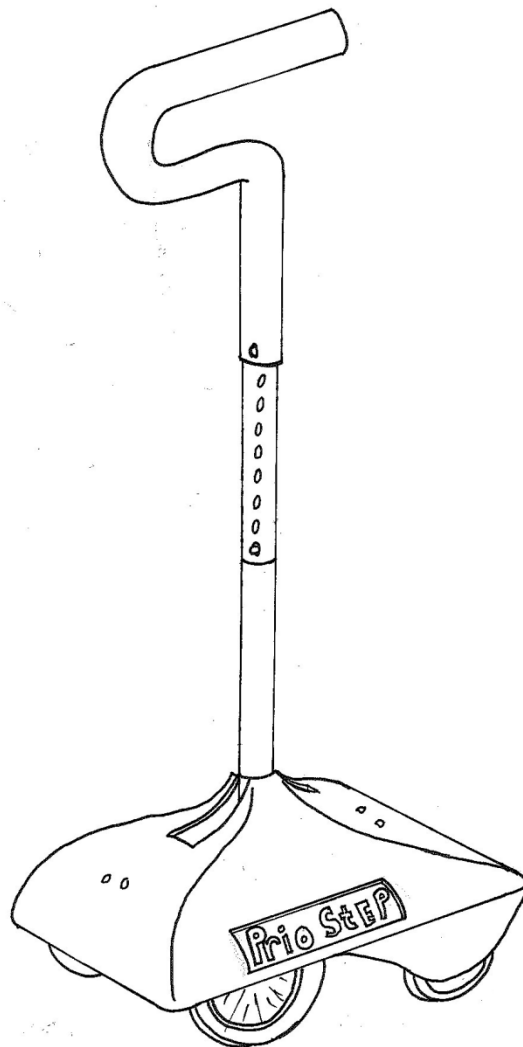


Loophulpmiddel voor mensen met balansproblemen tijdens het lopen

Een analyse, ontwerp en prototype



17/6/2015

HHS

Oude Veldhuis, J.A.M. (10070230)

Opleiding Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Loophulpmiddel voor mensen met balansproblemen tijdens het lopen

Een analyse, ontwerp en prototype

Interne Begeleider

Daphne Wezenberg
Docent Haagse Hogeschool

Manon Kessels
Docent Haagse Hogeschool

Externe Begeleider

Prof.dr. Klaas Postema
Hoogleraar Revalidatiegeneeskunde
Universitair Medisch Centrum Groningen

Opleiding Bewegingstechnologie De Haagse Hogeschool

Juni 2015

Auteur:

Joey Oude Veldhuis

Samenvatting

In het UMCG komen met regelmaat mensen met balansproblemen tijdens het lopen. Ze voelen zich instabiel en zijn bang om te vallen als ze al niet een keer gevallen zijn. Om de balans te ondersteunen krijgen ze een wandelstok aangeboden. Dit laat een goede verbetering in het looppatroon zien als het gaat om loopsnelheid, staplengte, stapbreedte en staptijd en laat de angst om te vallen afnemen doordat een balansverstoring opgevangen kan worden. Een wandelstok moet echter bij elke pas opnieuw geplaatst worden waarbij de ondersteunende functie vervalt en er een risico op vallen ontstaat. In dit ontwerpverslag is er naar een prototype gewerkt welke getest is bij oudere mensen. Er is onderzoek gedaan naar de effecten van neuropathie en ouderdom op het looppatroon aangezien dit de twee grootste oorzaken van balansproblemen zijn. Er is een opsomming gemaakt van de loophulpmiddelen die vandaag de dag gebruikt worden en deze zijn geanalyseerd op hun toepasbaarheid bij het lopen met balansproblemen. Er is een gesprek gevoerd met prof. Klaas Postema, hoogleraar revalidatiegeneeskunde aan het UMCG, wie met regelmaat in contact komt met de doelgroep en van wie de vraag naar het hulpmiddel komt. Hij heeft geadviseerd over de behoeftes van de doelgroep en de werking die het hulpmiddel zou moeten hebben. Er is behoefte aan een hulpmiddel, welke continue ondersteuning van de balans biedt, zodat de angst om te vallen afneemt en een instabieler looppatroon aangenomen kan worden doordat het hulpmiddel de nodige ondersteuning biedt, waardoor minder energie verbruikt wordt tijdens het lopen. Dit moet zorgen voor afname van de angst om te vallen, zodat lopen niet meer vermeden wordt.

De doelgroep voor het hulpmiddel bestaat voornamelijk uit ouderen boven de 60 jaar met diabetes mellitus type 2. Ouderdom zorgt voor een afname van de kwaliteit van de zenuwbanen waardoor sensorische informatie over de houding van het lichaam niet goed de hersenen bereikt. Neuropathie, veelal veroorzaakt door diabetes mellitus, versterkt deze afname. Dit heeft tot gevolg dat mensen zich instabiel voelen of zelfs vallen, waardoor lopen vermeden wordt. Dit heeft weer tot gevolg dat de kwaliteit van het lichaam sneller afneemt, waardoor de symptomen versterken. Wanneer deze mensen toch lopen, gebeurt dit op een aangepaste manier om een groter steunvlak te creëren en een beter gevoel van stabiliteit te verkrijgen. Dit kost meer energie en legt een grotere belasting op de gewrichten, waardoor het lopen minder lang volgehouden kan worden. Er is een toename van de stapbreedte, staptijd en variatie van de stapbreedte gemeten bij mensen met neuropathie in de voeten, wat duidt op een instabiel looppatroon. Deze verandering in het looppatroon is een poging om het steunvlak te vergroten om zodoende meer stabiliteit te verkrijgen.

