehand, de functionele bedieningshoek verschilt, wordt gekozen om de kracht te meten in de hoek waarin maximaal kracht geleverd kan worden. Om de uitkomsten van het proof of concept te vergelijken wordt gekozen om in drie hoeken, respectievelijk 90, 60 en 30°, te meten. Net zoals in de referentiewaarden van Kruit (1990).

Het caput longum van de Triceps Brachii heeft zijn origo op de scapula. Daarom is de mate van ab- of adductie ook van invloed op de kracht. Uit onderzoek van Pinter et al (2010) is gebleken dat een abductie hoek, zie figuur 8, tussen de 20-45° gehanteerd moet worden.



Figuur 8. Abductie hoek aangegeven door α .

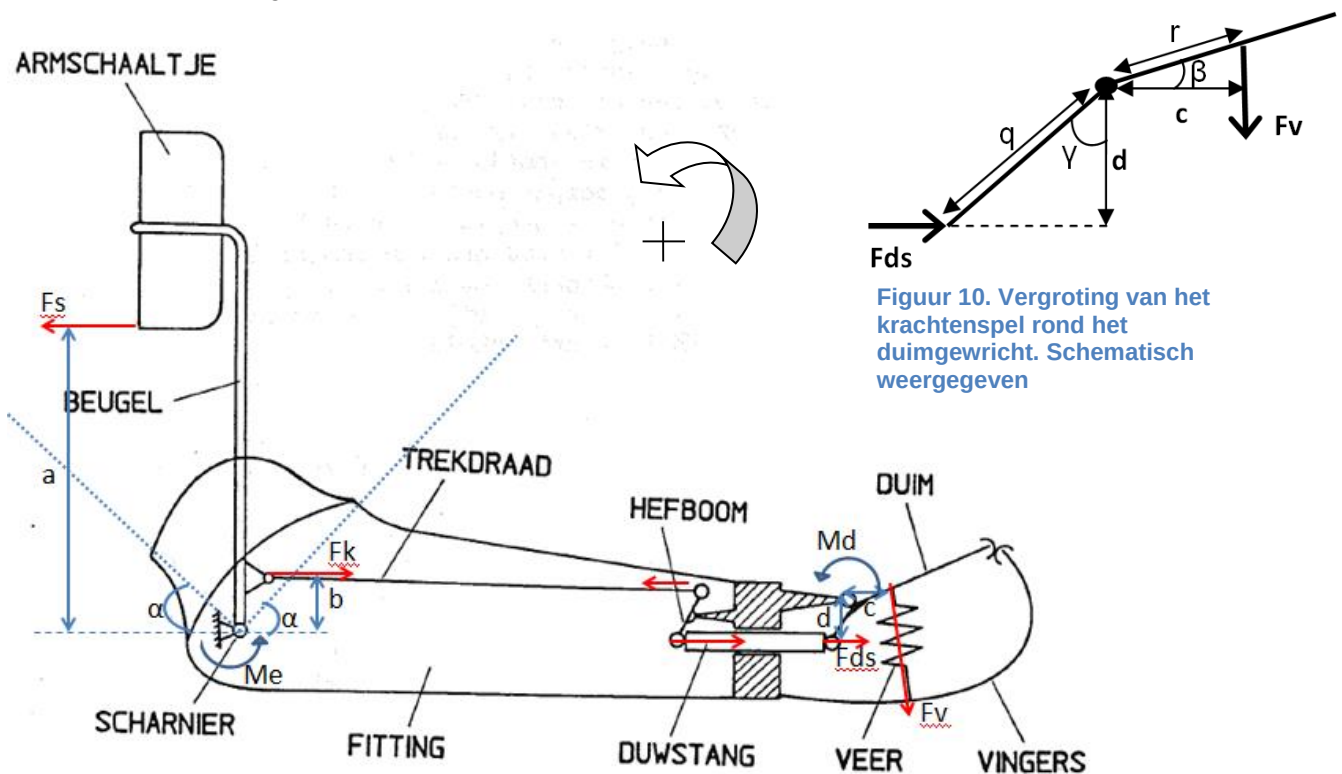
Ook de mate van pronatie en supinatie in de onderarm kan invloed hebben op de maximale kracht. De onderarm kan het beste in neutrale positie (tussen pro en supinatie in) gehouden worden (Pinter, Bobbert, van Soest, & Smeets, 2010).

1.5 Wat is de verhouding tussen de kabelkracht en de extensiekracht?

Zodra bekend is hoe groot het elleboogmoment is dat een persoon kan leveren, kan bepaald worden welke prothesehand geschikt is. Het elleboogmoment wordt berekend uit de gemeten extensiekracht. De vergelijking hiervoor is afhankelijk van het ontwerp en is weergegeven op bladzijde 20. Voor het openen van de prothesehand is extensie van de onderarm nodig.

Voor deze beweging is spierkracht van de elleboogextensoren nodig, waardoor een moment veroorzaakt wordt rond de elleboog. Hierdoor komt een kracht op de kabel die via een hefboom (1:1) overgebracht wordt op de duwstang. Dit veroorzaakt een moment rond het duimgewricht van de prothesehand. De duim blijft dicht doormiddel van een veer. Wanneer de kracht die veroorzaakt wordt door de elleboogextensoren, groot genoeg is, wordt de kracht van de veer overwonnen en opent de

hand. In figuur 9 staat dit krachterspel weergegeven. In figuur 10 is schematisch het krachterspel rond de duim uitvergroot.



Figuur 10. Vergroting van het krachterspel rond het duimgewricht. Schematisch weergegeven

Figuur 9. Voorbeeld van de krachten op een Wilmer elleboogsturing. In de rechterhoek staat een figuur weergegeven die schematisch de krachten rond de duim laat zien. F_s = spierkracht geleverd door de extensoren met momentsarm a . F_k = kabelkracht met momentsarm b , deze is 16.1mm. F_{ds} = kracht in de duwstang, welke gelijk is aan F_k . De momentsarm van F_{ds} = d . F_v = veerkracht van de duim met momentsarm c . M_e = elleboogmoment en M_d = moment rond de duim. α = de hoek die de beugel maakt wanneer er beweging plaatsvindt. Hoek α beïnvloedt alle momentsarmen.

Wanneer het elleboogmoment, dat een persoon kan leveren, bekend is kan met vergelijking 1c de veerkracht van een prothesehand uitgerekend worden. De kabelkracht F_k , is gelijk aan de kracht in de duwstang, F_{ds} . Echter zijn de momentsarmen afhankelijk van de hoek waarin deze staat. Deze zijn in figuur 9 en 10 aangegeven met α , β en γ . De lengte van b is bij alle Wilmer Elbow besturingen gelijk, namelijk 16.1 mm. De overige lengten zijn persoonsafhankelijk.

$$M_e = F_k * (b * \sin \alpha) \rightarrow F_k = F_{ds} = \frac{M_e}{b * \sin \alpha}$$

Vergelijking 1a.

$$F_v * (r * \cos \beta) = F_{ds} * (q * \cos \gamma) \rightarrow F_v = F_{ds} * \frac{d(q * \cos \gamma)}{(r * \cos \beta)}$$

Vergelijking 1b.

$$F_v = \frac{M_e}{b * \sin \alpha} * \frac{q * \cos \gamma}{r * \cos \beta}$$

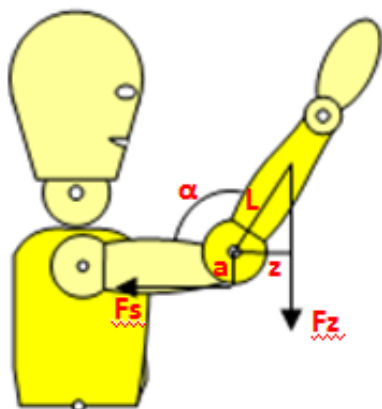
Vergelijking 1c.

Bij een meting in het sagittale vlak, met de arm in een houding zoals weergegeven in figuur 11, speelt de zwaartekracht een steeds grotere rol naarmate de ingesloten ellebooghoek groter wordt. Dit komt doordat zijn momentsarm (z) steeds groter wordt. Dit kan beschreven worden met de volgende formule: $z = l * \cos \alpha$

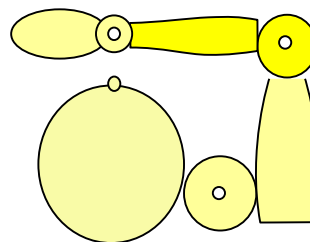
In deze formule is z de momentsarm van de zwaartekracht, l de afstand tussen het aangrijpingspunt van de zwaartekracht en het rotatiecentrum en α de ellebooghoek.

Het elleboogmoment is dan: $M_e = F_s * a + F_z * l * \cos \alpha$

Wanneer gekozen wordt om in het sagittale vlak te meten moet de uitkomst van de meting gecorrigeerd worden voor de zwaartekracht, tenzij precies in 90° wordt gemeten. De invloed van de zwaartekracht kan ook ontweken worden door de onderarm zo te positioneren dat er in het horizontale vlak wordt bewogen, zie figuur 12.



Figuur 11. Rol van de zwaartekracht op de arm in het sagittale vlak. F_z = zwaartekracht met momentsarm z , L = lengte van draaipunt naar aangrijpingspunt van F_z . F_s = spierkracht met momentsarm a , α = ellebooghoek



Figuur 12. Houding van de arm in het transversale vlak

1.6 Hoeveel procent van de maximaal gemeten kracht mag de bediening van een prothese kosten?

De maximale kracht (piekkracht) die men kan leveren, wordt gemeten en vervolgens omgerekend naar het maximale moment rond de elleboog. Maar wordt een prothese het grootste deel van de dag gedragen en gebruikt dan zal de benodigde bedieningskracht een stuk minder moeten zijn, dan de maximale kracht die iemand kan leveren. Ook het aantal contracties wat men maakt speelt mee.

Wanneer gekeken wordt naar de kracht en het aantal herhalingen dat men per minuut kan uitvoeren, blijkt dat met 80% van de maximaal vrijwillige contractie (MVC), men 10 contracties per minuut kan maken. Voor 60% van de MVC kan men 30 contracties per minuut doen. In taken die men dagelijks uitvoert, zou het zeer extreem zijn om meer dan 30 contracties per minuut te maken. De frequentie van het aantal contracties per minuut, is geen beperkende factor.

Uit een rapport van Monod (1985) blijkt dat een kracht tussen de 15-20 % van de maximaal vrijwillige contractie (MVC) ongeveer 20 minuten vol te houden is. Ook wordt hierin gezegd dat de meeste spiercontracties tijdens houdingsactiviteiten meestal minder dan 10% van de MVC kosten.

Uit het tekstboek van Åstrand et al (2003) blijkt dat bij statische contracties 50% van de MVC 1 minuut volgehouden kan worden. Bij 15% of minder kan een contractie zelfs 'oneindig' lang worden volgehouden.

In de doelgroep, kinderen tot 12 jaar, hoeft geen verschil te worden gemaakt tussen meisjes en jongens. Er is geen significant verschil in spierkracht tussen beide geslachten (Åstrand, Rodahl, Dahl, & Stromme, 2003).

Bij het bepalen van de beschikbare bedieningskracht die een kind bezit wordt aan de hand van bovengenoemde literatuur gekozen voor een bedieningskracht van 15% van de MVC. Omdat uit onderzoek van Åstrand (2003) blijkt dat vanaf dit punt een contractie 'oneindig' lang kan worden volgehouden. Hierdoor kan de prothesegebruiker de hele dag functioneren met de prothese zonder dat het bedienen van de prothesehand te vermoeiend is.

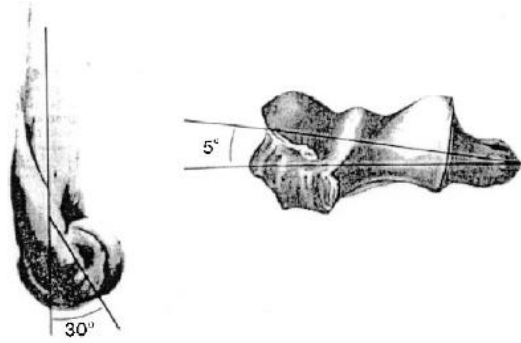
1.7 Het articulatio Cubiti

Nu bekend is welke krachten er spelen op de Wilmer Elbow besturing, is het belangrijk om het art. Cubiti in kaart te brengen en te kijken hoe de bewegingsas van het gewricht loopt.

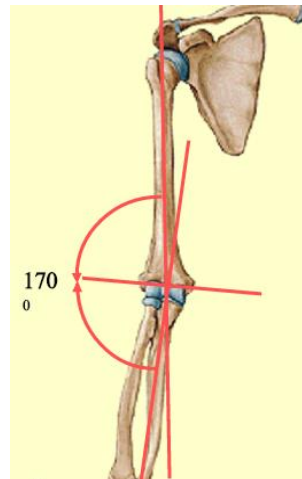
Het art. Cubiti van kinderen met een congenitaal reductie defect verschilt niet met die van valide kinderen. De onderarm lengte is wel verschillend. Om een Wilmer Elbow besturing te kunnen gebruiken moet de onderarmstomp minstens 40 millimeter zijn.

Het articulatio Cubiti wordt gevormd door drie botten: de humerus, radius en ulna. Deze drie botten vormen drie gewrichten met een gezamenlijk kapsel, waaruit het art. Cubiti bestaat, dit zijn het art. humero-ulnaris, art. humero-radialis en en art. radio-ulnaris proximalis (Gerritsen & Heerkens, 2011). Het gewrichtsvlak van de humerus bestaat uit twee delen. Het laterale deel is het capitulum en het mediale deel is de trochlea (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll, & Wesker, 2010). Het gewrichtsvlak staat ten opzichte van de humerusschacht 30° naar anterior en de frontale as is 5-7° gedraaid (Fornalski, Gupta, & Lee, 2003), dit is weergegeven in figuur 13. Ook staat de elleboog in valgusstand,

ook wel 'carrying angle' genoemd. Deze hoek is ongeveer 170° (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll, & Wesker, 2010), weergegeven in figuur 14. Voorgaande anatomische gegevens beïnvloeden de flexie- extensieas. Deze beweging vindt niet plaats om één rotatiepunt, maar heeft een centrode met een diameter van ongeveer 2-3 millimeter in de trochlea (Fornalski, Gupta, & Lee, 2003). De centrode van de elleboog staat weergegeven in figuur 15. Voor elk individu is de centrode verschillend. Omdat het vaak niet praktisch is om de precieze centrode te bepalen voor elk individu, wordt de flexie- extensie as versimpeld naar de lijn van de mediale epicondylus naar het midden van de laterale epicondyl (Fornalski, Gupta, & Lee, 2003).

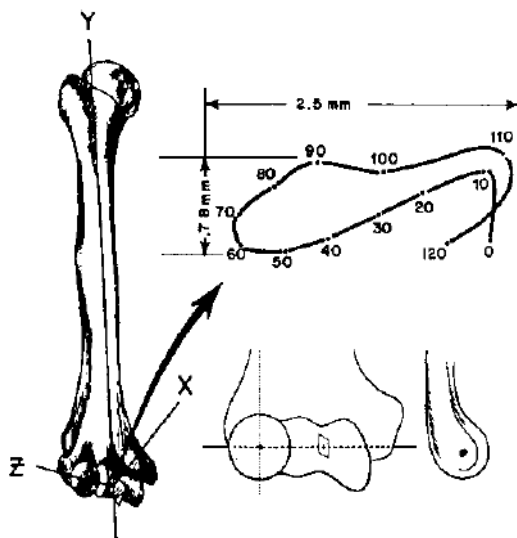


Figuur 13. In het linker figuur is het laterale aanzicht van de elleboog te zien waarin het gewrichtsvlak van de humerus onder een hoek van 30° ten opzichte van de humerusschacht staat. In het middelste figuur is te zien dat in het transversale vlak de frontale as (van de mediale naar de laterale epicondyl van de humerus) 5° ten opzichte van de horizontaal staat.



Figuur 14. Valgusstand van de onderarm ten opzichte van de bovenarm.

In het ontwerp van het meetinstrument moet rekening worden gehouden met de pro- en supinatie van de onderarm, zie paragraaf 1.4. Ook moet rekening worden gehouden met de ab- en adductie die plaatsvindt. Het kan zijn dat de gedwongen armpositie niet prettig aanvoelt waardoor men niet ongehinderd maximale kracht kan leveren. Om dit te voorkomen moet de flexie- extensie as van de elleboog zo goed mogelijk uitgelijnd worden met de draaias van het meetinstrument. Daarom moeten de scharnierpunten van het meetinstrument gelijk liggen met de epicondylen van de humerus. Dit houdt in dat de as tussen de twee scharnierpunten, 5° schuin staat ten opzichte van de horizontaal.



Figuur 15.Centrode van de elleboog

1.8 Antropometrische data doelgroep

Om de afmetingen van het meetinstrument te kunnen bepalen zijn de antropometrische data van de doelgroep nodig. Omdat de stomplengte van de kinderen minsten 30 á 40 mm lang moet zijn om in aanmerking te komen voor de Wilmer Elbow besturing, wordt de bovenarm lengte en de armomtrek berekend. Er zijn geen gegevens beschikbaar van de onderarmomtrek van valide kinderen en daarom wordt voor de boven- en onderarm omtrek dezelfde maat gebruikt. Hierdoor wordt waarschijnlijk de onderarmomtrek overschat. In welke mate dit gebeurt zal uit de praktijk moeten blijken.

Het meetinstrument moet toegepast kunnen worden bij kinderen tussen 2-12 jaar. Aan de hand van gegevens van de U.S Department of Health and Human Services (National Health and Nutrition Examination Surveys, 2012) zijn de maten voor de bovenarm lengte en de bovenarmomtrek berekend. Met deze maten is het meetinstrument instelbaar voor 95% van de doelgroep.

$$P_{2,5} = gem - (z * sd)$$

$$P_{97,5} = gem + (z * sd)$$

Voor jongens en meisjes zijn de maten apart uitgerekend. De maten die bepalend zijn voor de instelbaarheid van het meetinstrument zijn de kleinste en de grootste waarde die zijn gevonden bij de jongens en meisjes samen. De bovenarm lengte is tussen de 160 – 340 mm. De bovenarmomtrek is tussen de 155-265 mm. De berekeningen zijn bijgevoegd in bijlage 2.

1.9 Eisen en Wensen

Eisen

- De kracht moet gemeten worden in een frame, waardoor er geen verplaatsing kan optreden van het te meten ledemaat.
- De kracht moet in minstens drie ellebooghoeken (90°, 60°, 30°) gemeten kunnen worden.
- De draaias van het meetinstrument moet door de epicondyle mediale en laterale van de elleboog heen gaan, zodat er een zo zuiver mogelijke extensie plaatsvindt. De as staat dus tussen de 5-7° geroteerd ten opzichte van de horizontaal.
- Het meetinstrument moet toegepast kunnen worden bij kinderen met een stomp van 30 millimeter of langer.
- De uitkomstmaat van het meetinstrument is de maximaal vrijwillige kracht in Newton (N) en hiermee kan het elleboogmoment in Nm worden berekend.
- De kracht wordt gemeten door middel van een veerunster, met een max van 500 Newton.
- Het meetinstrument moet instelbaar zijn zodat kinderen met een bovenarmlengte tussen de 160-340 millimeter het meetinstrument passen.
- Het meetinstrument moet passen bij kinderen met een bovenarmomtrek tussen de 155 en 265 millimeter.
- Het meetinstrument moet binnen vijf minuten te bevestigen zijn en binnen 10 minuten een uitkomst geven.
- Het meetinstrument mag de beweging en krachtlevering niet hinderen.
- Het meetinstrument mag geen scherpe randen bevatten .
- Het meetinstrument moet betrouwbaar zijn: wanneer vijf keer eenzelfde kracht op komt te staan moet vijf keer hetzelfde gemeten worden.