Uit het marktonderzoek bleek dat er wel degelijk loophulpmiddelen zijn die continue contact met de ondergrond hebben door het gebruik van wielen, zoals een rollator of een looprek met wielen aan de voorkant. Daarnaast bestaan er wandelstokken met een vergroot steunvlak, zoals de Quad-stick (vierpoot) wat voor extra stabiliteit zorgt. Deze hulpmiddelen hebben alleen wel hun beperking. De doelgroep wil liever niet dat duidelijk te zien is dat ze minder valide zijn. Het hulpmiddel moet dus een bescheiden, modern uiterlijk krijgen. Het mag niet omslachtig zijn zoals een rollator. Daarnaast kunnen wielen gebruikt worden voor het contact met de grond, maar er moet ook op het hulpmiddel gesteund kunnen worden bij een balansverstoring zonder dat het hulpmiddel weggrolt. Er zal dus een remsysteem op moeten komen.

In de ontwerpfase zijn alle eisen die gesteld zijn verwerkt in ideeschetsen. Deze zijn aan de hand van een morfologische kaart gegroepeerd en in drie concepten verdeeld. Deze concepten zijn beoordeeld aan de hand van de gestelde eisen en wensen en het concept met de beste score is verder ontwikkeld tot prototype. Dit prototype is getest op gezonde mensen rond de 60 jaar. Een test met mensen die neuropathie in de onderste extremiteiten hebben zou te veel risico's met zich meebrengen en was in het tijdsbestek niet haalbaar. Uit de test is gebleken dat het hulpmiddel wel degelijk werkt, maar dat het nog te zwaar is en een onaantrekkelijk uiterlijk heeft. Ook een paar technische aspecten zoals het sturen bleken nog niet helemaal soepel te verlopen. In de optimalisatiefase zijn voor deze problemen oplossingen gegeven. In de discussie worden aanbevelingen voor de toekomst gedaan met betrekking tot het product zelf, maar ook tot de test die uitgevoerd is.

Voorwoord

Dit verslag is geschreven in het kader van het afstudeerproject bij de opleiding Bewegingstechnologie aan de Haagse Hogeschool. Het verslag omschrijft stappen die ondernomen zijn bij het ontwerpen van een loophulpmiddel voor mensen met balansproblemen.

Het verslag is bedoeld voor de afstudeerbegeleiders, om te laten zien welke stappen er zijn ondernomen om tot een oplossing te komen. Ook is het verslag bedoeld om Prof. Klaas Postema, van wie de vraag om het hulpmiddel komt, eventuele achtergrondinformatie te geven over het prototype dat gemaakt is. Daarnaast is het natuurlijk ook voor ieder ander met interesse in hulpmiddelen voor de minder valide mens.

Via deze weg wil ik ook graag mijn interne en externe begeleiders, Daphne Wezenberg, Manon Kessels en Prof. Klaas Postema bedanken voor feedback, tips en motivatie.

Den Haag, Juni 2015

Inhoudsopgave

Samenvatting	2
Voorwoord	3
1. Inleiding.....	6
2. Analyse.....	7
2.1.Het effect van ouderdom en neuropathie op het looppatroon.	7
2.1.1.Ouderdom.....	7
2.1.2.Neuropathie	8
2.2.Gesprek met Prof. Klaas Postema.....	9
2.3.Marktonderzoek en het effect van deze middelen op het looppatroon.	10
2.4.Ergonomie.....	13
3. Lijst van eisen en wensen	14
4. Ontwerpen	15
4.1.Schetsen	15
4.2.Morfologische kaart	16
4.3.Concepten.....	17
4.4.Conceptkeuze.....	18
5. Materialisatie	19
5.1.Spuugmodel	19
5.2.Interactive Physics.....	19
5.3.SolidWorks.....	20
5.4.Veren	21
5.5.Eindontwerp	23
5.6.Kostprijs.....	23
6. Evaluatie.....	24
6.1.Testprotocol.....	24
6.2.Resultaten.....	24
7. Optimalisatie.....	26
8. Discussie.....	30
9. Conclusie	31
10. Literatuurlijst.....	32
11. Bijlagen.....	35
I. Document projectplan voor een ontwerpproject.....	36
II. Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase	40

III. Verennomogram	41
IV. Vragenlijst test prototype loophulpmiddel	42
V. Resultaten tabel test prototype loophulpmiddel	43
VI. SPSS T-Test stabiliteit hulpmiddel.....	43
VII. Technische tekeningen loophulpmiddel.....	45
VIII. SolidWorks geoptimaliseerd model.....	64

1. Inleiding

Prof. Klaas Postema van het UMCG komt met regelmaat in contact met oudere mensen (60+) die evenwichtsproblemen hebben. Zelf geven ze aan dat ze zich minder stabiel voelen of dat ze zelfs al een keer gevallen zijn, zonder hier een concrete verklaring voor te kunnen geven. Lopen gaat moeizamer dan voorheen, het kost meer energie en kan minder lang volgehouden worden. De grootste oorzaken van dit probleem zijn ouderdom en diabetes mellitus, wat ook naar voren komt in literatuurstudies naar de oorzaak van balansproblemen tijdens het lopen (1-5). Beide oorzaken zorgen er voor dat de kwaliteit van de zenuwen achteruit gaat, waardoor proprioceptieve en tactiele informatie vanuit de voetzolen en gewrichten in mindere mate of zelfs niet aankomt in de hersenen. Afname van proprioceptie en tactiele feedback kan tot op zekere hoogte opgevangen worden met het zicht, maar ook dit vermogen neemt met de jaren af (1,6). Prof. Klaas Postema geeft aan dat dit in de praktijk leidt tot het constant kijken naar wat de voeten doen. Wanneer dit niet mogelijk is, zoals 's avonds en 's nachts of bij afname van het zicht, wordt lopen vermeden. Daarnaast is bekend dat de loopsnelheid afneemt om een meer stabiele gang te creëren (7-13) en dat lopen over ongelijke ondergronden zoals gras en stenen moeilijker gaat (14), waardoor de loopsnelheid nog verder omlaag gaat. Door de aangepaste manier van lopen worden de beenspieren op een andere manier aangespannen dan normaal, waardoor het energiegebruik omhoog gaat (8,15-17). Daarnaast geeft Prof. Klaas Postema aan dat wanneer de mensen een kast of muur aanraken zij een duidelijke verbetering ondervinden in de mate van stabiliteit tijdens het lopen. De kast functioneert als referentiepunt voor de houding ten opzichte van de grond. Maar de kast of muur kan natuurlijk niet overal mee naar toe. Een alternatief voor het contact willen houden met de buitenwereld is het gebruik van een wandelstok. De wandelstok kan gebruikt worden om het steunvlak bij instabiliteit te vergroten en op te leunen (18-20). Belangrijker nog is dat de wandelstok de functie van de kast of muur imiteert. Het functioneert als referentiepunt ten opzichte van de grond (21). Ten opzichte van een muur is een wandelstok instabieler doordat deze bij elke stap opnieuw gepositioneerd moet worden waardoor de refererende functie tijdelijk weg valt. Daarnaast steunt een wandelstok op één punt, terwijl een kast of muur vast staat. Om de patiënten continue te kunnen ondersteunen en tactiele feedback te bieden moet er een oplossing gevonden worden waarbij het mogelijk is om continue steun te bieden tijdens het lopen.

Het doel van dit onderzoek is om een loophulpmiddel te ontwerpen die de gebruiker een veiliger en stabiel gevoel geeft tijdens het lopen. Het ontwerp zal uitgewerkt worden tot een prototype welke getest kan worden bij mensen met problemen bij het behouden van de balans tijdens het lopen.

Het doel van het hulpmiddel is om de balans tijdens het gaan te verbeteren door een steunpunt te creëren op de grond, welke meebeweegt tijdens lopen zonder van de grond te komen en blokkeert wanneer er op gesteund wordt.

Het doel voor de gebruiker is om hem/haar somatosensorische informatie te verschaffen over de positie van het lichaam ten opzichte van de ondergrond wanneer de balanssystemen (proprioceptieve en tactiele cellen en zenuwen in de voetzolen) dit zelf niet meer voldoende kunnen. Bij mensen die moeite hebben met zelfstandig lopen door afname van deze systemen moet de loopkwaliteit met gebruik van het hulpmiddel verbeteren ten opzichte van de loopkwaliteit bij het gebruik van een normale wandelstok (meer stabiliteit, veiliger gevoel, sneller voortbewegen). Daarnaast moet het hulpmiddel ondersteuning kunnen bieden wanneer de gebruiker toch uit balans raakt en zichzelf op moet vangen.

2. Analyse

In de inleiding is het probleem beschreven welke mensen met balansproblemen ervaren. Deze mensen hebben een andere manier van bewegen dan mensen zonder deze problemen (1,2,6,22-24). De problemen die zij tegenkomen tijdens het lopen worden hier geanalyseerd en in kaart gebracht. Aan de hand van deze informatie kunnen eisen en wensen opgesteld worden welke bepalen wat het product moet kunnen en hoe het er uit gaat zien. In de volgende hoofdstukken wordt achtereenvolgens gekeken naar de tekortkomingen van de doelgroep bij het houden van de balans tijdens lopen, er wordt verder ingegaan op de veranderde aspecten van het looppatroon bij verminderde balans, hoe dit tot stand komt en wat dit betekent voor de patiënt.

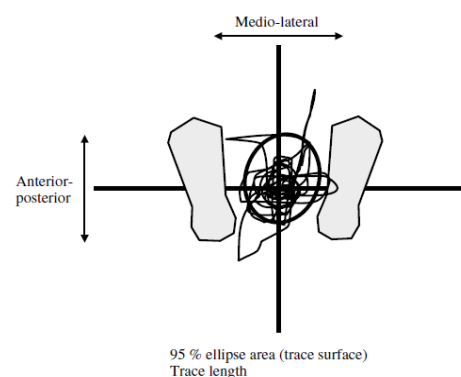
2.1. Het effect van ouderdom en neuropathie op het looppatroon.