Wensen

- Er moet in het horizontale vlak worden gemeten, zodat er geen correctie voor de zwaartekracht hoeft plaats te vinden.
- Het meetinstrument moet degelijk en functioneel zijn, waarbij daar waar mogelijk de kosten zoveel mogelijk gereduceerd worden.
- Het meetinstrument moet uitdagend zijn, zodat kinderen hun best doen.
- Meetinstrument bevat een Peak-hold modus.
- Het meetinstrument moet makkelijk op te bergen zijn in bijvoorbeeld een kast met afmetingen van 400*400*300mm.

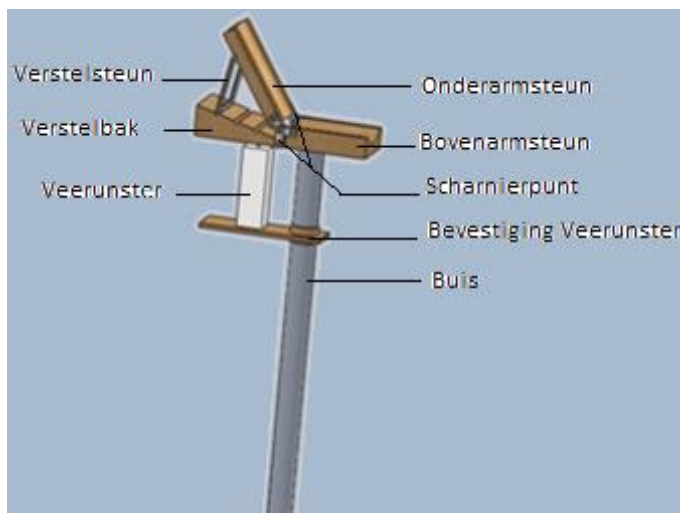
2. Ontwerp

In dit hoofdstuk wordt beschreven hoe het eindontwerp tot stand is gekomen. Er heeft een iteratief ontwerpproces plaats gevonden waarbij het eerste ontwerp “Emmi 1.0”, na een test, is herontworpen tot “Emmi 2.0”. Ook deze is vervaardigd en getest. Dit staat beschreven in hoofdstuk 3. De naam Emmi staat voor: elleboogmoment meetinstrument

Het ontwerpproces is begonnen met het maken van verschillende ideeschetsen. Een paar van deze schetsen zijn verder uitgewerkt. Telkens is teruggeblikt op de lijst van eisen en wensen en zijn de schetsen tot concepten uitgewerkt. Uiteindelijk is één ontwerp uitgekozen om te vervaardigen. Dit proces is weergegeven in bijlage 3. Het ontwerp Emmi 1.0 is te zien in figuur 16.

In figuur 16 zijn de verschillende onderdelen van Emmi 1.0 benoemd. De bovenarmsteun staat vast op de buis gemonteerd. De veerunster wordt bevestigd aan de buis, zodat de veerunster vast staat. De onderarmsteun en de verstelbak scharnieren met de bovenarmsteun. Doordat de veerunster vaststaat, wordt de verstelbak tegengehouden door de veerunster. Wanneer tegen de onderarmsteun wordt geduwd, wordt deze kracht overgebracht via de verstelsteun en de verstelbak op de veerunster.

Uit de analyse is nog niet duidelijk geworden in welke positie (zittend of staand, een horizontale of verticale beweging) men de minste compensatiestrategieën vertoont. Emmi 1.0 is eerst vervaardigd en getest zonder een voet. Emmi 1.0 kan worden vastgeklemd en kan hierdoor in verschillende posities gebruikt worden, respectievelijk: zittend verticaal, zittend horizontaal en staand verticaal.



Figuur 16. Emmi 1.0 met benaming van de verschillende onderdelen.

Materiaalkeuze

Emmi 1.0 moet aan een aantal eisen voldoen: Het frame moet rigide zijn, zodat in geen enkele richting beweging mogelijk is. Het frame moet zorgen dat de kracht maar in één richting geleverd kan worden, zodat een zuivere elleboogextensie plaatsvindt. Het frame moet zo vervaardigd worden en de materialen moeten zo gekozen worden dat er een minimale vervorming plaatsvindt wanneer kracht wordt uitgeoefend op Emmi 1.0.

Wanneer de TU Delft Emmi 1.0 op de markt brengt wordt geadviseerd om deze te maken van:

Buis: Aluminium

Bevestiging veerunster: MDF

Verstelbak: kunststof

Verstelsteun: staal

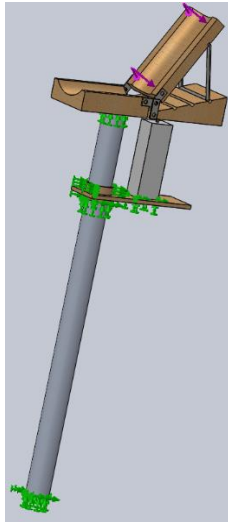
Armsteunen: kunststof

Krachtenanalyse

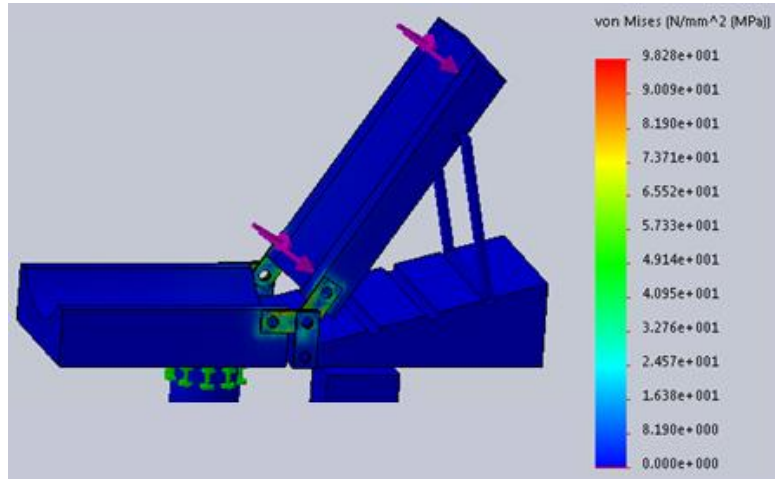
In SolidWorks is met behulp van simulation een krachtenanalyse gemaakt van Emmi 1.0. In figuur 17 is te zien dat de bevestiging van de veerunster en de bovenarmsteun aan de buis zijn gefixeerd en dat de buis zelf ook gefixeerd is. Er is een kracht van in totaal 250 Newton op de onderarmsteun geplaatst.

De inschatting is dat de doelgroep niet meer dan 200 N aan kracht kan leveren. Om een kleine marge te hebben wordt de krachtenanalyse uitgevoerd met 250 N.

In figuur 18 is Emmi 1.0 te zien met de optredende Von Mises spanning. De maximale spanning die optreedt is ongeveer 98 N/mm². Deze treedt op in de strip waarmee de armsteunen en verstelbak om het scharnierpunt draaien. De strip is gemaakt van staal S235. De spanning is lager dan de toelaatbare spanning voor S235, deze is namelijk 160 N/mm², bij statische belasting.

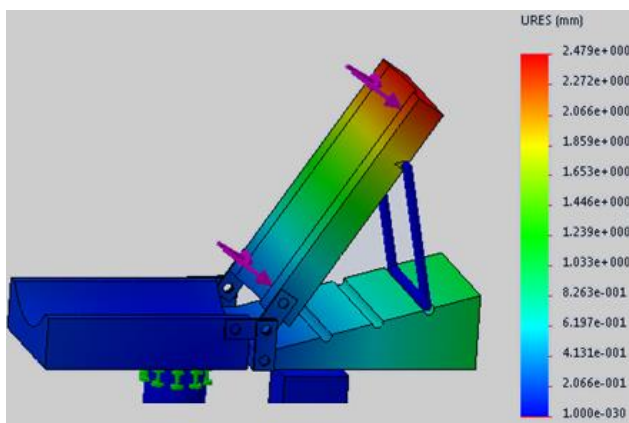


Figuur 17. Fixaties, de groene pijlen krachten op Emmi 1.0

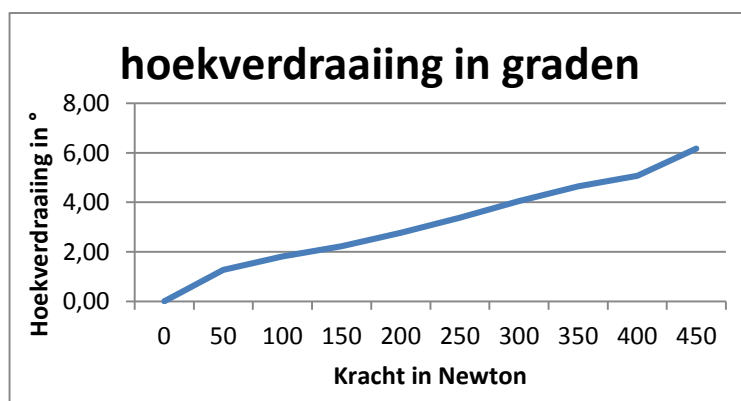


Figuur 18. Emmi 1.0 met de optredende Von Mises spanning. De hoogste spanning treedt op in de strips, hier is een groene verkleuring te zien. De optredende spanning is ongeveer 98 N/mm²

Aan het uiteinde van de onderarmsteun vindt een verplaatsing van ongeveer 2 mm plaats, dit is weergegeven in figuur 19. Het vermoeden is, dat dit in werkelijkheid minder zal zijn, omdat de kracht die geleverd wordt meer verdeeld is over de onderarmsteun dan in de SolidWorks simulation het geval is. Daarnaast verplaatst de onderarmsteun, verstelbak en steun sowieso doordat de veerunster ingedrukt wordt zodra hier kracht op wordt gezet, zie figuur 20.



Figuur 19. Doorbuiging van Emmi 1.0. In deze situatie buigt het uiteinde van de onderarmsteun ongeveer 2 mm door.



Figuur 20. De hoekverdraaiing in graden die optreedt wanneer er kracht wordt geleverd. Op de x as staat de kracht in Newton, die wordt uitgeoefend op de veerunster. Op de y as staat de hoekverdraaiing van Emmi 1.0 in graden

Vervaardiging

Eerst is een testmodel gemaakt van Emmi 1.0, zie figuur 21. Hierbij stond functionaliteit voorop, met gevolg dat op een aantal punten niet aan de originele tekeningen is gehouden.

De onderarmsteun is korter gemaakt, de onderarmsteun en bovenarmsteun zijn nu evenlang. De verstelbak is weggelaten. Om Emmi 1.0 in verschillende hoeken te zetten is gebruik gemaakt van delen van een gitaarsteun. Deze is op een MDF plank gemonteerd. De veerunster staat niet vast op een plank, maar er is gebruik gemaakt van hoekijzers. Dit was makkelijker te vervaardigen en er is op deze manier minimale doorbuiging. Voor het vervaardigen van het testmodel is gekozen om de armsteunen en de verstelbak te maken van vurenhout. De veerunster is met behulp van hoekijzers aan de buis bevestigd. De strips waarmee de armsteunen en de verstelbak aan het scharnier zitten is gemaakt van staal. Bij deze onderdelen is het van belang dat de doorbuiging zo min mogelijk is. De gebruikte materialen waren beschikbaar in de werkplaats van de Haagse Hogeschool of zijn goedkoop aangeschaft, vanwege geen budget.



Figuur 21. Emmi 1.0 vervaardigd

Test en Evaluatie

Er is getest in zowel het sagittale (zittend) als het longitudinale (zittend en staand) vlak. Om na de metingen de hoek van Emmi 1.0 en de ellebooghoek van de proefpersoon te bepalen zijn markers geplaatst op de epicondylus lateralis en medialis, styloideus processus ulna en op het acromion. In elke houding is drie keer een meting gedaan, waarbij de proefpersoon zo hard mogelijk zijn arm probeerde te strekken. Dit is van zowel de zijkant als de achterkant gefilmd. De hoeken zijn met behulp van Kinovea opgemeten

Resultaten

In totaal hebben zes mannen en vrouwen, tussen de 20-30 jaar, deelgenomen aan de test. Zij hebben allen hun toestemming gegeven. De proefpersonen zijn van te voren geïnformeerd over het doel van de tests en zijn gevraagd om zo hard als zij konden kracht te leveren.

Als eerst is Emmi 1.0 vergeleken met de lijst van eisen en wensen. Een aantal eisen kunnen niet getoets worden. Deels omdat deze van toepassing zijn op kinderen met een reductiedefect. Deze worden niet getest vanwege de officiële aanvragen die daarvoor gedaan moeten worden.

Verder kan er nog niet in 90, 60 en 30° gemeten worden en de draaias staat niet onder een hoek van 5°. Ook was het niet mogelijk om de arm zo te positioneren dat de epicondyle mediale of laterale in dezelfde lijn lag met de scharnieren. De overige eisen worden nu besproken.

Het meetinstrument mag de beweging en krachtlevering niet hinderen

De manier waarop de armen in de steunen vastzitten, weergegeven in figuur 22, wordt als niet comfortabel ervaren. Voornamelijk het uiteinde (distaal) van de onderarmsteun en de banden waarmee de proefpersoon vastzit zorgen voor drukplekken en irritaties. Aan het uiteinde van onderarmsteun zit een kussentje, desondanks werd aangegeven dat op dit punt drukpunten ontstonden. Ook werd door een aantal het uiteinde (meest proximaal) van de bovenarmsteun als niet prettig ervaren.



Figuur 22. Fixatie in het frame



Figuur 23. Tijdens het testen blijft de bovenarm niet goed tegen de steun aan

De banden houden de armen niet voldoende in één stand, waardoor de bovenarm ruimte heeft om iets uit de steun te komen, zie figuur 23. Hierdoor kan het zijn dat het draaipunt niet meer bij de elleboog ligt maar op het uiteinde van de onderarmsteun.

De kracht moet gemeten worden in een frame, zodat er geen verplaatsing kan optreden van het te meten ledemaat.

Er is gekeken of de hoeken van Emmi 1.0 en de ellebooghoek van de proefpersoon overeenkomen. Of dat een standaard afwijking zichtbaar is, wanneer deze hoeken niet overeenkomen. Dit is beide niet het geval. Het verschil tussen de hoek van Emmi 1.0 en de ellebooghoek van de proefpersoon varieert tussen de 1-7°, zie tabel 2. De beginhoek van Emmi 1.0 wisselt een paar graden (ongeveer 3°) tussen de metingen, maar nog meer tussen de proefpersonen (8°). Ook de beginhoek van de proefpersoon wisselt tussen de metingen. Al is dit over het algemeen niet meer dan 3°. De beginhoek tussen de proefpersonen kan met 11° verschillen. Dit verschil is te groot. Het verschil tussen proefpersonen zou kunnen komen doordat de epicondylen van de humerus niet gelijk met het draaipunt van Emmi 1.0 kunnen liggen in dit ontwerp. En omdat de banden de bovenarm en onderarm van de proefpersoon niet voldoende in de steunen vasthouden.

Tabel 2. Verschil in hoeken tussen Emmi 1.0 (Emmi) en de ellebooghoek van de proefpersoon (arm).

<i>90 graden</i>	Emmi	Arm	Verschil Emmi-arm	Toename van beginstand naar maximale hoek Emmi	Toename van beginstand naar maximale hoek arm
Kleinste waarde	97	96	1	3	3
Grootste waarde	105	106	6	8	13
<i>60 graden</i>					
Kleinste waarde	140	134	1	3	16
Grootste waarde	146	145	7	8	3

Het meetinstrument moet binnen vijf minuten te bevestigen zijn en binnen 10 minuten een uitkomst geven.

Het positioneren van de proefpersoon in het meetinstrument ging bij de één wat sneller als bij de ander, maar kostte niet meer dan vijf minuten. Het testen en aflezen zelf is snel gedaan. De proefpersoon moet vijf seconden zo hard mogelijk duwen tegen Emmi 1.0. Daarna kan in 30 seconden afgelezen worden wat de piekkracht is geweest. Elke proefpersoon heeft in iedere stand drie metingen gedaan. De drie metingen kunnen binnen 10 minuten uitgevoerd worden.

Houding

Er is in verschillende houdingen getest: zittend in het sagittale vlak en zittend en staand in het longitudinale vlak. Tijdens de testen was gelijk zichtbaar dat bij de staande houding de proefpersoon met het hele lichaam naar voren leunen. Wanneer men dit doet, wordt niet meer zuiver de extensiekracht van de elleboog gemeten, maar wordt ook gemeten hoe hard men naar voren leunt. Uit de videobeelden bleek dat wanneer de proefpersoon zat en in horizontale richting kracht moest leveren, de minste bijbewegingen werden gemaakt en dus het minst zichtbaar "vals spelen". Tijdens zittend, verticaal kracht leveren, werd ook naar voren geleund.

In tabel 3 is te zien dat de hoogste piekkrachten over het algemeen in staande positie worden behaald. Het is echter niet zo dat de gemiddelde piekkracht over drie metingen in de staande positie bij iedereen het hoogst is. De minste compensatie vindt plaats in zittende houding, waarbij in het horizontale vlak kracht wordt geleverd, dus moet het definitieve ontwerp hierop worden aangepast.

Tabel 3. Gemeten kracht (N) in de verschillende houdingen. Met groen gemarkeerd zijn de hoogst behaalde gemiddelde waarden per proefpersoon per hoek in de verschillende houdingen

Proefpersoon	Hoek (°)	Staand Kracht (N)				Gemiddeld	Zittend Kracht (N)				Gemiddeld	Horizontaal Kracht (N)				Gemiddeld
1	90	224	266	246		245	164	187	153		168	157	195	197		183
	60	167	197	210		191	187	223	217		209	197	210	213		207
2	90	216	202	199		206	187	187	203		192	196	196	170		187
	60	216	223	193		211	174	177	217		189	157	186	187		177
3	90	133	163	180		159	53	93	106		84	213	166	180		186
	60	143	180	147		157	70	87	67		75	154	170	167		164
4	90	170	186	163		173	187	183	187		186	187	187	196		190
	60	153	197	203		184	163	170	176		170	156	144	146		149
5	90	253	270	290		271	226	276	250		251	233	260	253		249
	60	93	116	93		101	33	147	170		117	153	180	203		179
6	90	163	166	177		169	179	183	167		176	179	173	169		174
	60	110	126	190		142	180	113	175		156	160	149	145		151

Conclusie

Aan de hand van bovenstaande testresultaten wordt een nieuw model ontworpen en vervaardigd. Hierbij moet met name de onderarmsteun meer comfortabel worden door bijvoorbeeld de binnenkant te bedekken met dun laagje foam of schuimrubber. Daarnaast moet de rand meer afgerond worden. De meting moet zittend in het horizontale vlak worden uitgevoerd. Hier moet het ontwerp op worden aangepast. Tenslotte moeten de epicondylen van de humerus gelijk kunnen liggen met de scharnieren van Emmi 1.0.

Ook wordt gekozen om in één hoek te meten en in eerste instantie het meetinstrument niet verstelbaar in verschillende hoeken te maken. Op dit moment voegt het kunnen meten in twee standen niets toe.

3. Ontwerp “Emmi 2.0”

Uit de resultaten van de test van Emmi 1.0, bleek dat er een aantal punten verbeterd moest worden. In dit hoofdstuk worden de herziene eisen en wensen, het nieuwe ontwerp en de test van het nieuwe ontwerp, Emmi 2.0, besproken.

Herziene eisen en wensen

Er zijn een aantal eisen die aan de hand van de testresultaten herzien worden.

De eis over het kunnen meten van de kracht in verschillende hoeken wordt vervangen door: de kracht moet gemeten worden in één hoek tussen de 60-100°.