Het perifere zenuwstelsel is het informatiesysteem tussen de hersenen en de rest van het lichaam, zoals spieren en organen. Wanneer iets waargenomen wordt (bijvoorbeeld door de ogen, neus, mond, oren of de huid) wordt deze informatie via afferente zenuwbanen naar de hersenen gestuurd, waar de hersenen de informatie interpreteren. Wanneer nodig, wordt via efferente zenuwvezels en de spieren, een antwoord gegeven in de vorm van beweging. Wanneer de zenuwbanen beschadigd zijn komt de informatie niet goed door, waardoor de hersenen informatie missen of niet de goede informatie kunnen versturen om een passende beweging bij de situatie te vormen. Ouderdom en neuropathie kunnen er allebei voor zorgen dat de kwaliteit van de zenuwen achteruit gaat en de spierkracht vermindert waardoor het vermogen om balans te houden tijdens lopen afneemt.

2.1.1. Ouderdom

Naarmate de leeftijd toeneemt bij volwassen mensen, neemt de kwaliteit van het bewegingsapparaat af. (11) Op de leeftijd van 60 jaar ondervindt ongeveer 15% problemen met het lopen. Op een leeftijd van 85 jaar bedraagt dit 80%. Over het algemeen wordt aangenomen dat het normaal is dat het looppatroon verslechterd wanneer iemand ouder wordt. Onderzoek heeft echter aangetoond dat ouderdom alleen geen bepalende factor is. (11) Met de verhoogde leeftijd zijn vaak ook lichamelijke aandoeningen aanwezig die impact hebben op het looppatroon. Neuropathie in de voeten, veroorzaakt door diabetes mellitus, is één van de meest voorkomende oorzaken. Daarnaast zorgen ook verminderd zicht, verminderde spierkracht en de angst om te vallen ervoor dat het looppatroon op een aangepaste manier uitgevoerd wordt. Ook zijn er mensen in deze leeftijdscategorie die wel zelfstandig en zonder te vallen kunnen lopen, wat bewijst dat de leeftijd alleen niet bepalend is voor de loopkwaliteit. Het looppatroon is door training te verbeteren bij ouderen. (5,22,25,26) Wanneer men hier op tijd mee begint kan een persoon veel langere tijd zelfstandig blijven bewegen.

De eis voor het behouden van de balans is dat het zwaartepunt van het lichaam binnen het steunvlak van de voeten moet liggen. Het lichaam kan opgevat worden als een omgekeerde slinger, welke van zichzelf instabiel is en de neiging heeft om te vallen. Dit worden inherente perturbaties genoemd. Uit onderzoek blijkt dat oudere mensen deze inherente perturbaties minder goed op kunnen vangen, wat meer risico op vallen met zich meebrengt (1,3,6,22,27,23). Dit is te zien in Figuur 1 waarin de bewegingen van het zwaartepunt weergegeven zijn, gemeten met een krachtenplatform, welke de plaats van aangrijpen van de kracht weergeeft. Bij oudere mensen met neuropathie in de voeten zijn deze uitslagen groter dan bij gezonde mensen. Door de verminderde proprioceptie, afname van de tactiele feedback en afname van de motorische vaardigheden worden balanscorrecties langzamer en excessiever uitgevoerd, waardoor het zwaartepunt vaak te ver doorschiet. Dit doorschieten wordt pas later opgemerkt door het lichaam, waardoor de reactie uitblijft en groter dient te zijn om het zwaartepunt weer in het steunvlak te krijgen (1,3,28,29).



Figuur 1: Visuele weergave van de verplaatsing van het zwaartepunt tijdens staan bij ouderen. Mensen met neuropathie in de voeten bewegen meer, maar nemen dit zelf niet waar. Naar: van Schie, C. H. (2008). Neuropathy: mobility and quality of life. *Diabetes/metabolism research and reviews*, 24(S1), S45-S51.).

Het looppatroon kan onderverdeeld worden in drie aspecten. Het initiëren en behouden van het ritme van het looppatroon, het behouden van de balans en het anticiperen op de omgeving. (11) Wanneer iemand het onvermogen heeft om één van deze aspecten uit te voeren uit dit zich in een aangepast looppatroon. Mensen gaan langzamer lopen, met een grotere stapbreedte en kortere staplengte om een meer stabiele gang te creëren. (1,6,11,25,27, 30) De aangepaste manier van lopen vraagt meer energie dan bij normaal lopen en de activiteit kan dan ook minder lang dan voorheen uitgevoerd worden. Vaak laten de mensen een krampachtig lichaamshouding zien. Door de afgenomen stabiliteit doen zij er alles aan om hun balans te behouden. Wanneer iemand samen met een partner wandelt, waarbij beide personen een arm in elkaar haken, blijkt dat het lopen veel langer kan worden volgehouden doordat de persoon met balansproblemen tijdens het lopen minder snel moe is. Er kan gesteund worden op de partner en de kennis dat bij een val hulp beschikbaar is zorgt voor minder angst tijdens het lopen. Het continue contact hebben met de grond via de partner verbetert de balans. Dit moet het hulpmiddel ook kunnen. Ook moet het hulpmiddel een val op kunnen vangen wanneer men toch de balans verliest, zoals de muur, een balustrade of een partner.

Eis: Het hulpmiddel moet een continue contact met de grond hebben.