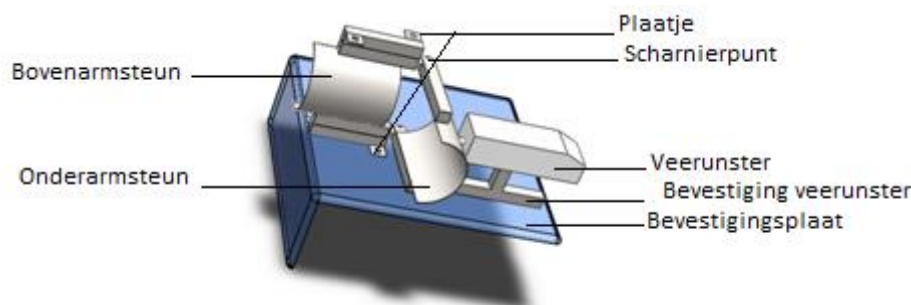
Verder komen de volgende eisen erbij:

1. De beweging vindt plaats in het transversale vlak.
2. De meting moet zittend worden uitgevoerd.
3. De armsteunen mogen niet voor drukpunten zorgen en moeten dus op zijn minst op de uiteinden voorzien worden van zacht materiaal.

Nieuwe ontwerp

Aan de hand van de nieuwe lijst van eisen en wensen, is teruggekeken op de gemaakte schetsen en is één schets stapje voor stapje verder uitgewerkt. Dit is te zien in bijlage 4.

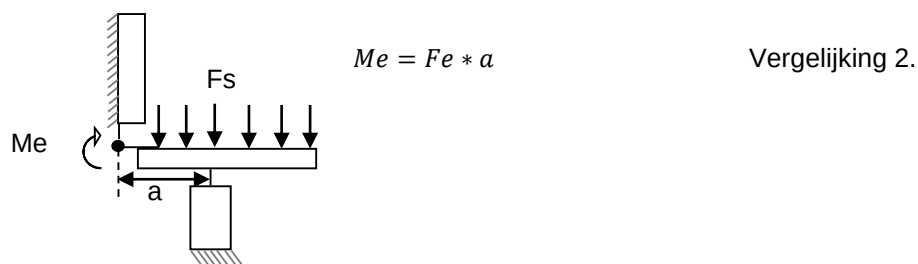
Emmi 2.0, te zien in figuur 24, heeft hetzelfde principe als Emmi 1.0, alleen zitten de bovenarmsteun en de veerunster nu vast op een plaat die op de tafel wordt gezet. Aan de bovenarmsteun zitten een aantal plaatjes. Deze worden met een boutverbinding aan de plaat gezet. De bouten liggen verzonken in de plaat. Door de bovenarmsteun om te draaien kan zowel een linkerarm als rechterarm getest worden. Hiervoor moet alleen het moertje los gedraaid worden, de armsteun omgedraaid en het geheel weer worden vastgezet. De veerunster zit ook met verzonken bouten vast aan de plaat. Wanneer de armsteun omgedraaid wordt, moet de veerunster ook verzet worden. Door gebruik te maken van vleugelmoeren gaat het los- en vastdraaien gemakkelijk.



Figuur 24. Emmi 2.0 met benaming van de verschillende onderdelen

De bovenarmsteun zit nu aan de voorkant van de bovenarm in tegenstelling tot het oude ontwerp, hier zat de bovenarmsteun aan de achterkant van de arm. Door de bovenarm aan de voorkant tegen te houden wordt verwacht dat er geen banden nodig zijn om de arm in de juiste positie te houden tijdens de meting. Door de armsteunen met verschillende diktes schuimrubber te bekleden kan de armsteun voor iedere arm geschikt worden gemaakt.

In figuur 25 staat een schematische tekening met de extensiekracht (F_s) en het elleboogmoment (M_e) en momentsarm a van 95 mm, weergegeven. In deze tekening wordt duidelijk dat het elleboogmoment uitgerekend kan worden met vergelijking 2.



Figuur 25. Vrijlichaamsdiagram Emmi 2.0 met de extensiekracht F_s , $a = 95\text{mm}$, en het elleboogmoment M_e

Materiaalkeuze

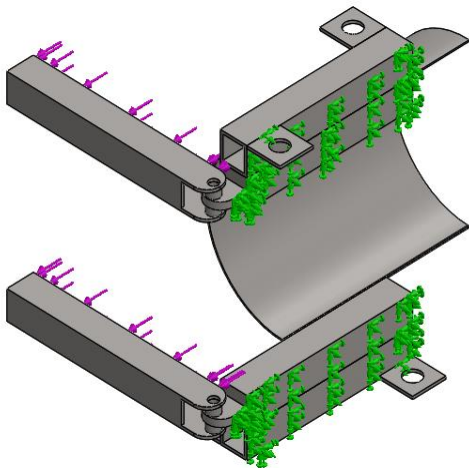
Emmi 2.0 is een ontwerp dat gemakkelijk uit een kast gepakt kan worden en op tafel kan worden gezet. De materiaalkeuze is bepalend voor het gewicht van het ontwerp. Wanneer het ontwerp daadwerkelijk in gebruik wordt genomen, zijn er een aantal materialen die volgens de auteur geschikt zijn om te gebruiken. Het materiaal moet stevig zijn, zodat er een minimale vervorming plaatsvindt en het materiaal mag het niet splinteren. Daarnaast zou het wenselijk zijn om Emmi 2.0 zo licht mogelijk te maken.

De bevestigingsplaat kan van kunststof, zoals cellulose-propinaten. Dit is lichter dan hout of aluminium, maar sterk genoeg voor de krachten die er op komen. De armsteunen kunnen ook van eenzelfde soort kunststof gemaakt worden als de bevestigingsplaat. De staven waarmee de armsteunen nu aan het scharnierpunt en de bevestigingsplaat vastzitten moeten sterk zijn, zodat er een minimale doorbuiging plaatsvindt wanneer er een kracht op wordt uitgeoefend. Deze moeten van aluminium of staal gemaakt worden. Door een vierkant profiel te kiezen wordt het oppervlakte wat vergroot, zodat de spanning die op de onderdelen komt te staan meer verdeeld wordt.

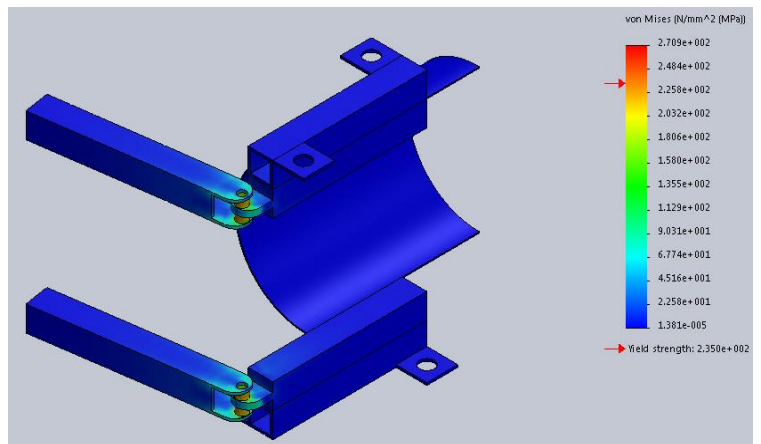
Voor de vervaardiging van Emmi 2.0 zijn echter andere materialen gekozen, vanwege de mogelijkheden om de materialen te bewerken. In de krachtenanalyse is gerekend met de materialen die worden gebruikt voor de vervaardiging van Emmi 2.0.

Krachtenanalyse

Het scharnierpunt van Emmi 2.0 is de zwakke plek waar waarschijnlijk hoge spanningen op staan. Om uit te zoeken wat met dit deel, zie figuur 26, van het ontwerp gebeurd is, is in SolidWorks een krachtenanalyse gemaakt. Ook is in dit figuur te zien dat de staven die aan de bovenarmsteun vastzitten als vast punt zijn ingesteld. Omdat bij de test van Emmi 1.0 vervormingen optraden is niet van de kracht van de doelgroep uitgegaan, maar van de maximale kracht die tijdens de test is uitgeoefend. De hoogst behaalde kracht was 266 N. In de krachtenanalyse wordt daarom met 300N gerekend. Dit volledige ontwerp is gemaakt van S235.



Figuur 26. Deel van het ontwerp welke gebruikt is voor de krachtenanalyse. De onderarmsteun, bevestigingsplaat en veerunster zijn hier niet gebruikt. De groene pijlen geven aan waar het ontwerp vast zit en de paarse pijlen geven aan waar de kracht op staat



Figuur 27. Von Mises spanning. Deze is maximaal 225 N/mm² en treedt op in de ringetjes die bij het scharnierpunt zitten.

In figuur 27 is de optredende Von Mises spanning te zien. De spanning wordt het hoogst in de scharnieren, respectievelijk 225 N/mm². Dit is hoger dan de toelaatbare spanning van het gekozen staal S235 (160N/mm²). Op de uiteinden van de staven (licht blauw/groen gekleurd in figuur 27) staat een spanning van ongeveer 135 N/mm². Voor de scharnieren moet het materiaal dus een hogere toelaatbare spanning hebben, zoals bijvoorbeeld E335 (toelaatbare spanning van 225N/mm². Of kan de vorm aangepast worden, door bijvoorbeeld het gat waar de boutverbinding doorheen gaat verder van de rand af te boren.

Vervaardiging

De vervaardiging van Emmi 2.0, zie figuur 28, heeft voornamelijk plaats gevonden in een werkplaats buiten de TU Delft en de Haagse Hogeschool. Voor de armsteunen is een dunne staalplaat gebruikt. De rest van de onderdelen zijn ook gemaakt van staal, behalve de bevestigingsplaat waar alles op gemonteerd is. Deze is van MDF. De houder van de veerunster en de staaf waar de bovenarmsteun aan vast zit, zijn door middel van een boutverbinding aan de bevestigingsplaat gemonteerd. De andere onderdelen zijn aan elkaar gelast.

Om het ontwerp ook comfortabeler te maken dan Emmi 1.0 is er van schuimrubber kussentjes gemaakt die in de armsteunen gelegd worden. Er zijn drie verschillende diktes gemaakt (1, 2 & 3 cm dik), zodat het ontwerp getest kan worden door een grote range aan proefpersonen. In bijlage 7 zijn de bouwtekeningen van Emmi 2.0 te zien.



Figuur 28. Emmi 2.0 vervaardigd

Test & evaluatie

Elke proefpersoon heeft vijf metingen uitgevoerd. Voor elke meting positioneerde de proefpersoon zijn of haar arm weer opnieuw. Hierdoor was tussen elke meting een korte rustpauze. De metingen zijn van bovenaf gefilmd zodat de hoeken van Emmi 2.0 en de proefpersoon achteraf bepaald konden worden. Hiervoor zijn op de processus styloideus ulnae, epicondylus lateralis van de humerus en op het midden van de humerus markers geplaatst.

In de resultaten is met behulp van Kinovea de beginhoek van Emmi 2.0 en de elleboog van de proefpersoon opgemeten. Ook is de hoek van Emmi 2.0 en de ellebooghoek van de proefpersoon op het moment van maximale krachtlevering gemeten. Verder zijn de piekkrachten genoteerd en is de correlatie tussen de hoektoename en kracht berekend in IBM SPSS Statistics 20. Hierbij wordt verwacht dat er een correlatie tussen deze twee parameters is. De hypothese is: des te groter de hoektoename, des te groter de piekkracht. Verder is met de Wilcoxon signed rank toets gekeken of er sprake is van een leereffect.

Resultaten

Emmi 2.0 is getest bij elf mannen en vrouwen tussen de 20-30 jaar. Iedereen is geïnformeerd over het doel van de test en hebben hun toestemming gegeven voor deelname. Iedereen is aangemoedigd om zo hard mogelijk te duwen.

Het meetinstrument mag de beweging en krachtlevering niet hinderen.

Na de test is elke proefpersoon gevraagd of er plekken waren waar drukpunten ontstonden tijdens de meting. Één proefpersoon had last van drukpunten aan de binnenkant van de elleboog en aan het uiteinde van de laterale zijde van de onderarm. Deze proefpersoon zat tijdens de metingen niet goed tegen de armsteunen aan. De kussentjes kunnen iets verlengd worden, zodat deze net over de randen heen vallen. De rest van de proefpersonen heeft aangegeven nergens last van te hebben.

Zijn er zichtbare compensatiestrategieën?

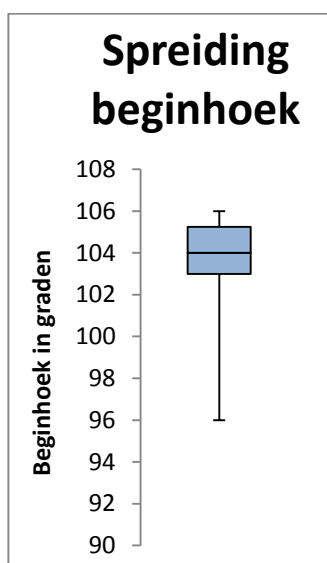
Tijdens de test zijn een aantal compensatiestrategieën waargenomen. Namelijk het vasthouden van de tafel met de vrije hand. Hierdoor ontstaat een gesloten keten en kan de proefpersoon meer kracht zetten. Ook wanneer men met de bovenarm niet volledig tegen de armsteun aanzit, lijkt het of de proefpersoon meer kracht kan genereren. Een verklaring kan zijn dat de proefpersoon horizontale abductie maakt en zo meer kracht kan zetten. Bij één proefpersoon was de horizontale abductie duidelijk te zien.

Het meetinstrument moet binnen vijf minuten te bevestigen zijn en binnen 10 minuten een uitkomst geven.

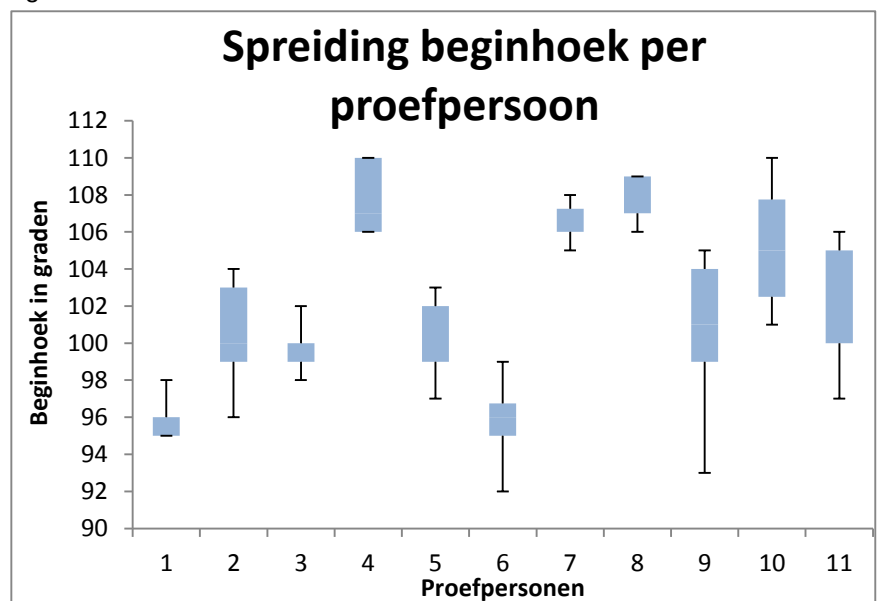
Omdat gebruik gemaakt wordt van verschillende kussentjes, kost het wat meer tijd om de arm goed te positioneren (dus de epicondyle laterale in dezelfde lijn krijgen als het scharnier). Dit neemt niet meer dan vijf minuten tijd in beslag. De metingen zijn binnen 10 minuten uit te voeren.

Uitlijning meetinstrument met de elleboog van de proefpersoon.

Het goed positioneren van de arm in het frame is gemakkelijker dan bij Emmi 1.0. Door de kussentjes kan de arm zo gepositioneerd worden, zodat de epicondyle laterale in dezelfde lijn ligt als het scharnier. Wanneer de arm na een meting uit het frame wordt gehaald en er vervolgens weer ingelegd wordt, is de ellebooghoek niet bij elke meting gelijk. Er is een verschil gemeten tussen de 95-110°, zie figuur 29. Dit verschil is tussen alle metingen van alle proefpersonen. Wel moet worden gezegd dat niet bij elke proefpersoon even nauwkeurig is gekeken of de arm er goed in zat. Per proefpersoon verschilt de beginhoek maximaal 8°. De verschillen in beginhoek tussen de metingen per proefpersoon zijn weergegeven in figuur 30.



Figuur 29. Spreiding tussen de proefpersonen in beginhoek van de arm. Op de y-as is de beginhoek in graden



Figuur 30. Spreiding van de beginhoek van de arm tussen elke meting. Elke plot stelt een proefpersoon voor (x-as). Op de y-as staat de beginhoek in graden

De kracht moet gemeten worden in een frame, waardoor er geen verplaatsing kan optreden van het te meten ledemaat.

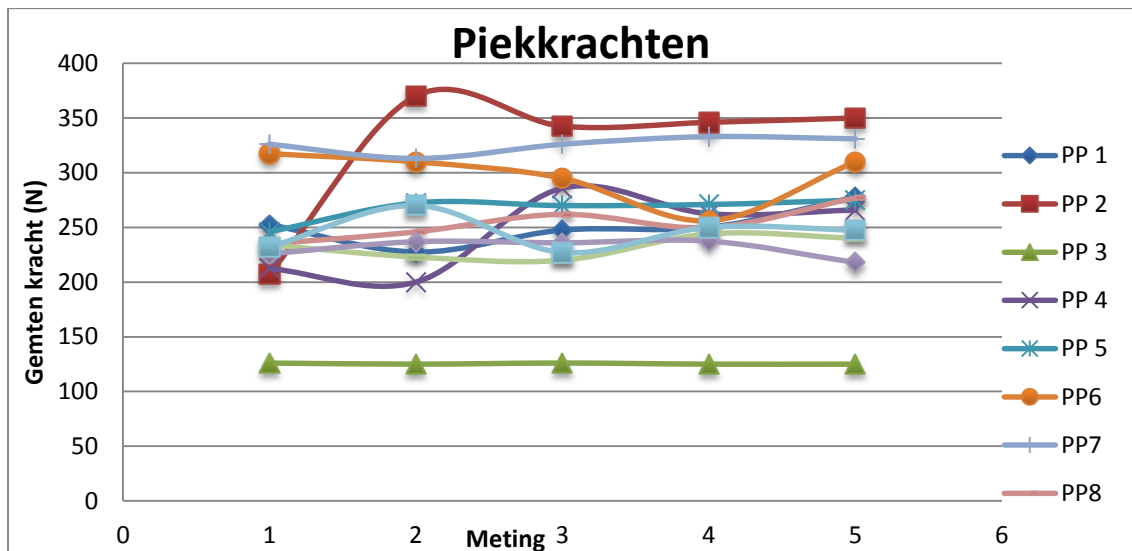
Om te kijken of de arm verplaatst tijdens de meting, is gekeken naar de hoekverandering van Emmi 2.0 en de ellebooghoek van de proefpersoon tijdens maximale krachtlevering. De gemiddelde hoektoename bij maximale kracht, is per proefpersoon verschillend. De gemiddelde hoektoename van de arm ligt tussen de 11.8-25.2°. Berekend is dat er een significante ($p=0.018$) correlatie is tussen de hoektoename van de arm en de kracht ($r=0.32$). Dit betekent dat er matig bewijs is voor de hypothese: hoe groter de hoektoename, des te groter de kracht.

De gemiddelde hoektoename van Emmi 2.0 is niet hetzelfde als die van de arm. Hier ligt de gemiddelde hoektoename tussen de 2.6-5.8°. Er is wel een iets sterkere correlatie gevonden tussen de kracht en hoektoename van Emmi 2.0. Er is een significante ($P<0.001$) correlatie tussen de hoektoename en de kracht ($r=0.49$).