Eis: Er moet op het hulpmiddel gesteund kunnen worden.

De neiging om te vallen bij balansverstoringen kan voorkomen worden door verschillende bewegingsstrategieën toe te passen om het zwaartepunt binnen het steunvlak te krijgen (2,6,9,22,24). Bij de enkelstrategie worden balansverstoringen opgevangen door dorsaal- en plantairflexie en pronatie en supinatie in het enkelgewricht. Bij de heupstrategie gebeurt dit door ante- en retroflexie en ab- en adductie in de heup. Beide strategieën zorgen voor het afremmen van het lichaamszwaartepunt, waardoor er meer tijd ontstaat om de stapstrategie toe te passen. Bij deze strategie wordt het steunvlak vergroot door het herpositioneren van de voet.

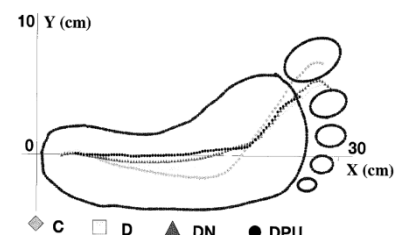
Oudere mensen hebben niet altijd de bewegingssnelheid om deze strategieën uit te voeren en onderzoek laat zien dat dit een grote oorzaak kan zijn in het aantal valincidenten bij ouderen. (6,11,12,13,28,29) Een mogelijke oplossing hiervoor kan een loophulpmiddel zijn, welke snel en gemakkelijk met de hand verplaatst kan worden om het steunvlak in de gewenste richting te vergroten. Veelal wordt een normale wandelstok aangeboden, maar voor extra stabiliteit wordt ook wel eens een quad-stick gebruikt. Echter blijkt uit onderzoek dat er bij een quadstick meer energie verbruikt wordt tijdens het lopen en de loopsnelheid afneemt (18-20,31), terwijl het hulpmiddel wat hier ontworpen wordt deze aspecten juist moet verbeteren. Het voordeel van deze hulpmiddelen is dat zij niet op het lichaam of aan de grond vast zitten waardoor ze makkelijk te verplaatsen zijn, maar daarnaast wel goede, solide ondersteuning bieden bij balansverstoring.

Eis: Het hulpmiddel moet met de handen tussen de persoon en de grond geplaatst kunnen worden om het steunvlak te vergroten.

2.1.2. Neuropathie

Het verloop van symptomen van neuropathie begint in de ledematen en gaat van distaal naar proximaal (4,7-14,17,19,23,32,34), waardoor handen en voeten de eerste symptomen laten zien. Deze symptomen zijn verlies van tactiele informatie op de huid en verminderd vermogen om houdingen en houdingsveranderingen waar te nemen in gewrichten als gevolg van afgenomen proprioceptie.

Dit zorgt er voor dat de myotatisch reflex niet of minder optreedt. Deze reflex zorgt er voor dat wanneer de lengte van een spier verandert, het lichaam stappen onderneemt om de lengte zo constant mogelijk te houden om de balans te bewaren. Uit onderzoek, uitgevoerd bij mensen met neuropathie in de onderbenen, blijkt dat deze mensen een lagere loopsnelheid hebben (7-13). Dit komt doordat ze kleinere stappen nemen, minder stappen per minuut zetten, bredere stappen zetten en een grotere variabiliteit in de stapbreedte hebben. Dit gedrag komt voort uit een onstabiel gevoel tijdens het lopen en is een poging om meer stabiliteit te creëren (32). Met betrekking tot de houding van de gewrichten blijkt dat mensen met neuropathie in de voeten een meer gebogen houding aannemen tijdens staan en lopen (8,13,14,22,23,24,27). De enkel, knie en

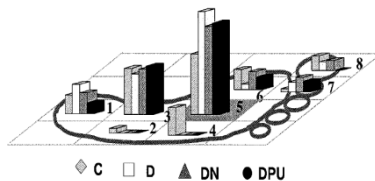


Figuur 2: Het verloop van het drukpunt onder de voet. Bij mensen met neuropathie verloopt het punt meer aan de mediale zijde.

Naar: Giacomozzi, C., Caselli, A., Macellari, V., Giurato, L., Lardieri, L., & Uccioli, L. (2002). Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes Care*, 25(8), 1451-1457.

heup staan allen in lichte flexie in vergelijking met gezonde mensen. Wanneer mensen met neuropathie van een stabiele naar een onstabiele ondergrond lopen (van asfalt naar gras en stenen) versterkt deze houding.

	1	2	3	4	5	6	7	8
C	9.4	2.4	23.6	14.2	31.1	10.2	1.6	7.5
D	14.8	-	20.7	-	52.3	2.7	5.1	4.3
DN	10.5	-	23.0	-	44.9	9.0	7.4	5.1
DPU	6.2	-	22.9	-	52.7	7.1	6.2	-



Figuur 3: Kracht gemeten onder de voet tijdens lopen bij mensen met neuropathie.

Naar: Giacomozzi, C., Caselli, A., Macellari, V., Giurato, L., Lardieri, L., & Uccioli, L. (2002). Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes Care*, 25(8), 1451-1457. verhoogt de druk onder de metatarsale gewrichten (38).