Is er sprake van een leereffect?

Er zijn geen significante verschillen gevonden tussen de metingen. Er kan dus niet gezegd worden dat er een leereffect is en dat er een bepaald aantal metingen gedaan moeten worden.

In figuur 31 staan de gemeten kracht bij iedere meting voor elke proefpersoon aangegeven.



Figuur 31. De gemeten piekkracht per proefpersoon. Op de x-as staat het aantal metingen, op de y- as de gemeten kracht.

Betrouwbaarheid

Emmi 2.0 is betrouwbaar wanneer er 5 keer een bekende kracht op wordt gezet. Uit 5 van de 5 metingen werd hetzelfde resultaat afgelezen.

Het elleboogmoment

Het meetinstrument moet als uitkomst het elleboogmoment in Newtonmeter geven. De piekkracht die na de meting wordt afgelezen voldoet hier niet aan. Om het elleboogmoment te bepalen moet de piekkracht nog vermenigvuldigd worden met de momentsarm, deze is 95 millimeter, zoals weergegeven in vergelijking 2 op bladzijde 20. In tabel 4 is het elleboogmoment berekend uit de gemiddelde piekkracht.

Tabel 4. Gemiddelde kracht en het daaruit berekende elleboogmoment.

Proefpersoon	Gemiddelde kracht (N)	Elleboogmoment (Nm)
PP1	251	23,8
PP2	323,2	30,7
PP3	125,4	11,9
PP4	245,4	23,3
PP5	266,9	25,4
PP6	297,7	28,3
PP7	325,8	31
PP8	254	24,1
PP9	232,2	22,1
PP10	230,9	21,9
PP11	245,3	23,3

3. Discussie

In dit verslag is beschreven hoe vanuit de vraag "Ontwikkel een meetinstrument waarmee het elleboogmoment bepaald kan worden", een eerste proof of concept is ontwikkeld en getest. Het proof of concept is Emmi 2.0 geworden. Hiermee kan eenvoudig het elleboogmoment van een persoon bepaald worden. Echter moeten er nog wel een aantal punten aangepast worden voordat Emmi 2.0 daadwerkelijk in gebruik kan worden genomen. Deze punten zijn in deze discussie beschreven. Eerst worden de metingen die uitgevoerd zijn besproken.

De metingen hebben een aantal beperkingen gehad. In de ruimte waar de test is uitgevoerd was geen kruk aanwezig die op de juiste hoogte ingesteld kon worden. Met gevolg dat de bovenarmen van de proefpersonen niet horizontaal in de bovenarmsteun lagen en de proefpersonen niet rechtop konden zitten. Hierdoor kunnen ze beperkt zijn geweest in het leveren van maximale kracht.

De eerste vijf proefpersonen zijn op een andere locatie gemeten dan de tweede groep proefpersonen. Bij de tweede groep proefpersonen was ook geen juiste kruk of hoge tafel aanwezig om de proefpersonen in de juiste houding te laten zitten. De proefpersonen die de tests hebben uitgevoerd zijn groter dan kinderen tussen de 2-12 jaar, waardoor een standaard kruk niet laag genoeg kan worden gezet. Bij kinderen waarbij het elleboogmoment bepaald moet worden, zal dit probleem minder voorkomen.

Om de ellebooghoek van de proefpersoon te kunnen bepalen is gebruik gemaakt van drie markers. Door Emmi 2.0 was de marker op de epicondylus lateralis van de humerus meestal niet zichtbaar. Wanneer deze niet zichtbaar was is, er aangenomen dat de epicondylus lateralis van de proefpersoon recht onder het draaipunt van EMMI 2.0 lag. Tenzij overduidelijk was dat de epicondylus lateralis op een andere plek zat, doordat bijvoorbeeld een deel van de marker zichtbaar was. Hierdoor kon niet altijd even nauwkeurig de ellebooghoek van de proefpersonen gemeten worden.

Bij twee proefpersonen was de bovenarmsteun te lang waardoor deze in de oksel prikt en hierdoor niet comfortabel is voor de persoon. De gemeten proefpersonen verschillen niet heel veel in lengte, kinderen tussen de 2 en 12 jaar verschillen wel veel in lengte. Het is daarom noodzakelijk om de bovenarmsteun in lengte te kunnen verstellen.

Uit de metingen bleek dat de beginhoek van de arm van de proefpersoon kan verschillen tussen de meting en tussen proefpersonen. Dit ligt aan de nauwkeurigheid waarmee de arm in de armsteunen wordt gepositioneerd. Daarnaast sluiten de armsteunen nog niet voldoende aan op de arm en kan de arm niet voldoende gefixeerd worden. Wanneer de armsteunen beter aansluiten op de arm en de arm beter gefixeerd kan worden, wordt het verschil in beginhoek van de elleboog kleiner en wordt de correlatie tussen de kracht en ellebooghoek sterker. Wanneer getest wordt bij een grotere onderzoeksgroep kan de eventuele relatie tussen kracht en hoek beter worden aangetoond.

Emmi 2.0 meet de piekkracht die men kan leveren met het maken van extensie van de onderarm tijdens een statische contractie. De uitkomstmaat moest het elleboogmoment zijn. Daarom moet de uitkomst van Emmi 2.0 (in Newton) vermenigvuldigd worden met de momentsarm van de veerunster, zoals beschreven op bladzijde 20. Wanneer de elleboogmomenten, die bepaald zijn tijdens de metingen, worden vergeleken met de literatuur zijn er grote verschillen. Zo heeft Bazzucchi et al (2006) waarden van 47-111Nm bij een vergelijkbare onderzoeksgroep (studenten tussen de 20-30 jaar) gevonden. Pinter et al (2010) heeft een gemiddeld extensiemoment van mannen en vrouwen (22-44 jaar) samen van 58 Nm gevonden. Uit onderzoek van Singh & Karpovich (1968) bleek een extensiemoment van 20-30 Nm bij studenten tussen de 20-30 jaar.

De waarden uit de literatuur verschillen onderling veel met elkaar, maar ook veel met de gevonden waarden in dit onderzoek. Bazzucchi et al (2006) heeft het extensiemoment bepaald tijdens een isokinetische contractie en geen statische contractie. Hierdoor zijn de resultaten uit zijn onderzoek en dit onderzoek moeilijk te vergelijken, en is de manier van meten waarschijnlijk de reden voor het verschil in extensiemoment. Pinter et al (2010) en Singh & Karpovich (1968) hebben beide een isometrische contractie uitgevoerd maar verschillende waarden gevonden. Beide hebben hun metingen verricht met een dynamometer. De extensiemomenten uit dit onderzoek komen overeen met die van Singh & Karpovich. Echter zijn er een aantal punten waardoor de extensiemomenten uit dit onderzoek waarschijnlijk hoger kunnen zijn. Omdat de enige variabele in het bepalen van het extensiemoment de gemeten kracht is, hebben al deze punten te maken met de gemeten kracht.

Zo is er van te voren bepaald in welke ellebooghoek en romp-bovenarmhoek, de m. Triceps zijn optimale lengte heeft om maximaal kracht te leveren. Maar de ellebooghoeken waren op het moment van maximale kracht bij alle proefpersonen groter dan 100°. Bij deze hoek heeft de m.Triceps niet meer zijn optimale lengte. In een aangepaste versie van Emmi 2.0 moet daarom de beginhoek niet op 90° worden gezet maar op 70°. Zodat de maximale krachtlevering plaatsvindt in de optimale range tussen de 60-100°.

De scharnieren van Emmi 2.0 zorgen op dit moment nog voor veel weerstand, omdat deze niet goed zijn uitgelijnd. De proefpersoon moet deze weerstand overwinnen, waardoor de gemeten piekkracht lager is dan de daadwerkelijk geleverde kracht. Omdat de scharnieren ten opzichte van elkaar ook niet voldoende uitgelijnd zijn, bestaat nu ook nog de kans dat een deel van de kracht direct op de tafel wordt overgebracht en niet door de veerunster gemeten wordt.

De schuimrubberen kussentjes die gebruikt zijn, om de armsteunen comfortabel te maken voor de proefpersoon en om de arm te positioneren, kunnen de kracht dempen.

Ook valt de gemeten kracht lager uit dan de daadwerkelijke kracht, doordat op het moment van maximale krachtlevering, niet loodrecht kracht wordt uitgeoefend op de veerunster. Wanneer een kracht op de veerunster komt te staan, wordt het pennetje van de veerunster ingedrukt. Hierdoor wordt de hoek van Emmi 2.0 groter, waardoor de kracht niet meer loodrecht op de veerunster komt. Des te groter de kracht, des te groter de hoekverdraaiing waardoor het verschil ook groter wordt. Om de meetfout te kunnen bepalen is een berekening gemaakt, deze staat in bijlage 5. Bij een werkelijke kracht van 450 N wordt een kracht van 447.4 N gemeten. Er is een maximaal verschil van 2.6 N. De doelgroep die Emmi 2.0 gaat gebruiken zijn kinderen tussen de 2-12 jaar. Deze halen lagere krachten dan de gebruikte onderzoeksgroep in dit verslag. Wanneer er krachten boven de 300 N worden geleverd wordt de meetfout meer dan 1 N. Deze meetfout wordt verwaarloosd omdat deze bij de doelgroep, kleiner is dan 1N.

Bovenstaand zijn allemaal factoren die zorgen dat de gemeten kracht lager uitvalt dan de daadwerkelijk geleverde kracht. Er is één punt waarmee de proefpersonen kunnen smokkelen, waardoor ze meer dan alleen extensie van de onderarm kunnen maken. In de Emmi 2.0 is de bovenarm nog niet voldoende gefixeerd in de bovenarmsteun. De proefpersoon kan nu 'vals spelen' door horizontale abductie uit te voeren. Hierdoor wordt de kracht die een persoon kan leveren met de extensoren van de elleboog overschat. Een ander gevolg hiervan is dat op het moment dat de piekkracht geleverd wordt, de arm verschuift en de draaias van de elleboog niet meer overeenkomt met de draaias van Emmi 2.0. Het is belangrijk dat de draaiassen van zowel de elleboog van de proefpersoon als die van Emmi 2.0 overeenkomen, anders wordt niet het moment rond de elleboog bepaald maar het moment rond het scharnierpunt van Emmi 2.0.

Zoals bepaald in hoofdstuk 1.5 geldt het volgende: $Fv = \frac{Me}{b \cdot \sin \alpha} * \frac{q \cdot \cos \gamma}{r \cdot \cos \beta}$. De momentsarmen b,q en r zijn bij een Wilmer Elbow besturing opgezocht, deze zijn respectievelijk 16.1, 18.6 en 9.3 mm. In deze voorbeeld berekening wordt het laagst behaalde elleboogmoment gebruikt. Dit is 23.3 Nm. Met de bekende gegevens kan de knijpkracht van de prothesehand berekend worden:

$$Fv = \frac{Me}{b \cdot \sin \alpha} * \frac{q \cdot \cos \gamma}{r \cdot \cos \beta} \rightarrow \frac{23.3}{0.0161 \cdot \sin 90} * \frac{0.0186 \cdot \cos 45}{0.0093 \cdot \cos 0} = 2046.6 \text{ N}$$

De proefpersoon zou, wanneer deze zich maximaal inspanst, een prothesehand kunnen openen die een knijpkracht heeft van ongeveer 2045 N. Voor het dagelijks bedienen van een handprothese moet niet met het maximale moment gerekend worden, maar met een percentage hiervan. Deze is bepaald in hoofdstuk 1.6 en bedraagt 15%. De proefpersoon zou dus een prothesehand kunnen bedienen met een knijpkracht van 306 N. Volgens de literatuur moet de knijpkracht van een prothesehand minstens 10 N (Kruit, 1990) tot 45 N (Belter, 2013) zijn. Hier zit de proefpersoon ruim boven.

4. Aanbevelingen

Zoals net beschreven in de discussie, zijn er nog een aantal punten die aangepast moeten worden in het ontwerp van Emmi 2.0, voordat deze daadwerkelijk gebruikt gaat worden. Onderstaand zijn deze puntsgewijs benoemt.

- De bovenarmsteun moet in lengte verstelbaar zijn of er moeten verschillende maten armsteunen worden geleverd bij Emmi 2.0.
- De armsteunen moeten beter aansluiten op de arm. Dit kan door de armsteun van een ander materiaal te maken die iets flexibel is waardoor de armsteun om de arm heen buigt wanneer deze wordt gefixeerd door middel van een band.
- De armsteunen moeten zodanig instelbaar zijn dat bij iedereen de epicondylen uitgelijnt kunnen worden met de scharnieren van Emmi 2.0.
- De bovenarm moet beter gefixeerd worden in de bovenarmsteun, zodat er niet gecompenseerd kan worden door het maken van horizontale abductie. Wellicht dat het voldoende is om een band om de bovenarm te doen. Een andere optie is om een koker die om de bovenarm gaat, zie figuur 32, te gebruiken. Door de koker van buisjes met verschillende diameters, te maken zou de bovenarmsteun in lengte versteld kunnen worden.



Figuur 32. Voorbeeld koker die gebruikt kan worden voor het verbeteren van de armsteun

- De beginhoek waarin Emmi 2.0 wordt gezet moet verkleind worden. Een beginhoek van 60° of 70° wordt aangeraden.
- De weerstand van de scharnieren moet geminimaliseerd worden. Dit kan door gebruik te maken van scharnieren met kogellagers, en door de scharnieren goed uit te lijnen.
- De meetfout die optreedt door de indrukking van de veerunster kan verkleind worden door de veerunster aan het eind van de onderarmsteun te zetten. Er worden lagere krachten gemeten, waardoor de indrukking van het pennetje van de veerunster minder is. De meetfout die gemaakt wordt, verminderd hierdoor.
- De manier waarmee Emmi 2.0 op de tafel wordt vastgezet is zeer functioneel, maar voor het design is het mooier wanneer er ander soort klemmen worden gebruikt. Of zoals op figuur 24, een rand aan de bevestigingsplaat gebogen wordt zodat deze zichzelf vastklemt.

Om alle metingen overal gelijk te houden is er een gebruiksaanwijzing opgesteld met een aantal aandachtspunten waar opgelet moet worden tijdens een meting. Deze is bijgevoegd in bijlage 6.

5. Conclusie

De Emmi 2.0 is een eerste proof of concept. Dit concept bewijst dat er een eenvoudig en gebruiksvriendelijk meetinstrument kan worden ontwikkeld voor het meten van het elleboogmoment bij kinderen. Hierdoor kan een juiste prothese of prothesehand gekozen worden. Voordat Emmi 2.0 gebruikt wordt door ergotherapeuten of instrumentmakers, moet het ontwerp op de genoemde punten in de aanbevelingen, aangepast worden. Ook wordt aangeraden, na de aanpassingen, de nieuwe versie van Emmi 2.0 opnieuw te testen.

Bibliografie

- Åstrand, P., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Stromme, S. B. (2003). *Textbook of Work Physiology*. Leeds, UK: Human Kinetics.
- Bazzucchi, I., Sbriccoli, P., Marzattinocci, G., & Felici, F. (2006). Coactivation of the elbow antagonist muscles is not affected by the speed of movement in isokinetic exercise. *Muscle Nerve*, 191-199.
- Belter, J. T. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 299-618.
- Belter, J. T., Segil, J. L., Dollar, A. M., & Weir, R. F. (2013). Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 299-618.
- Carey, S. L., Lura, D. J., & Highsmith, M. J. (2015). Differences in myoelectric and body-powered upper-limb prostheses: systematic literature review. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 247-262.
- de Araujo Ribeiro Alvares, J. B., Rodrigues, R., de Azevedo Franke, R., da Silva, B. G., Pinto, R. S., Vaz, M. A., & Baroni, B. M. (2015). Inter-machine reliability of the Biodex and Cybex isokinetic dynamometers for knee flexor/extensor isometric, concentric and eccentric tests. *Physical Therapy in Sport*, 59-65.
- De Hoogstraat Revalidatie. (2015, 9). *Transversaal reductie defect onderarm*. Retrieved 3, 2015 from de hoogstraat: www.dehoogstraat.nl
- Deneulin, V. (2013). Evaluatie van de excentrische spierkracht van de rotator cuff bij bovenhandse sporters met behulp van de hand dynamometer: een nieuw protocol.
- Ephraim, P. L., Dillingham, T. R., Sector, M., Pezzin, L. E., & MacKenzie, E. J. (2003). Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 747-761.
- Fornalski, S., Gupta, R., & Lee, T. Q. (2003). Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*, 168-178.
- Gerritsen, B. J., & Heerkens, Y. F. (2011). *Anatomie in vivo van het bewegingsapparaat*. Amsterdam: Reed Business.
- Huizing, K., Reinders-Messeling, H., Maathuis, C., Hadders-Algra, M., & Van der Sluis, C. K. (2010). Age at first prosthetic fitting and later functional outcome in children and young adults with unilateral congenital below-elbow deficiency: A cross-sectional study. *Prosthetics and Orthotics International*, 166-174.
- Janssen WGM, P. M. (n.d.). *Congenitale reductie defecten bovenste extremiteit: revalidatie op de kinderleeftijd*. From Paoheyendaal: https://www.paoheyendaal.nl/media/124032/congenitale_reductie defecten_bovenste_extremiteit_revalidatie_op_de_kinderleeftijd_i_van_wijk_m_poelma_en_w_janssen.pdf
- Janssen, W. G., Poelma, M. J., & van Wijk, I. (2016). *Congenitale reductie defecten bovenste extremiteit: Revalidatie op de kinderleeftijd*. Retrieved 01, 2016 from Paoheyendaal: https://www.paoheyendaal.nl/media/124032/congenitale_reductie defecten_bovenste_extremiteit_revalidatie_op_de_kinderleeftijd_i_van_wijk_m_poelma_en_w_janssen.pdf
- Klein, C. S., Rice, C. L., & Marsh, G. D. (2001). Normalized force, activation and coactivation in the arm muscles of young and old men. *Journal of applied physiology*, 1341-1349.
- Kruit, J. (1990). *Ellebooggestuurde handprothese voor kinderen II*. Delft: Technische Universiteit Delft.
- Kruit, J., & Cool, J. (1989). Body-powered hand prosthesis with low operating power for children. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 129-133.
- Kuyper, M.-A., Breedijk, M., Mulders, A. H., Post, M. W., & Prevo, A. J. (2001). Prosthetic management of children in the Netherlands with upper limb deficiencies. *Prosthetics and Orthotics International*, 228-234.
- Le-Ngoc, L., & Janssen, J. (2012). Validity and Reliability of a Hand-Held Dynamometer for dynamic muscle strength assessment. *Rehabilitation Medicine*, 53-66.
- Meurs, M., Maathuis, C. G., Lucas, C., Hadders-Algra, M., & van der Sluis, C. K. (2006). Prescription of the first prosthesis and later use in children with congenital unilateral upper limb deficiency: A systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, 165-173.
- National Health and Nutrition Examination Surveys. (2012). *Anthropometric reference data for children and adults: United States 2007-2010*. Washington, DC: U.S. Department of Health and Human Services.
- Pinter, I. J., Bobbert, M. F., van Soest, A. J., & Smeets, J. B. (2010). Isometric torque-angle relationships of the elbow flexors and extensors in the transverse plane. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 923-931.