Deze houding zorgt voor meer stabiliteit, maar heeft als bijwerking ook een lagere loopsnelheid, kleinere passen, een langere staptijd en grotere momenten in de gewrichten.

Uit ander onderzoek, afgenomen terwijl mensen met neuropathie in de voeten over verschillende ondergronden lopen (gras, kiezelstenen en asfalt), blijkt deze houding te versterken bij meer ongelijke ondergronden zoals gras of kiezels. (9,14,35) Dit heeft als effect dat de grondreactiekracht meer aan de mediale zijde van de voet verplaatst tijdens het lopen, zoals te zien in Figuur 2. Ook is er een hogere druk gemeten onder de voetzool ter hoogte van de metatarsale gewrichten, wat te zien is in Figuur 3. De verhoogde druk en het afwijkende verloop geven extra risico op ulceraties en blessures. Dit wordt mede veroorzaakt door het aanspannen van zowel de flexoren als extensoren in de standfase. Gezonde mensen laten deze simultane activatie niet zien en het wordt dan ook aangenomen dat dit gebeurt om meer stabiliteit in het enkelgewricht te creëren. Andere onderzoeken hebben zich meer gericht op de toename van het energiegebruik van mensen met neuropathie tijdens lopen op verschillende ondergronden. (8,15,16,17) Spieren in het onderbeen bleken eerder en langer aan te spannen vergeleken met gezonde mensen. Dit leidt er toe dat meer energie wordt gebruikt tijdens lopen en deze mensen eerder moe zijn in vergelijking

met gezonde personen door de vervroegde en verlengde spieractivatie.

De aangepaste manier van bewegen wordt uitgevoerd om meer stabiliteit te creëren tijdens het lopen. Het steunvlak wordt vergroot zodat het steunpunt hier minder snel buiten valt. Het vergroten van het steunvlak moet ook door het hulpmiddel gedaan kunnen worden.

Tijdens het lopen wordt er bewogen en moet het lichaam rekening houden met deze bewegingen voor het behouden van de balans. Door het afnemen van de kwaliteit van de zenuwen en het afnemen van de kracht van de spieren bewegen mensen met neuropathie in de voeten anders dan gezonde mensen. Het hulpmiddel dat vervaardigd wordt moet er voor zorgen dat de gebruiker zich stabiel en veiliger voelt, wat als resultaat moet hebben dat de angst tijdens het lopen verdwijnt en de loopsnelheid omhoog gaat.

Daarnaast blijkt de bipedale fase (waarin twee voeten op de grond staan) bij mensen met neuropathie langer te duren. Dit resulteert in een haperende loop, waarbij de persoon steeds kort stilstaat voordat de volgende stap gezet wordt. Naast het feit dat hierdoor de loopsnelheid omlaag gaat komen er ook hogere krachten op het lichaam door het plotseling stoppen, wat een hoger risico op blessures geeft.

Eis: Het hulpmiddel moet er voor zorgen dat de gebruiker zich stabiel en veiliger voelt, wat als resultaat moet hebben dat de angst tijdens het lopen verdwijnt en de loopsnelheid omhoog gaat.

2.2. Gesprek met Prof. Klaas Postema

Op 15-4-2015 is er een gesprek gehouden met Klaas Postema, Professor revalidatiegeneeskunde aan het Universitair Medisch Centrum Groningen. Hij heeft regelmatig te maken met mensen met balansproblemen en van hem kwam de vraag naar een hulpmiddel voor deze doelgroep. Het doel was om informatie in te winnen over de doelgroep en hoe zij met hun aandoening omgaan.

Hij vertelde dat de patiëntengroep oudere mensen zijn, die moeite hebben met lopen of soms zelfs al een keer gevallen zijn. De grootste oorzaak is neuropathie in de onderste extremiteiten. Zelf hebben de patiënten geen idee hoe dit komt en zijn ze er van overtuigd dat ze gezond zijn. Aan de hand van testen, waarbij bijvoorbeeld de positie van het zwaartepunt gemeten wordt, blijkt dat deze mensen minder goed hun balans kunnen houden. Dat wil zeggen dat hun zwaartepunt meer verplaatst binnen hun steunvlak tijdens staan. Zo gebeurde het bij deze testen dat patiënten met de ogen open en met de ogen dicht op een krachtenplatform moesten staan. Met de ogen dicht werd er meer verplaatsing van het zwaartepunt gemeten. Echter gaven de patiënten aan dat ze naar eigen idee beter stil konden staan. De toegenomen verplaatsing van het zwaartepunt komt doordat de mensen hun ogen dicht houden, en hierdoor geen visuele input over de houding van het lichaam

binnen krijgen, welke normaal een groot deel van de afgenomen proprioceptie en tactiele feedback compenseert. Het idee dat ze beter stil kunnen staan met hun ogen dicht komt doordat de proprioceptie en tactiele feedback vermindert is, waardoor houdingsverschillen niet met deze systemen waargenomen worden. Doordat de visuele component nu ook weggenomen is, hebben de patiënten zelf niet door dat hun zwaartepunt meer verplaatst.

Het beoogde doel van het hulpmiddel is dan ook om mensen te laten lopen zonder te vallen en eventuele ondersteuning te bieden wanneer de balans verstoord wordt. Tijdens de testen van meneer Postema werd dit bereikt door de mensen langs een balustrade of een muur te laten lopen, waarbij ze slechts met twee vingers contact mochten maken. Ook mocht er niet gesteund worden. Het lichte contact is genoeg om informatie te verschaffen over de positie van het lichaam in de ruimte, wat ook bevestigd wordt door ander onderzoek (21,36,37).