- Roeling, I., & Wijdenes, P. (2015). *Prothesekeuze, functionele training en PPP-Arm*. Retrieved 03, 2016 from Paoheyendael:
https://www.paoheyendael.nl/media/124050/prothesekeuze_functionele_training_en_ppp-arm_2015_i_roeling_en_p_wijdenes.pdf
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., & Wesker, K. (2010). *Anatomische atlas Prometheus: algemene anatomie en bewegingsapparaat*. Houten: Bohn Stafleu van Loghum.
- Shaperman, J., Landsberger, S. E., & Setoguchi, Y. (2003). Early upper limb prosthesis fitting: when and what do we fit. *Prosthetic and orthotic science*, 11-17.
- Singh, M., & Karpovich, P. V. (1968). Strength of forearm flexors and extensors in men and women. *Journal of applied physiology*, 177-180.
- Smit, G., Bongers, R. M., Van der Sluis, C. K., & Plettenburg, D. H. (2012). Efficiency of voluntary opening hand and hook prosthetic devices: 24 years of development? *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 523-534.
- Stark, T., Philips, J. K., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, 472-479.
- Wood, L. E., Dixon, S., Grant, C., & Armstrong, N. (2004). Elbow flexion and extension strength relative to body or muscle size in children. *Medicine & science in sports & exercise*, 1977-1984.

Referenties van de gebruikte figuren:

- Figuur 2 uit: Upper Limb Prosthetics Information. Geraadpleegt op: 2013, 04. *Body-powered prostheses*. Opgehaald van Upper Limb Prosthetics:
http://www.upperlimbprosthetics.info/index.php?p=1_9_Body-Powered
- Figuur 3 uit: Plettenburg, D. Geraadpleegt op: 2016, 01. *WILMER Elbow Control - Principle*. Opgehaald van Tu Delft: <http://www.3me.tudelft.nl/en/about-the-faculty/departments/biomechanical-engineering/biomechanical-engineering/research/delft-institute-of-prosthetics-and-orthotics/products/prostheses/wilmer-elbow-control/wilmer-elbow-control-principle/>
- Figuur 4 uit: Biodex. Geraadpleegt op: 2016, 03. *System 4 ProTM*. Opgehaald van Biodex:
<http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>
- Figuur 5 uit: Ametek, Inc. Geraadpleegt op: 2016, 03. *Chatillon analoge krachtmeters*. Opgehaald van Technex: <http://www.technex.nl/chatillon.html>
- Figuur 6 uit: Kruit, J. (1990). *Ellebooggestuurde handprothese voor kinderen II*. Delft: Technische Universiteit Delft
- Figuur 9: zelf nabewerkt uit: Kruit, J. (1990). *Ellebooggestuurde handprothese voor kinderen II*. Delft: Technische Universiteit Delft
- Figuur 12: Fornalski, S., Gupta, R., & Lee, T. Q. (2003). Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*, 168-178.
- Figuur 13: Janssen, F. Geraadpleegt op: 2013, 03. *DE ELLEBOOG Bouw en functie van het ellebooggewricht en de onderarm*. Opgehaald van slideplayer:
<http://slideplayer.nl/slide/2214020/> (slide 29)
- Figuur 14 Fornalski, S., Gupta, R., & Lee, T. Q. (2003). Anatomy and Biomechanics of the Elbow Joint. *Techniques in Hand and Upper Extremity Surgery*, 168-178.

Figuren 1,21 t/m 23, 28= Foto, zelf gemaakt

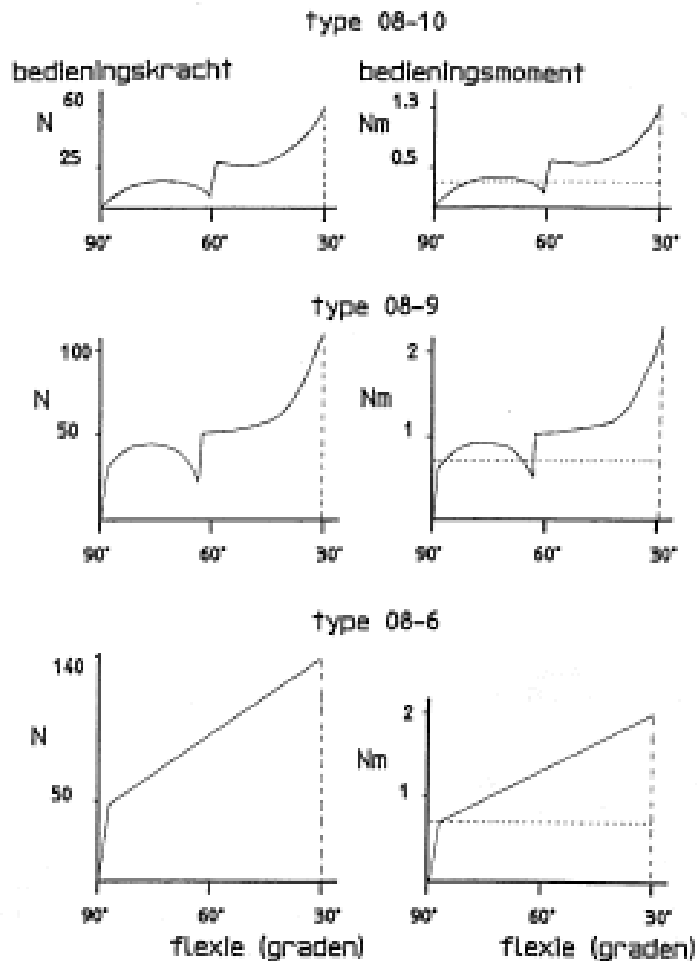
Figuren 7,8,10 t/m 12, 25 = Gemaakt in Word Office 2007

Figuren 16 t/m 19, 24, 26, 27 = SolidWorks 2016 student editie

Figuren 20, 29 t/m 31 = Gemaakt in Excel 2007

Bijlage 1. Tabellen Kruit handen

Onderstaand zijn van drie handen (Type 08-10, 08-9 en 08-6) de benodigde bedieningskracht (de benodigde kracht op de kabel) en bedieningsmoment rond de elleboog weergegeven (Kruit, 1990). In de grafiek van type 08-10 en 08-9 zit een knik die veroorzaakt wordt door het werkingsmechanisme van de WEN-hand.



Bijlage 2. Berekeningen antropometrische data

Antropometrische data kinderen 2-12 jaar

Bovenarm lengte

2-jarige jongens

$$P2,5 \rightarrow 18.6 - (1.96 * 0.1) = 18.101 \text{ cm}$$

$$P97,5 \rightarrow 18.6 + (1.96 * 0.1) = 18.796 \text{ cm}$$

2-jarige meisjes

$$18.3 - (19.6 * 0.11) = 16.144 \text{ cm}$$

$$18.3 + (19.6 * 0.11) = 18.516 \text{ cm}$$

12 jarige jongens

$$33.3 - 1.96 * 0.17 = 32.967 \text{ cm}$$

$$33.3 + 1.96 * 0.17 = 33.633 \text{ cm}$$

12 jarige meisjes

$$33.5 - 1.96 * 0.17 = 33.167 \text{ cm}$$

$$33.5 + 1.96 * 0.17 = 33.833 \text{ cm}$$

Kleinste waarde van meisjes en jongens samen is 161 mm en de grootste waarde is 338 mm.

Bovenarm omtrek

2 jarige jongens

$$16.1 - 1.96 * 0.1 = 15.904 \text{ cm}$$

$$16.1 + 1.96 * 0.1 = 16.296 \text{ cm}$$

2 jarige meisjes

$$16 + 1.96 * 0.111 = 16.216 \text{ cm}$$

$$16 - 1.96 * 0.11 = 15.784 \text{ cm}$$

12 jarige jongens

$$25.7 - 1.96 * 0.4 = 24.916 \text{ cm}$$

$$25.7 + 1.96 * 0.4 = 26.484 \text{ cm}$$

12 jarige meisjes

$$25.4 - 1.96 * 0.43 = 24.557 \text{ cm}$$

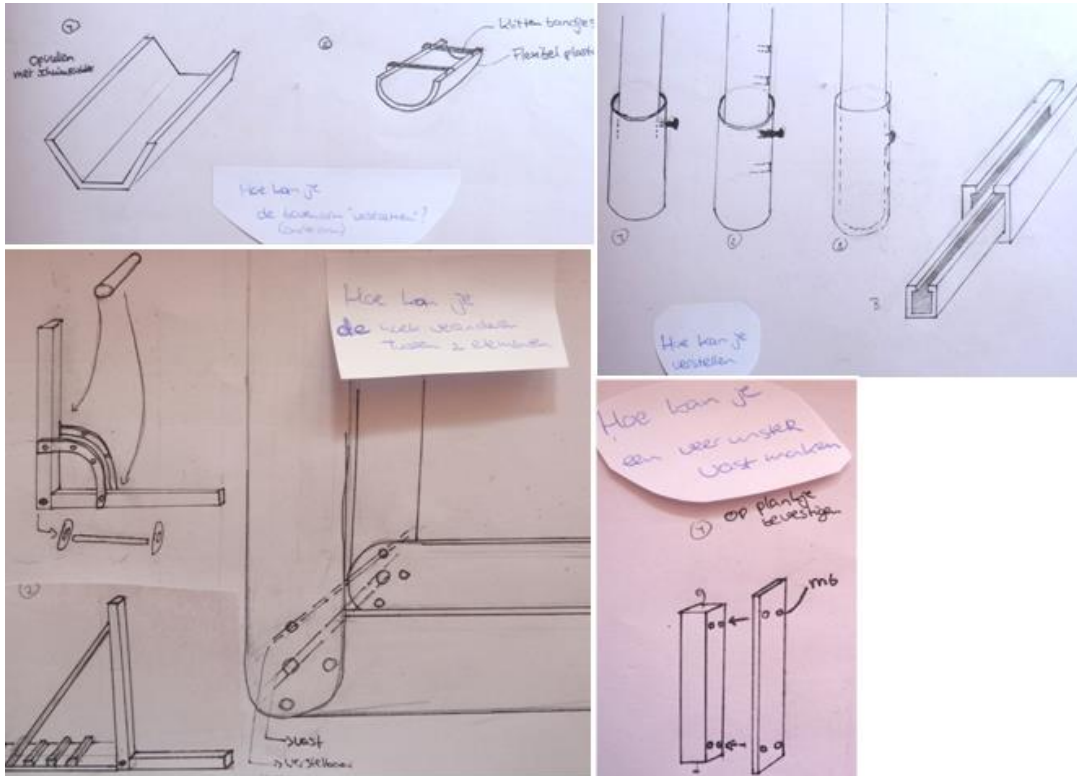
$$25.4 + 1.96 * 0.43 = 26.243 \text{ cm}$$

Kleinste waarde is 157 mm en de grootste waarde is 265 mm

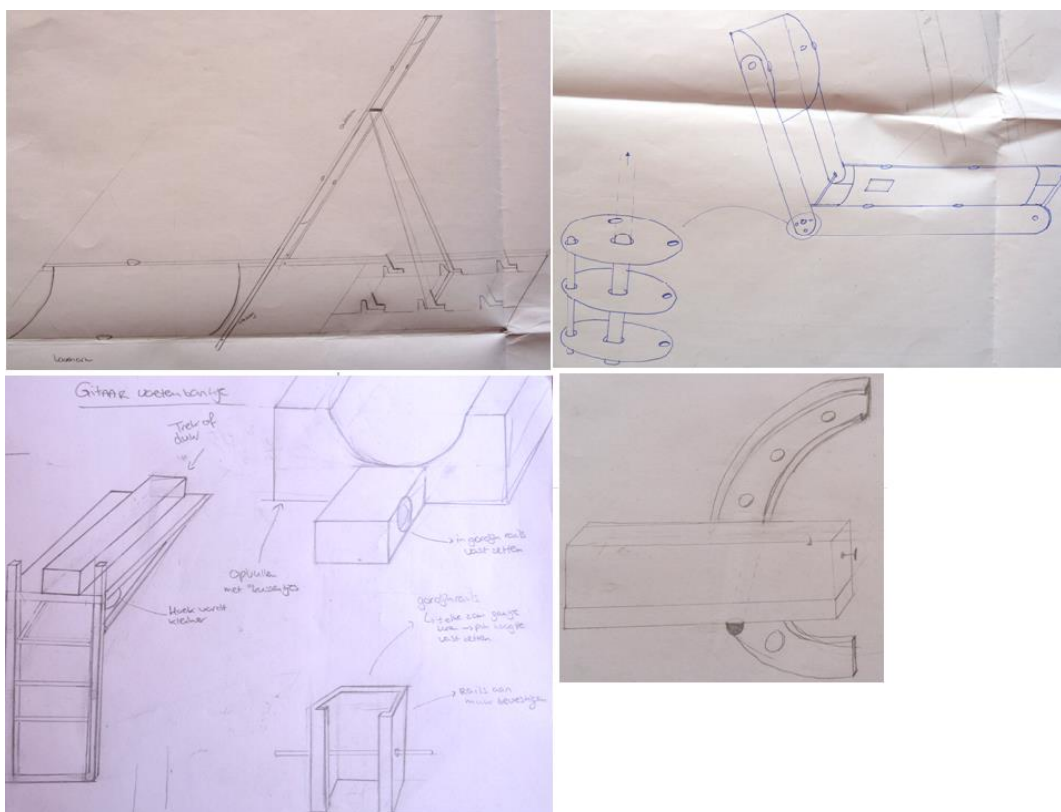
Het ontwerp moet passends zijn bij de kleinste en grootste waarden.

Bijlage 3. Ideeschetsen Emmi 1.0

Aan het begin van de ontwerpfase zijn een aantal “Hoe kun je’s” (HKJ) opgesteld, deze zijn te zien in Figuur 1. Er zijn vier HKJ's opgesteld: Hoe kun je de boven/onderarm fixeren, hoek kun je verstellen, hoe kun je de hoek tussen twee elementen verstellen en hoe kun je de veerunster vastmaken. Ook zijn er een aantal ideeschetsen (Figuur 2) gemaakt.



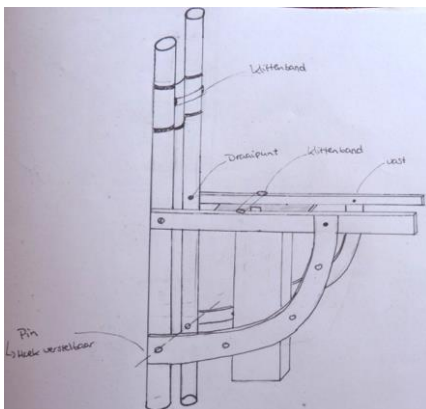
Figuur 1. De verschillende “Hoe kun je’s”. Links boven de Hoe kun je de boven/onderarm fixeren, rechtsboven: Hoe kun je verstellen, linksonder: Hoe kun je de hoek tussen twee elementen verstellen, rechtsonder: Hoe kun je de veerunster vastmaken.



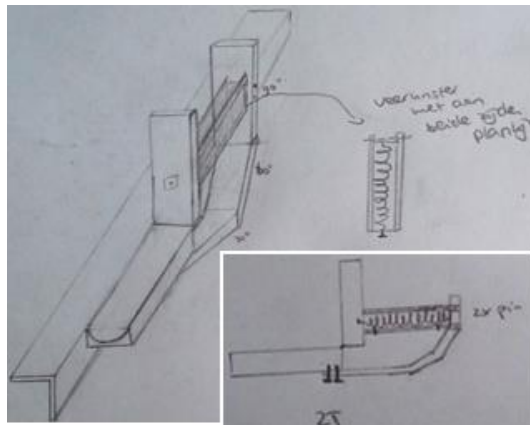
Figuur 2. Ideeschetsen. Linksboven schets naar aanleiding van een gitaarvoetenbankje, linksonder is deze meer uitgewerkt. Rechtsboven staat nog een los idee, en rechtsonder een idee van een soort gradenboog waar de veerunster inzit.

Na het maken van de ideeschetsen zijn er één idee uitgewerkt in drie verschillende situaties. Het idee is om te werken met een gradenboog. Deze kan aan de tafel gemonteerd worden, waar de persoon naast gaat zitten op een in hoogte verstelbaar krukje. Dit idee is te zien in Figuur 3. Dit ontwerp bestaat uit een rails waaraan de bovenarmsteun is bevestigd. Hieraan zit een gradenboog waar de veerunster in verschillende standen vastgezet wordt. De onderarmsteun scharniert met de bovenarmsteun en zodra er kracht wordt geleverd duwt de onderarmsteun loodrecht op de veerunster. Daarnaast is hetzelfde principe te gebruiken bij een staander, te zien in Figuur 4. Dit is een verstelbare paal die doormiddel van een voet stevig op de grond staat. Het kind legt de onderarm op de armsteun en kan vervolgens krachtleveren. De meting kan zowel staand als zittend worden uitgevoerd.

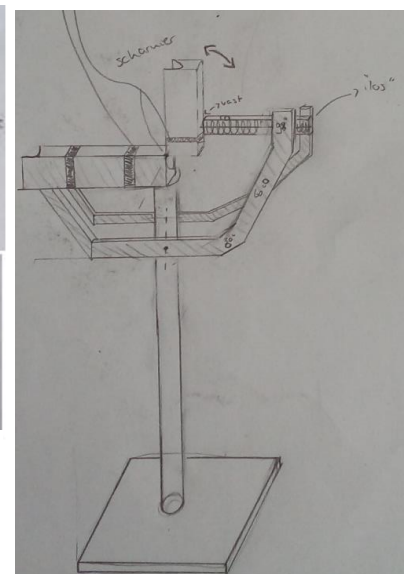
Als laatste kan het gradenboogprincipe ook "los" aan de arm gebruikt worden. Dit ontwerp is te zien in Figuur 5. Het frame wordt halverwege de bovenarm gefixeerd doormiddel van een breed klittenband. Omdat dit ontwerp aan de arm gefixeerd wordt, moeten er waarschijnlijk meerdere maten gemaakt worden. Wanneer de buizen verstelbaar worden gemaakt wordt het ontwerp voor de kleinste kinderen zeer waarschijnlijk te groot en te zwaar.



Figuur 3. Gradenboogprincipe die "los" aan de arm komt te zitten, doormiddel van klittenband



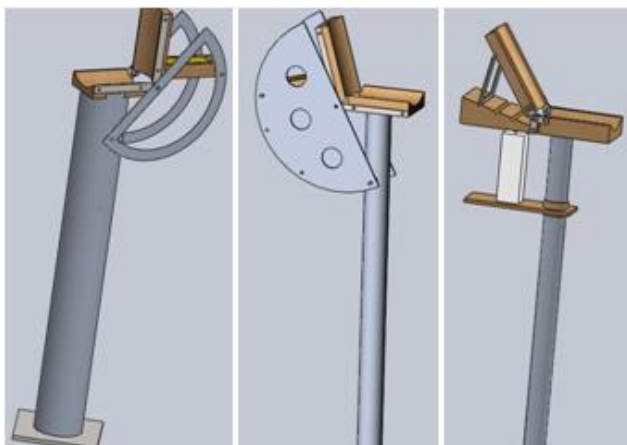
Figuur 4. Gradenboog gemonteerd aan de tafel



Figuur 5. Gradenboogprincipe als staander

Een belangrijke reden om niet voor de losse gradenboog te kiezen is omdat de arm minder goed in het frame gefixeerd kan worden. Daarnaast is het een stuk minder comfortabel dan de andere concepten. Ook moeten er twee verschillende frames moeten worden gemaakt, één voor gebruikers met een linkerstomp en één voor gebruikers met een rechterstomp.

Na de keuze voor één van de schetsen zijn er nog een aantal aanpassingen geweest, te zien in Figuur 6. Aan de rechterkant is het definitieve ontwerp, Emmi 1.0, te zien. Er is uiteindelijk voor gekozen om niet meer gebruik te maken van een gradenboog maar van het "Gitaarsteun" idee. Dit ontwerp is compacter en gemakkelijker te vervaardigen dan de voorgaande ontwerpen.