Doordat de patiënten zelf niet voelen dat er iets aan de hand is willen zij vaak geen hulpmiddel. Dit bevestigt voor hen dat ze minder valide zijn en laat ook naar de buitenwereld zien dat ze niet meer optimaal kunnen presteren, terwijl zij zich niet zo voelen. Ook denken ze vaak dat het onnodig is, totdat ze een wandelstok aangeboden krijgen om te proberen, waarna ze toch overtuigd zijn van de werking doordat lopen minder moeite kost. Er wordt dan verteld dat dit hetzelfde effect heeft als wanneer iemand aan de arm van een ander persoon loopt. Het lopen kan langer volgehouden worden. Dit is mogelijk doordat ze ondersteuning van de balans hebben via de andere persoon. Hierdoor kan een relatief onstabiel en meer ontspannen looppatroon aangenomen worden, wat minder energieverbruik vraagt. Een wandelstok zorgt voor een grote verbetering van het looppatroon en hoewel er ook andere hulpmiddelen zijn, zoals een quad-stick of rollator worden deze als omslachtig gezien en lopen de patiënten hier niet graag mee. Het liefst hebben de patiënten dat er niet te zien is dat ze ondersteuning nodig hebben. Bij het gebruik van een wandelstok bleek de variatie in stapbreedte af te nemen. De mensen kunnen en durven een smaller looppatroon aan te nemen, doordat de stok het steunvlak vergroot en de gebruiker op de stok kan steunen wanneer er een val dreigt.

Wens: Het hulpmiddel moet een bescheiden uiterlijk hebben.

Wanneer mensen last hebben van neuropathie, uit zich dit vaak niet alleen in de voeten. Naar mate de neuropathie vordert ontstaan er ook problemen in de handen, wat een probleem vormt wanneer deze mensen een hulpmiddel krijgen voor het lopen. Dit hulpmiddel, vaak een standaard wandelstok, moet vast gehouden worden en heeft als functie dat er contact met de grond wordt gemaakt. Echter moet de stok dan wel waargenomen worden, terwijl het gevoel in de handen ook afgenomen is. Een oplossing voor dit probleem is het toevoegen van haptische vibratie in het hulpmiddel. Haptische vibratie zorgt voor extra mechanische ruis, waardoor er meer input bij de sensorcellen binnenkomt (38-42). Door de extra ruis valt de input weer binnen de (aangepaste) range van de sensoren en kunnen signaalveranderingen makkelijker waargenomen worden. Dit kan echter pas helpen wanneer de neuropathie al ver gevorderd is, waarbij het de vraag is of een wandelstok alleen nog wel volstaat.

Wens: Het hulpmiddel moet gebruik kunnen maken van haptische vibratie in het handvat, voor mensen met neuropathie in de handen.

2.3. Marktonderzoek en het effect van deze middelen op het looppatroon.

Tegenwoordig wordt aan mensen met balansproblemen vaak een wandelstok aangeboden zoals blijkt uit het gesprek met Prof. Klaas Postema. De wandelstok vermindert de inherente perturbaties en compenseert de verloren proprioceptie en tactiele feedback door deze via de handen te versturen (36,37). Uit literatuuronderzoek (18) blijkt dat het looprek de inherente perturbaties beter kan verminderen dan een wandelstok. Echter heeft dit hulpmiddel als nadeel dat er twee handen gebruikt moeten worden, wat onhandig is bij dagelijkse activiteiten, waardoor het looprek vaak niet gebruikt wordt. Een alternatief is de Quad-stick, wat een wandelstok is met vier poten aan de onderkant. Dit hulpmiddel zorgt voor meer stabiliteit dan een normale wandelstok, maar zorgt ook voor een hoger energieverbruik en een lagere loopsnelheid (19). Een loophulpmiddel kan helpen om de stabiliteit te verhogen, de staplengte te verlengen en de cadans te verlagen wanneer deze aangedaan zijn. (19) Om dit effect te bereiken moet wel het goede hulpmiddel gekozen worden. Loophulpmiddelen kunnen ook nadelige gevolgen hebben op het beweegpatroon van een gebruiker

wanneer het hulpmiddel niet gericht is op de juiste aandoening. Niet alle loophulpmiddel zijn bedoeld om de balans te verbeteren en sommige zouden bij de doelgroep juist in de weg komen te zitten. In Figuur 4 worden loophulpmiddel getoond en vervolgens geanalyseerd op hun toepasbaarheid bij mensen met verminderde balans.



Figuur 4: Verschillende hulpmiddelen die worden ingezet bij problemen met het lopen. A) Wandelstok; B) Elleboogkruk; C) Schaalkruk; D) Tast stok; E) Quadstick; F) Looprek; G) Rollator; H) Infuuspaal.