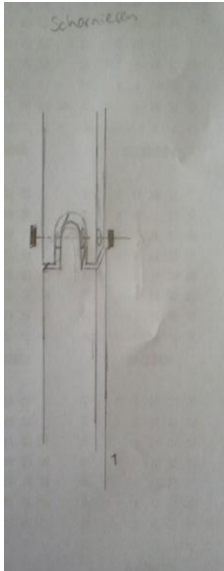
Figuur 1. Ontwikkeling van de Emmi 1.0

Bijlage 4. Ideeschetsen Emmi 2.0

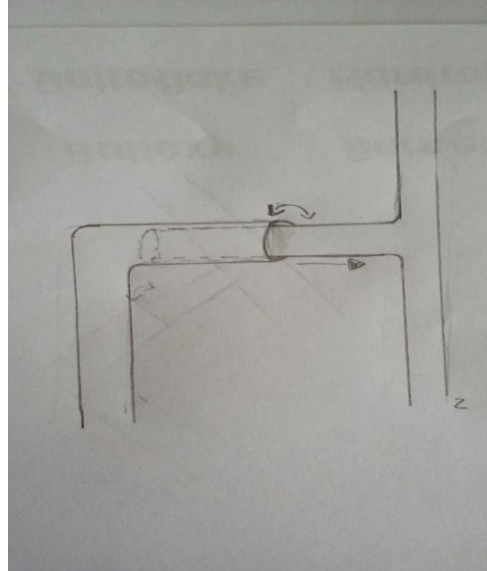
Na het uittesten van Emmi 1.0 bleek dat er een aantal punten veranderd moesten worden. De bovenarm werd niet voldoende gefixeerd, de epicondylen van de humerus konden niet goed worden uitgelijnd met de scharnieren, en bovendien verbogen de scharnieren. Ook werden de proefpersonen beperkt in het leveren van maximale kracht omdat de last hadden van drukpunten.

Uit de test bleek verder dat de meting in het sagittale vlak uitgevoerd moet worden.

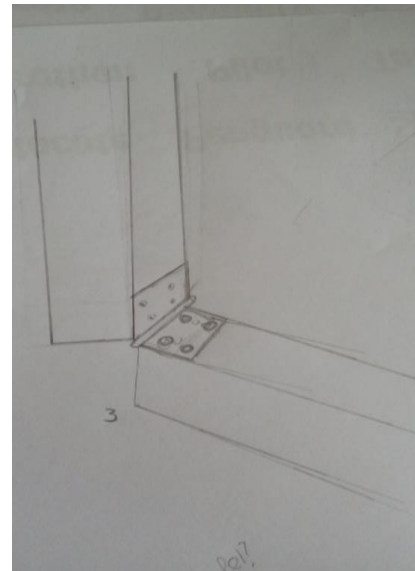
Er zijn eerst een aantal schetsen van scharnierverbindingen gemaakt. Weergegeven in figuur 1 t/m 3.



Figuur 1. Scharnier met een boutverbinding

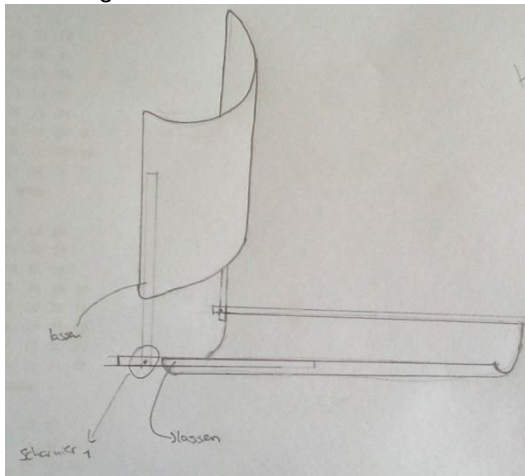


Figuur 2. Scharnier met behulp van een pen, waardoor de twee delen kunnen roteren ten opzichte van elkaar



Figuur 3. Scharnier met behulp van een deurscharnier

Vervolgens is er gekeken naar de armsteunen. Het oorspronkelijke idee voor Emmi 1.0, was om een soort halve buis te gebruiken. Dit idee wordt voor Emmi 2.0 ook gebruikt. Door de bovenarmsteun tegen de voorkant van de arm te plaatsen in plaats van de achterkant, wordt de bovenarm tegengehouden waardoor de arm gefixeerd is. Het scharnier weergegeven in figuur 1 wordt gebruikt. De staven, met aan het uiteinde de inkeping en uitstulping, kunnen aan de armsteunen gelast worden, zoals in figuur 4. Door de bovenarmsteun om te draaien kan zowel een linkerarm als een rechter arm worden gemeten.

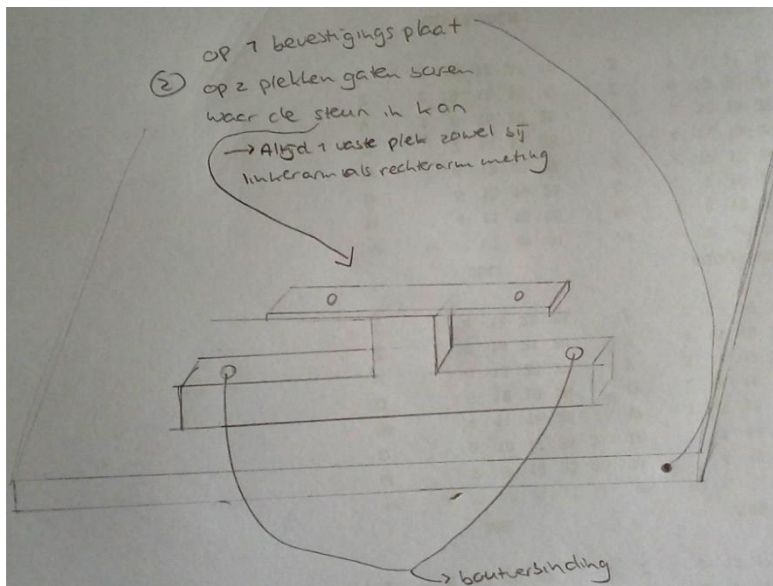


Figuur 2. De armsteunen als halve buizen, met daaraan staven gelast die het scharnierpunt vormen

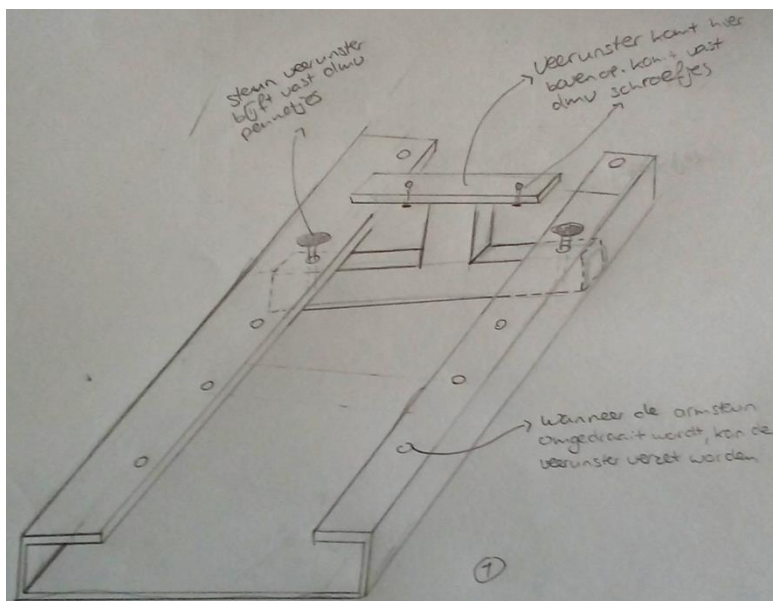
Door de armsteunen in plaats van verticaal, horizontaal ergens aan te bevestigen vindt de meting in het juiste vlak plaats.

Vervolgens is gekeken hoe dit bevestigd moet worden. Er is gedacht om de staaf die aan de bovenarmsteun vast zit, vast te lassen aan een soort lijmkleem. Echter wordt dit waarschijnlijk zeer onstabiel en wordt het lastig om de veerunster haaks tegen de onderarmsteun vast te zetten. Daarom is er voor gekozen om op een plaat de bovenarmsteun vast te zetten. Op dezelfde plaat is ook de veerunster vast gezet. De veerunster heeft twee schroefgaten waarmee hij aan iets bevestigd kan worden. De veerunster moet ergens op gemonteerd worden, omdat deze anders niet hoog genoeg tegen de onderarmsteun aankomt.

Wanneer de armsteun omgedraaid wordt om bijvoorbeeld een linkerarm te meten in plaats van een rechterarm, wijst de onderarmsteun niet naar links maar naar rechts. Kortom de veerunster moet verplaatsbaar zijn. Hiervoor zijn twee opties verzonnen, te zien in figuur 5 en 6.

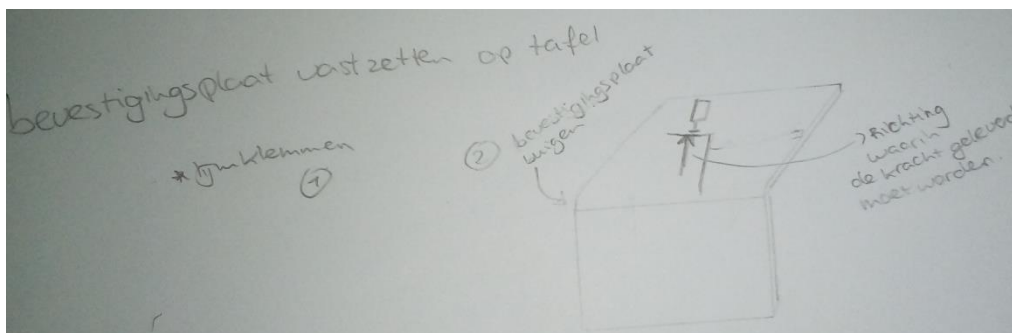


Figuur 3. Er worden op twee plekken in de plaat gaten geboord, waar doormiddel van een boutverbinding de steun van de veerunster op wordt bevestigd.



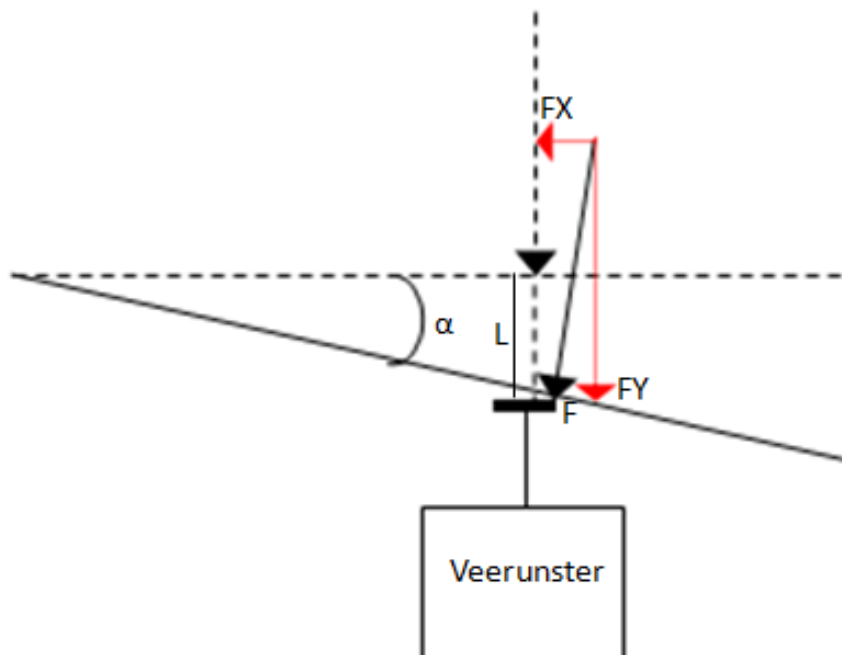
Figuur 4. Er wordt een 'rails' op de plaat gemonteerd. In deze rails kan de steun van de veerunster verschuiven. De steun wordt vastgezet door twee pinnetjes.

Om minder materiaal te gebruiken, waardoor het hele ontwerp minder zwaar wordt, is er voor gekozen om op twee plekken gaten te boren waar de steun vastgezet kan worden. Als laatste moet dan nog de bevestiging van de plaat op de tafel worden gekozen. Hierbij waren er twee opties, weergegeven in figuur 7. Omdat er een proof of concept wordt ontwikkelt is er voor gekozen om eerst de plaat met lijklemmen vast te maken aan een tafel.



Figuur 5. Twee opties om de plaat te bevestigen aan tafel. Of doormiddel van lijklemmen. Of de plaat buigen zodat deze tegen de tafel wordt gedruwd tijdens het kracht zetten

Bijlage 5. Berekening krachtsverlies door schuine kracht op veerunster



In bovenstaand figuur is schematisch een overzicht weergegeven. In dit overzicht staat de begin situatie (gestippelde lijnen) hierin geeft de horizontale lijn de armsteun aan die tegen de veerunster duwt met kracht F aangegeven met de gestippelde pijl. De kracht staat loodrecht op de veerunster waardoor er geen sprake is van krachtsverlies.

Echter wanneer er een kracht op de armsteun wordt uitgeoefend, en daarmee ook op de veerunster, wordt het pennetje van de veerunster ingedrukt (L geeft de indrukking van het pennetje aan in mm). Door deze indrukking komt de onderarmsteun onder een bepaalde hoek (α) te staan. De kracht F wordt loodrecht op de armsteun uitgeoefend, maar komt nu onder dezelfde hoek α te staan. De veerunster meet alleen de loodrechte kracht, F_Y , maar dit is niet de daadwerkelijk geleverde kracht. Bekend is hoeveel het pennetje ingedrukt wordt bij een bepaalde kracht. De F is bekend, F_Y niet. Het verschil tussen F_Y en F is hetgeen wat berekend moet worden. Dat gebeurt door onderstaande vergelijking:

$$F_Y = \arcsin(\alpha * F)$$

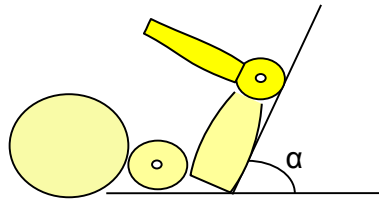
In onderstaande tabel is de kracht F , de indrukking en hoekverdraaiing, F_Y en het verschil tussen F_Y en F weergegeven.

kracht in Newton	indrukking (mm)	hoekverdraaiing in °	F_Y (N)	Vershil tussen F_Y en F (N)
0	0	-	-	-
50	2,1	1,27	49,99	0,01
100	3	1,81	99,95	0,05
150	3,7	2,23	149,89	0,11
200	4,6	2,78	199,77	0,23
250	5,6	3,38	249,57	0,43
300	6,7	4,04	299,25	0,75
350	7,7	4,65	348,85	1,15
400	8,4	5,07	398,43	1,57
450	10,2	6,16	447,40	2,60

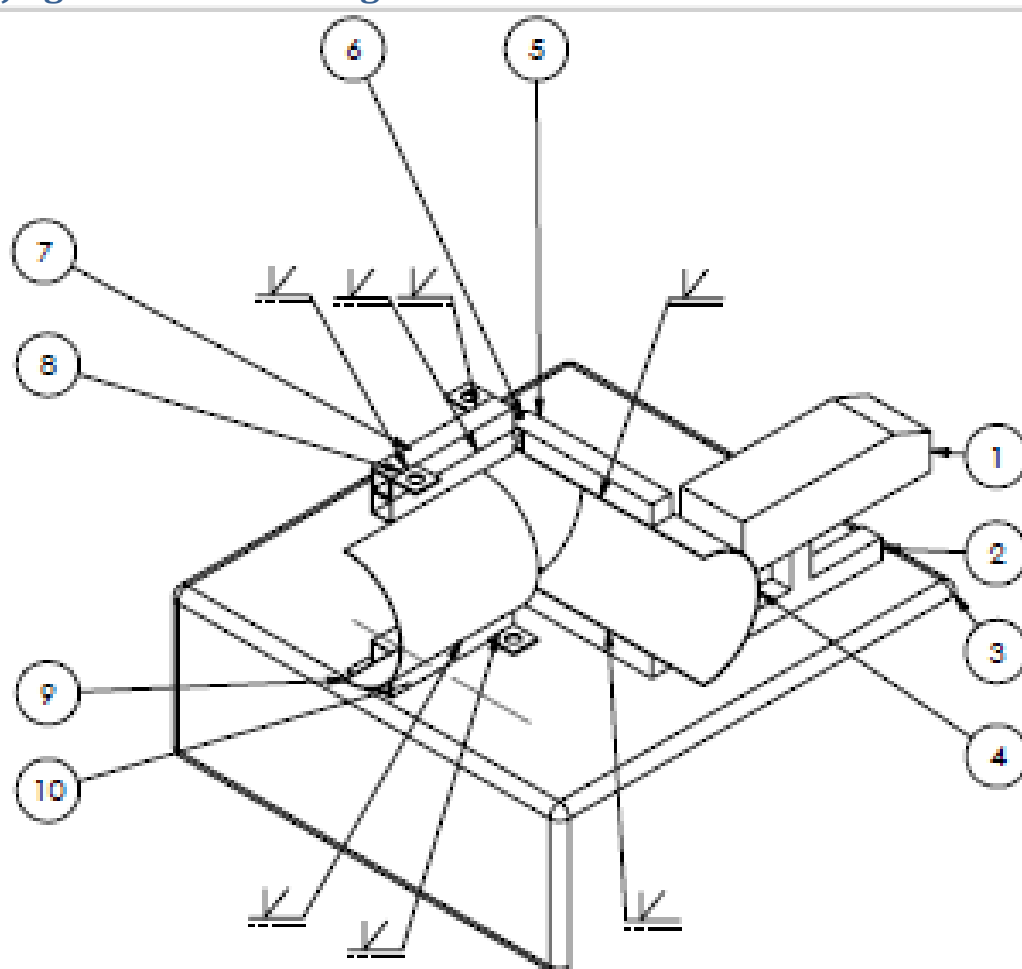
Bijlage 6. Gebruiksaanwijzing Emmi 2.0

Om een goede meting uit te voeren moet aan de volgende punten worden gedacht:

- Stel de stoel in op de juiste hoogte. De stoelhoogte is juist ingesteld wanneer de proefpersoon de bovenarm horizontaal in de armsteun kan leggen
- Zorg dat de epicondylus lateralis van de humerus recht onder het bovenste scharnierpunt ligt. Doormiddel van de verschillende kussentjes kan dit worden ingesteld.
- De proefpersoon houdt de onderarm in neutrale pro- supinatie positie
- Tijdens de meting moet de proefpersoon zijn vrije arm naast zijn lichaam houden of op schoot leggen
- De abductie hoek van de schouder is ongeveer 45° , zie hoek α in onderstaand figuur.



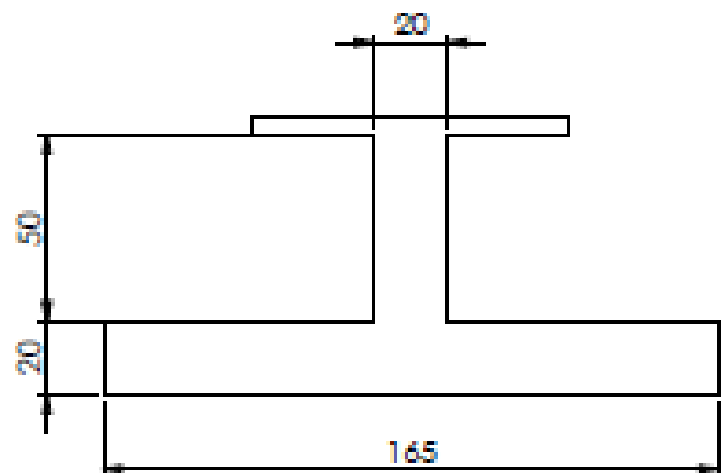
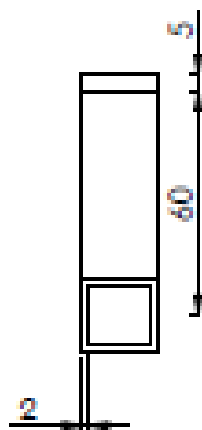
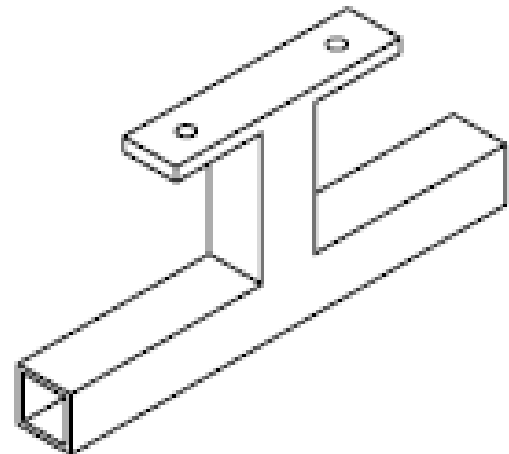
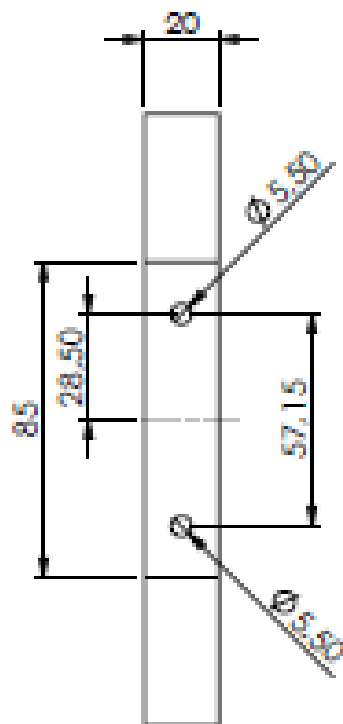
Bijlage 7. Bouwtekeningen EMMI 2.0



ITEM NO.	PART NUMBER	DESCRIPTION	QTY
1	Veerunster		1
2	Veerunster Houder	165*20*75	1
3	Plaat	400*400*150	1
4	Onderarmsteun	180* $\varnothing$ 56.5	1
5	onderarm scharnier	150*20*20	2
6	Ringetje	5.5* $\varnothing$ 6.8	4
7	staaf	125*20*20	2
8	Plaatje	25*25*2	4
9	Bovenarmsteun	140*57.5	1
10	Bovenarm scharnier	143.4*20*20	2

Amerikaanse projectie	Schaal: 1:5	Naam: Marleen Doorduyn
	Maateenheid: mm	ID-Code: ..
	Datum: ..	Opmerking: ..
HAAGSE HOGESCHOOL		Tek.nr. 1
Opdracht/project: Emmi		Bestand: Assem1
Benaming: EMMI		A4

2



Amerikaanse projectie

Schaal 1:2

Naam: Marleen Doorduyn



Maateenheid : mm

ID-Code: ..

Datum : ..

Opmerking: ..

SOLIDWORKS Educational Edition
For Instructional Use Only

HAAGSE HOGESCHOOL van de

Tek.nr. 2

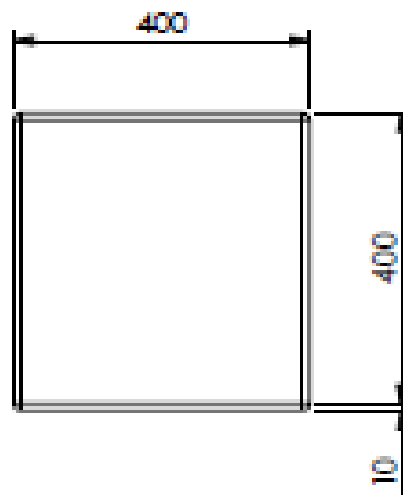
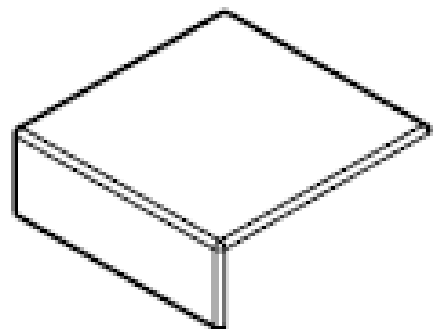
Bestand: Houder_veerunster

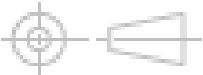
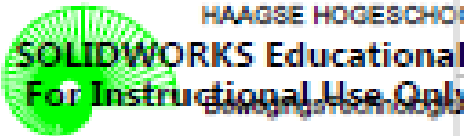
Benaming:

Houder veerunster

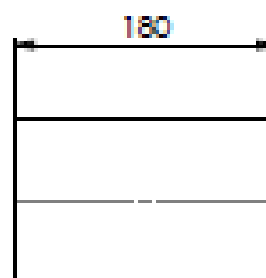
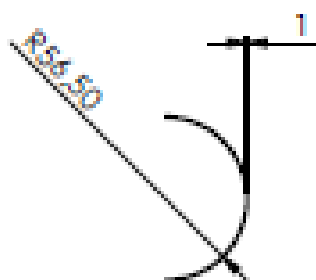
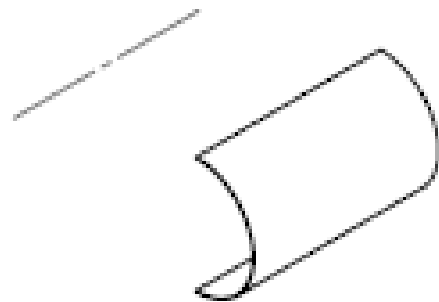
A4

3



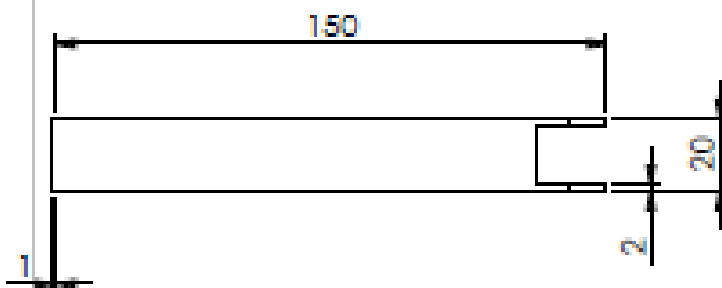
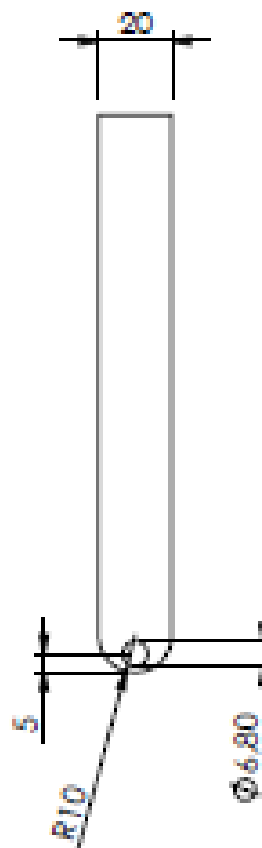
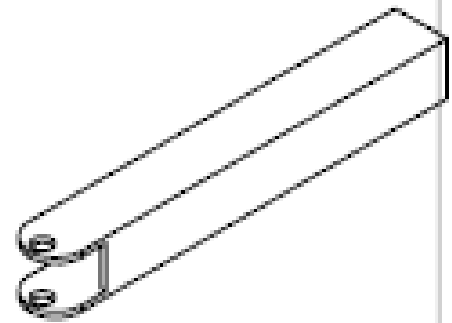
Amerikaanse projectie	Schaal: 1:10	Naam: Marleen Doorduyn
	Maateenheid: mm	ID-Code: ..
	Datum: ..	Opmerking: ..
 HAAGSE HOGESCHOOL Opdracht/project:		Tekennr. 3 Bestand: plaat
Benaming: Plaat		A4

4



Amerikaanse projectie	Schaal: 1:5	Naam: Marleen Doorduin
	Maateenheid : mm	ID-Code: ..
	Datum : ..	Opmerking: ..
 HAAGSE HOGESCHOOL van Amsterdam Opdracht/project:		Tek.nr. 4 Bestand: onderarm
Benaming: Onderarmsteun		A4

5



Amerikaanse projectie

Schaal 1:2

Naam: Marleen Doorduyn



Maateenheid : mm

ID-Code: ..

Datum : ..

Opmerking: ..

SOLIDWORKS Educational Edition
For Instructional Use Only

HAAGSE HOGESCHOOL

Opdracht/project:

Tek.nr. 5

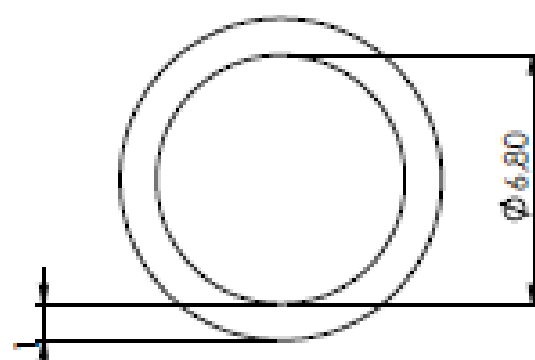
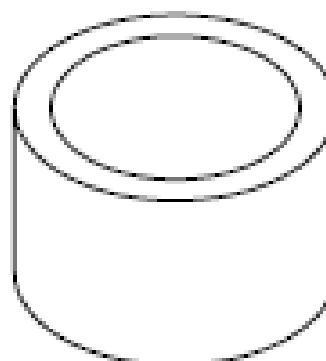
Bestand: OA_scharnier

Benaming:

Onderarm scharnier

A4

6



Amerikaanse projectie



Schaal 5:1

Maateenheid : mm

Datum : --

Naam: Marleen Doorduyn

ID-Coder: --

Opmerking: --

SOLIDWORKS Educational Edition
For Instructional Use Only

HAAGSE HOGESCHOOL van de

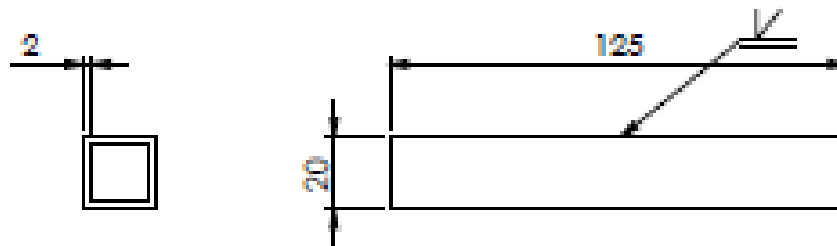
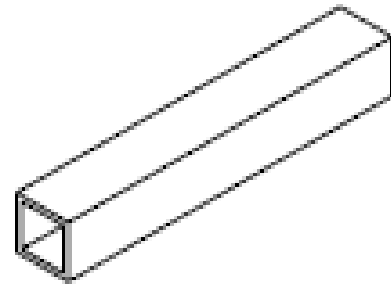
Benaming: Ringetje

Tek.nr. 6

Bestand: ringetje

A4

7



Amerikaanse projectie

Schaal 1:2

Naam: Marleen Doorduyn



Maateenheid : mm

ID-Code: ..

Datum : ..

Opmerking: ..



HAAGSE HOGESCHOOL

Opdracht/project:

Tek.nr. 7

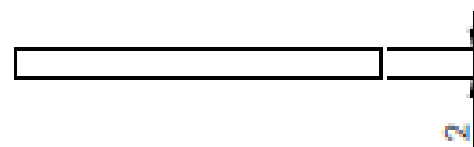
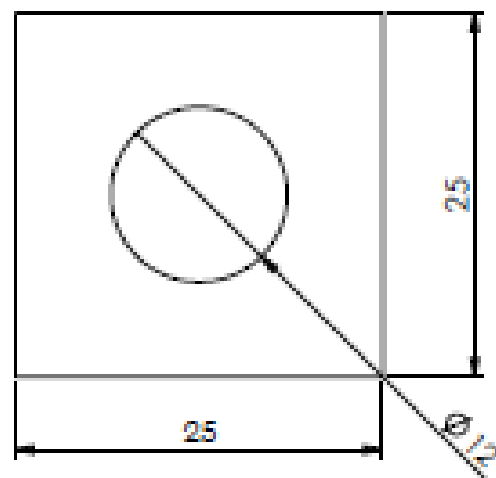
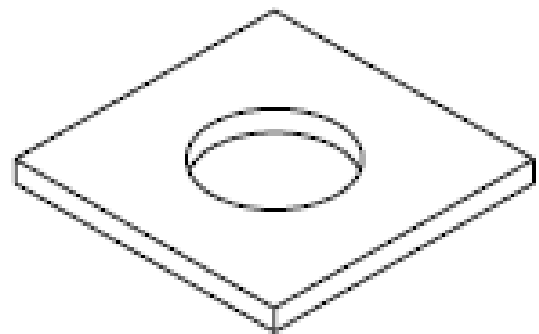
Benaming: Staaf

Bestand: staaf

Benaming: Staaf

A4

8



Amerikaanse projectie



Schaal 2:1

Maateenheid : mm

Datum : ..

Naam: Marleen Doorduyn

ID-Code: ..

Opmerking: ..



HAAGSE HOGESCHOOL

Opdracht/project:

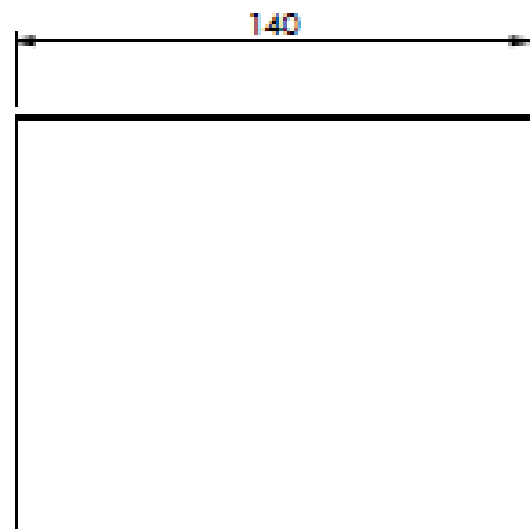
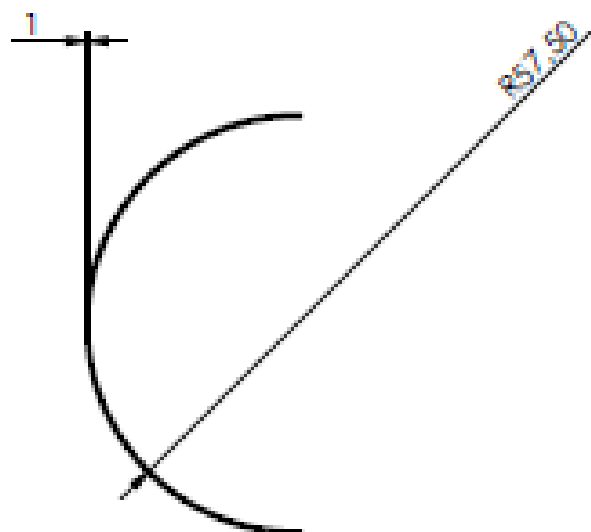
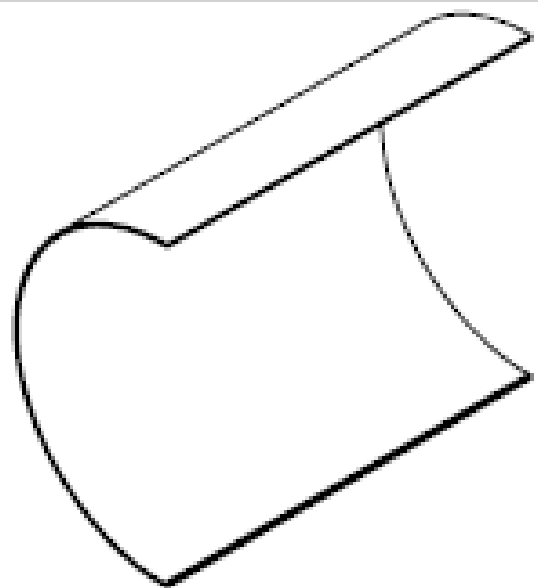
Benaming: Plaatje

Tek.nr. 8

Bestand: Plaatje

A4

9



Amerikaanse projectie



School 1:2

Maateenheid : mm

Datum : ..

Naam: Marleen Doorduyn

ID-Code: ..

Opmerking: ..

HAAGSE HOGESCHOOL Opdracht/project:

Tek.nr. 9

SOLIDWORKS Educational Edition
For Instructional Use Only

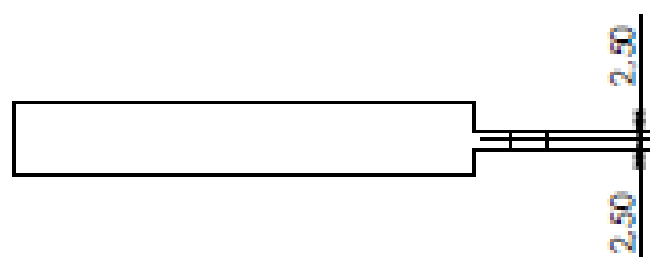
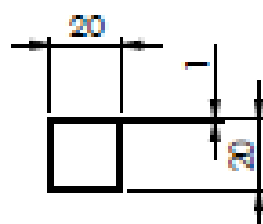
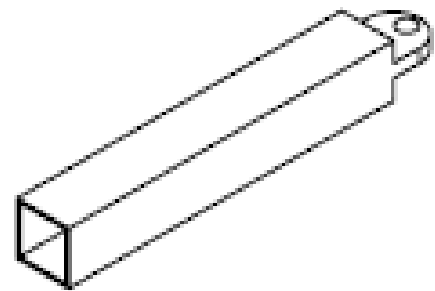
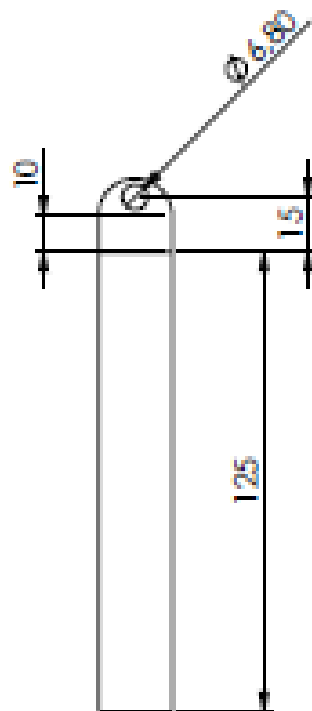
Bestand: bovenarm

Benaming:

Bovenarmsteun

A4

10



Amerikaanse projectie

Schaal 1:2

Naam: Marleen Doorduyn



Maateenheid: mm

ID-Code: ..

Datum: ..

Opmerking: ..

Bijlage 8. Leerdoelen Afstuderen

Competentie 1: Management
Leerdoelen: Goede planning voor een project maken kunnen maken en tijdig inzien als het niet meer loopt zoals gepland en kunnen ingrijpen zodra dit gebeurt.
Acties: Zodra de definitieve afstudeerbegeleider bekend is hiermee de planning doornemen. Ook met de begeleider op de TU de planning doorspreken. Per week een uitgebreide planning maken met doelen die behaald moeten worden. Aan het eind van de week kijken of dit is gelukt en de planning aanpassen.
Evaluatie: De planning die aan het begin gemaakt was, bleek na een paar weken niet haalbaar. Dit kwam doordat ik een inschattingsfout heb gemaakt in de hoeveelheid tijd die in het behalen van de resterende vrije studiepunten is gaan zitten. Hierdoor heb ik geen echte planning meer gemaakt, maar heb ik wekelijks to-do lijstjes gemaakt. Hiermee creëerde ik voor mijzelf overzicht en ben ik niet achter op schema geraakt. Ik kan goed prioriteiten stellen en aan de hand daarvan een lijst met actiepunten opstellen waardoor het schema uiteindelijk gehandhaafd blijft en de deadlines gehaald worden.
Competentie 2: Initiatief en aanpassingsvermogen
Leerdoelen: Assertiever zijn in het werkveld en niet reacties van andere mensen afwachten.
Acties: Sneller achter mensen aan gaan als ik geen reactie op mails/vragen krijg. Direct contact opnemen met de persoon die ik nodig heb, en niet dit via bijvoorbeeld begeleider laten lopen.
Evaluatie: Bij het maken van mijn scriptie zelf heb ik hier niet heel veel mee te maken gehad. Behalve dat ik mijn begeleider van de TU Delft af en toe ergens aan moest herinneren. Maar deze competentie is vooral terug gekomen bij het regelen van het invoeren van studiepunten door het Faculteitsbureau. Door er elke keer weer langs te gaan en op verschillende manieren contact op te nemen heb ik uiteindelijk de juiste persoon weten te bereiken die meteen mijn punten in orde heeft gemaakt. Ik pas me aan afhankelijk van de omstandigheden en ik weet wanneer ik echt assertief moet zijn en wanneer dat niet zo nodig is. Ik wacht niet meer af of andere mensen iets voor mij doen, maar ik neem zelf het initiatief.
Competentie 3: Communicatie
Leerdoelen: Een helder rapport schrijven volgens de richtlijnen van de opleiding
Acties: Feedback die ik op eerdere rapporten/artikelen heb gekregen meenemen wanneer ik mijn rapport schrijf. Daarnaast na elk hoofdstuk feedback vragen aan begeleiders en/of studiegenoten etc.
Evaluatie: Het schrijven van verslagen blijf ik lastig vinden. Ik ben van nature geen schrijver en ik leg liever mondeling iets uit, dan zie je aan de reacties of het duidelijk is of niet. In mijn vorige verslagen kon ik behoorlijk kromme zinnen schrijven. Nu kreeg ik laatst al commentaar dat mijn schrijfstijl beter wordt, en dat er minder kromme zinnen zijn. Echter laat ik wel altijd belangrijke documenten nalezen. Dit blijf ik ook zeker doen, omdat schrijven nu eenmaal geen sterke kant van mij is. Maar omdat ik dit van mijzelf weet, kan ik er ook rekening mee houden.

Bijlage 9. Projectplan

Projectplan

Naam: Marleen Doorduyn

Studentnummer:12064823

e-mail:12064823@student.hhs.nl

Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 12: 36 (nog 7 vrije studiepunten nodig)

Datum:10-02-2016

1. Onderwerp

EMMI:ElleboogMoment MeetInstrument, *Meetinstrument voor het bepalen van de beschikbare bedieningskracht van de elleboog voor een armprothese met elleboogsturing*

Werkveld: Onderzoek

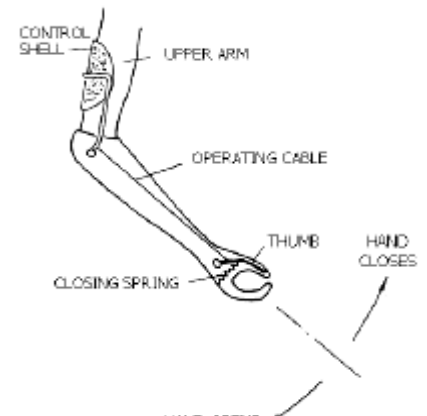
Beroepsrol: Ontwerper

Extern project (J/N): Ja

Naam Opdrachtgever/bedrijf/ECBT: TU Delft, Department of Mechanical Engineering

Contactpersoon (naam en mailadres): Dick Plettenburg,

D.H.Plettenburg@tudelft.nl



Figuur 6. Prothese met WILMER elleboogsturing (Plettenburg, 2016)

2. Probleemstelling

De TU Delft en DIPO (Delft Institute for Prosthetics and Orthotics) hebben in 1980 de WILMER Elbow Control, zie Figuur 1, ontwikkeld. Bij de ontwikkeling hiervan is geprobeerd alle nadelen van een myo-elektrische prothese en een lichaamsbekrachtigde prothese met schouderbandage die door de schoudermusculatuur bedient wordt op te vangen en te verwerken in een nieuwe lichaamsbekrachtigde prothese. De grootste nadelen van deze twee soorten prothesen staan weergegeven in Tabel 1. De grote voordelen van de WILMER Elbow Control zijn: de gebruiker heeft meer bewegingsvrijheid, kan nauwkeurig de knijpkracht bepalen en het is een lichte prothese (Kruit, 1990).

	<i>Lichaamsbekrachtigde Prothese met schoudersturing</i>	<i>Myo-elektrische prothese</i>
<i>Nadelen</i>	<i>.Het harnas is oncomfortabel om aan te hebben .De bediening vraagt soms onnatuurlijke bewegingen .Lage knijpkracht, in vergelijking met de myo-elektrische prothese</i>	<i>.Zware prothese .Er zit een vertraging in .Bediening is lastig, waardoor er wel eens te hard/zacht geknepen wordt met de hand</i>

Tabel 1 Nadelen lichaamsbekrachtigde en myoelektrische prothese (Kruit & Cool, 1989) (Kruit, 1990).

De prothesehand wordt bestuurd door het flecteren en extenderen van de elleboog. Als gevolg van de beweging, wordt er een veer gespannen die de prothesehand opent en voor de klemkracht zorgt, zodat een voorwerp vastgepakt kan worden. De m. triceps brachii is de belangrijkste spier voor het aansturen van deze prothese. Het grote nadeel is dat de bedieningskracht die de m. triceps brachii kan leveren aan een prothese ongeveer $1/3^e$ van de bedieningskracht is die de schoudermusculatuur aan een prothese kan leveren (Kruit & Cool, 1989).

Op de WILMER Elbow Control kunnen verschillende prothesehanden worden geplaatst. Elke prothesehand vraagt een andere bedieningskracht. In Bijlage 1, Tabel 2, staat een overzicht van een aantal handen. De WILMER Elbow Control is in eerste instantie ontwikkeld voor kinderen met een congenitaal reductie defect of een amputatie. Omdat de gewone prothesehanden voor kinderen te zwaar is om te besturen zijn er speciale WEN-handen ontworpen, waardoor er minder kracht nodig is

voor het bedienen van de prothese. In Bijlage 2 is de exacte werking van de handen terug te vinden. Kinderen met een congenitaal reductiedefect van de onderarm krijgen rond hun tweede levensjaar al een prothese aangemeten (Meurs, Maathuis, Lucas, Hadders-Algra, & van der Sluis, 2006) (Huizing, Reinders-Messeling, Maathuis, Hadders-Algra, & Van der Sluis, Age at first prosthetic fitting and later functional outcome in children and young adults with unilateral congenital below-elbow deficiency: A cross-sectional study, 2010). Bij DIPO en de TU Delft is uit de praktijk gebleken dat kinderen vanaf ongeveer vier jaar over voldoende kracht beschikken om een WEN-hand met elleboogsturing te bedienen. In Bijlage 1, Figuur 3 is een overzicht te vinden met de benodigde kracht en momenten om verschillende handen te kunnen bedienen. Daarnaast is het moment weergegeven die kinderen op een bepaalde leeftijd theoretisch zouden moeten kunnen leveren (Bijlage 1, Figuur 2). In deze figuren is te zien dat een WEN-hand (type 08-10) met elleboogbesturing een moment van 1,3 Nm nodig heeft om deze te openen. Een kind van 4 jaar heeft voor de bediening van de prothese 30% van zijn maximale elleboogmoment nodig. Wanneer de bediening van een prothesehand meer dan 30 % van het maximale elleboogmoment kost, wordt de bediening van de prothese te zwaar om te gebruiken in het dagelijks leven (Kruit, 1990). Er zijn geen gemeten waarden van maximale extensiemomenten van kinderen bekend. Wel kan theoretisch berekend worden wat een kind ongeveer kan leveren, dit is gedaan door Kruit (1990). Hieruit blijkt dat een kind van 4 jaar 1.7 Nm bedieningsmoment beschikbaar heeft. Dit zou in principe al genoeg zijn om de WEN-hand 08-10 (1.3 Nm nodig) te bedienen. Op basis van deze theoretisch berekende beschikbare elleboogmomenten zijn een aantal protheses met elleboogsturing en bijbehorende handen uitgetest bij kinderen van verschillende leeftijden. Hieruit bleek dat de bediening van de prothesehand te zwaar was, terwijl ze theoretisch gezien de prothese makkelijk kunnen besturen. Ook zit er veel verschil tussen kinderen van dezelfde leeftijd (Kruit, 1990). Het benodigde bedieningsmoment en daarmee het extensiemoment die geleverd moet worden rond de elleboog om de hand te kunnen openen, is bekend. Het moment wat geleverd kan worden door de gebruiker blijft tot nu toe onbekend.

Wanneer een prothese met elleboogsturing wordt aangemeten, wordt door de instrumentmaker ingeschat of het kind voldoende kracht heeft om in aanmerking komt voor de elleboogsturing. Omdat deze inschatting niet op metingen wordt gebaseerd, komt het voor dat kinderen worden overschat of juist onderschat. Dit is zonde omdat de reacties op de prothese met elleboogsturing vaak zeer positief is. Daarom willen DIPO en de TU Delft **een meetinstrument en meetprotocol die het geleverde extensiemoment rond de elleboog kan meten bij kinderen (2-12 jaar) met een congenitaal transversaal reductiedefect van de onderarm.**

Het doel van dit project is door middel van een meetinstrument, voorkomen dat kinderen een prothese met elleboogsturing aangemeten krijgen, terwijl ze nog niet voldoende bedieningskracht hebben. Het meten van deze kracht moet eenvoudig en snel uitgevoerd kunnen worden. Daarbij staat wel de kwaliteit voorop.

Doelgroep

Ongeveer 1 op de 2000 kinderen ter wereld wordt geboren met een congenitaal reductiedefect (Brouns-van Engelen, 2015). In Nederland komt een transversaal reductiedefect van de onderarm/pols en van de vingers het meest voor. Per jaar worden gemiddeld 14 kinderen in Nederland hiermee geboren (De Hoogstraat Revalidatie, 2015).

Doelstelling

Het eindresultaat is een proof of concept met rapport inclusief meethandleiding voor de TU Delft. De Haagse Hogeschool krijgt een kopie van het rapport en een filmpje van het proof of concept. Het proof of concept geeft als uitkomst het geleverde extensiemoment van de elleboog in Newtonmeter. Omdat de benodigde elleboogmomenten al bekend zijn, kan met behulp van de elleboogmomentmeter de juiste prothesehand uitgekozen worden, of beslist worden om geen WILMER Elbow Control aan te meten.

Randvoorwaarden

- Kinderen van verschillende leeftijden met een reductiedefect die beschikbaar zijn als proefpersoon om de EMMI te testen.
- Instrumentmakers die EMMI uit willen proberen.
- Werkplaats en materiaal om het proof of concept te vervaardigen.

3. Vooronderzoek

In gesprek met de opdrachtgever is naar voren gekomen dat er nog geen systeem is om het moment rond de elleboog te kunnen meten. Daarnaast heeft een zoektocht op het internet en met behulp van simultaan zoeken (zoektermen: congenital limb deficiencies AND prosthesis, upperarm strength children with limb deficiencies, measuring strength, measuring arm strength, triceps strength, measuring triceps strength, measuring triceps strength children limb deficiencies) via de bibliotheek van De Haagse Hogeschool niets opgeleverd. Bij de TU Delft is bekend dat door de huidige manier, het inschatten van het elleboogmoment door de instrumentmaker, een aantal keer een prothese is aangemeten waarvoor nog te veel bedieningskracht nodig was. De exacte getallen zijn niet bekend.

4. Analyse

Er zal een analyse uitgevoerd worden, waarbij de volgende deelvragen beantwoordt zullen worden:

.Hoe wordt de m.triceps brachii kracht bij mensen zonder beperkingen bepaald? Kan deze manier ook toegepast worden bij het bepalen van het extensiemoment van kinderen met een reductiedefect?

Beantwoorden door: literatuur en internet, vragen aan fysiotherapeuten

.Wat is de meest geschikte manier om het beschikbare bedieningsmoment te bepalen? Wordt het statisch of dynamisch gemeten?

Hierbij wordt gekeken naar de ADL-taken die kinderen met de prothese uitvoeren en de kracht-lengte en kracht-snelheidsrelatie. Met meest geschikt wordt bedoelt: welke manier voldoet het best aan de eisen en wensen.

Beantwoorden door: gesprekken met docenten/TU Delft/instrumentmakers. Testen welke kracht bepaalde ADL-activiteiten kosten en daarnaast meten wat zij maximaal kunnen leveren, literatuur, uitzoeken welke houdingen tijdens het gebruik van de prothese vaak voorkomen.

.Wordt het beschikbare bedieningsmoment bepaald door een meting op de stomp (dus zonder prothese) of door een meting waarin het kind een soort proefprothese aan heeft

Beantwoorden door: uittesten, literatuur

.Wat zijn de eisen en wensen van de instrumentmaker?

Beantwoorden door: interview en vragenlijst

.Wat zijn de eisen en wensen voor de prothesegebruiker?

Beantwoorden door: antropometrie, literatuur: zijn er factoren zoals bijvoorbeeld sensibiliteitsstoornissen die veel voorkomen bij kinderen met een reductiedefect?

.Wat zijn de eisen en wensen van de opdrachtgever?

Beantwoorden door: gesprek met DIPO en TU Delft

5. Ontwerpfase

Gedurende het ontwerpproces zullen de volgende fases worden doorlopen:

Analyse: oplossen deelvragen

Eisen en Wensen: volgt uit de analyse

Ideeënfase: “Hoe kun je’s” → ideeën → concepten → ontwerp

Materialisatie/ detaillering: uitwerken van het ontwerp en materiaalkeuze

Vervaardigen: keuze op welke manier het concept vervaardigd gaat worden en hoe het proof of concept het best vervaardigd kan worden.

Testen: proof of concept uittesten.

Herontwerpen: optimaliseren van het prototype

Contacten en instanties: Docenten van de opleiding, instrumentmakers bij de TU Delft, TU Delft, DIPO, Joris van Dam 3D printen,

6. Vervaardigingfase

Er wordt een proof of concept van EMMI gemaakt. Ideeën zijn om met rekstrookjes te werken of met een veer en een metertje die uitslaat, zodat direct kan worden afgelezen wat het moment is.

Joris van Dam -3Dprinting, instrumentmakers bij de TU Delft, Werkplaats Bewegingstechnologie R. M. Mcmeikan.

7. Testfase / Evaluatiefase

Getest moet worden:

- Bij de uitkomst die gemeten wordt door EMMI, kan een kind dan inderdaad de prothese met elleboogbesturing en bijbehorende hand bedienen?
- Is het apparaat geschikt voor de doelgroep (past hij bij kinderen van 2-12 jaar)?
- Hoe is het gebruiksgemak voor de instrumentmaker?

Met gebruiksgemak wordt de verwerkingstijd en de ervaringen van de instrumentmaker bedoelt.

Na de testfase worden er nog aanbevelingen geschreven voor een verbeterde versie van EMMI of deze worden zelf nog verbeterd indien de tijd het toelaat.

Contacten en instanties: DIPO, revalidatiecentra (Sophia Revalidatie en de Hoogstraat, voor proefpersonen), instrumentmakers bij DIPO.

8. Voorlopige literatuurlijst

Brouns-van Engelen, M. (2015, 9 15). *Congenitale reductiedefecten*. From erfelijkheid.nl:

<http://www.erfelijkheid.nl/content/congenitale-reductiedefecten>

De Hoogstraat Revalidatie. (2015, 9). *Transversaal reductiedefect onderarm*. From de hoogstraat: www.dehoogstraat.nl

Huizing, K., Reinders-Messeling, H., Maathuis, C., Hadders-Algra, M., & Van der Sluis, C. K. (2010). Age at first prosthetic fitting and later functional outcome in children and young adults with unilateral congenital below-Elbow deficiency: A cross-sectional study. *Prosthetics and Orthotics International*, 166-174.

Janssen, W. G., Poelma, M. J., & Wijk van, I. (2015). *Congenitale reductiedefecten bovenste extremititeit: revalidatie op de kinderleeftijd*. From PAO Heyendaal:

http://www.paoheyendaal.nl/media/124684/syllabus_vra_12_en_13_februari_2015.pdf

Kruit, J. (1990). *Ellebooggestuurde handprothese voor kinderen II*. Delft: Technische Universiteit Delft.

Kruit, J., & Cool, J. (1989). Body-powered hand prosthesis with low operating power for children. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 129-133.

- Meurs, M., Maathuis, C. G., Lucas, C., Hadders-Algra, M., & van der Sluis, C. K. (2006). Prescription of the first prosthesis and later use in childre with congeital unilateral upper limb deficiency: A systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, 165-173.
- Plettenburg, D. (2016). *WILMER Elbow Control - Principle*. From TU Delft Mechanical, Maritime and Materials Engineering: <http://www.3me.tudelft.nl/en/about-the-faculty/departments/biomechanical-engineering/research/delft-institute-of-prosthetics-and-orthotics/products/prostheses/WILMER-Elbow-Control/WILMER-Elbow-Control-principle/>

9. Planning

Week	Deadline	To Do	Verslag
Week 2	Inleveren definitief projectplan	Vrijdag voor 13 uur aanmelden presentatie	Probleemstelling
Week 3	Beoordeling definitief projectplan	Presentatie maken	
Week 4	Presentatie projectplan		
Week 9	Evt. her projectplan		
Week 10	Start afstuderen TU Delft	Orientatiefase (eisen en wensen) + brainstorm	Probleemstelling/inl eiding schrijven, start analyse
Week 11	Analyse + eisen en wensen		Analyse + eisen en wensen
Week 12	Brainstormen ideeën		Ideeenfase/concept
Week 13	Ideën uitwerken en schetsen		
Week 14	Concept uitwerken		Materialisatiefase
Week 15	Concept vervaardigen <i>Tentamen Voeding & Gezondheid vrijestudiepunten.</i>		
Week 16	Concept vervaardigen	Proefpersonen zoeken, meetprotocol maken	Vervaardigen
Week 17	<i>Uitloop</i>		
Week 18	Testen		Test
Week 19	Resultaten verwerken en evalueren aanpassen		Evaluatie
Week 20	Test 2		
Week 21	<i>Uitloop</i>		
Week 22	Concept afstudeerwerk af (vrije studiepunten inleveren)	Feedback vragen	
Week 23	Feedback verwerken		
Week 24	Woensdag 15 juni voor 13.00 uur inleveren definitief		
Week 25	Presentatie voorbereiden		
Week 26	Eindgesprek		

Bijlagen

Bijlage 1. Informatie over de benodigde en beschikbare bedieningskrachten

Tabel 2. Specificaties van verschillende prothesehanden.

Informatie en bedieningskracht van een aantal verschillende prothese handen. De PS-handen zijn ook geschikt voor de WILMER ELBOW prothese (Kruit & Cool, 1989).

	Weight, wrist incl., glove excl. (g)	Weight of batteries (g)	Pinching force (N)	Opening width (mm)	Energy need per cycles (Nm)	Normal time per cycles (s)
PS-hand 08-9	210	0	20-25	40	0.6	0.7*
PS-hand 08-6	200	0	10-25	40	1.0	?
Myo-hand Bock	320	70	30	60	2.0	2.0
PS-hand 08-10	110	0	16-20	30	0.25	0.7*
Myo-hand Steeper	255	70	30-40	50	2.0	2.0

* Measurements on children by J. van Frankenhuyzen, internal report TH Delft, 1984.