Wandelstok

De wandelstok draagt zowel bij aan de ondersteuning als het balansherstel. Een gebruiker kan op de stok steunen en de stok tussen het lichaam en de grond in plaatsen bij verstoorde balans, het geeft informatie over de positie van het lichaam ten opzichte van de grond via de handen en het zorgt voor meer stabiliteit en hiermee een zekerder gevoel. De stok is makkelijk te hanteren en heeft de minste invloed op het looppatroon in vergelijking met andere loophulpmiddelen. De stok wordt met één hand vastgehouden, waardoor er op een trap gelopen kan worden of waardoor iets vastgehouden of verplaatst kan worden tijdens het lopen; ook kunnen deuren zonder belemmering geopend worden. Het vervoer en de opslag van een wandelstok is eenvoudig.

Echter is er bij een te hoge belasting kans op instabiliteit. De patiënt kan de neiging krijgen de stok tegen het lichaam te drukken om de stabiliteit te vergroten. Dit verkleint het steunvlak waardoor de stabiliteit juist verminderd. Daarnaast valt de stok om wanneer deze wordt losgelaten en gaat het gebruik hiervan gepaard met grote belasting op het polsgewricht. Het moeten oppakken van een hulpmiddel kan extra risico's met zich meebrengen voor mensen met balansproblemen en moet voorkomen worden. Ook het hulpmiddel tegen het lichaam plaatsen moet voorkomen worden, doordat dit het steunvlak verkleint en de stabiliteit verlaagt.

Eis: Het hulpmiddel mag niet omvallen wanneer het losgelaten wordt.

Elleboogkruk

De hoofdfunctie van een elleboogkruk is het verminderen van de lichamelijke belasting. Daarnaast helpt het ook bij balansherstel door de referentiefunctie aan de grond. Bij het gebruik van één kruk kan een matige belastingreductie op één been behaald worden, bij het gebruik van twee krukken kan de belasting op één been geheel weggenomen worden. Voor de pols geeft deze kruk minder belasting, doordat de arm in een hoek staat om een gedeelte van de ondersteuning uit de onderarmsteun te halen. De elleboogkruk is stabielere dan een normale wandelstok, doordat het polsgewricht gefixeerd is. Hierdoor verminderen de bewegingsmogelijkheden tussen hand en kruk. De elleboogkruk heeft een meer drastisch uiterlijk dan een normale wandelstok. Vaak willen mensen geen opzichtige hulpmiddelen, omdat ze niet herkend willen worden als mindervalide. Daarnaast wordt de schouder bij dit soort krukken zwaar belast.

Schaalkruk

De schaalkruk heeft net als de elleboogkruk als hoofdfunctie om de belasting op het onderlichaam te reduceren. Deze kruk wordt voornamelijk ingezet bij mensen met ontoereikende hand-, pols- of elleboogfunctie. De kruk kan gebruikt worden als grondreferentie, maar is door het makkelijke draaien van de onderarm op de kruk niet handig om balansverstoringen op te vangen.

Quadstick

De quad-stick werkt hetzelfde als een wandelstok, alleen is het steunvlak groter door de vier poten aan de onderkant, wat tot meer stabiliteit bij de gebruiker leidt en ervoor zorgt dat hij niet omvalt na loslaten. Het handvat is in het midden van het hulpmiddel geplaatst wat ook mee helpt aan een verbeterde balans en een zekerder gevoel. Bij eenzijdig gebruik zorgt de quad-stick voor het meeste balansherstel in vergelijking met een wandelstok of elleboogkruk.

Het vergrote steunvlak kan een probleem vormen tijdens het lopen wanneer de quad-stick niet goed is ingesteld. De poten van de stok kunnen voor de voeten van de gebruiker komen. Daarnaast laten mensen bij het gebruik van een quad-stick een lager looptempo zien, doordat de quad-stick geen goede afwikkeling heeft en elke keer neergezet moet worden. De quad-stick is minder geschikt om mee te lopen op ongelijke ondergronden, waarbij hij niet altijd op alle poten kan steunen of niet altijd recht staat.

Looprek

De voornaamste functie van een looprek is het herstellen van de balans en ondersteunen wanneer dit niet toereikend is. Het looprek geeft meer ondersteuning dan voorgaande stokken, maar heeft als nadeel dat er twee handen nodig zijn voor de verplaatsing. Het geeft een zekerder gevoel van balans dan een rollator doordat de poten geen wielen hebben. Het looprek moet hierdoor echter wel bij elke stap opgetild worden. Een looprek met twee wielen aan de voorkant en twee poten aan de achterkant is hiervoor een oplossing, maar ook deze versie moet met twee handen opgetild en gekanteld worden.

Rollator

De hoofdfunctie van een rollator is het continue aanbieden van ondersteuning tijdens het lopen om zowel de kans op vallen, als lichamelijke belasting en een onstabiel gevoel tegen te gaan.

Er zijn verschillende uitvoeringen waarbij twee, drie of vier wielen worden gebruikt. Een rollator met twee wielen kan hetzelfde gezien worden als een looprek met twee wielen. Een rollator met drie wielen wordt in Nederland niet als eerste keuze beschouwt door onveilige situaties die kunnen ontstaan wanneer het hulpmiddel niet goed gehanteerd wordt. Met rollator zal in het vervolg een rollator met vier wielen bedoeld worden. Een rollator is het meest stabiel in vergelijking met de andere hulpmiddelen, maar ook het zwaarst en grootst. Er kan een natuurlijk looppatroon gehanteerd worden doordat de rollator niet opgetild of neergezet hoeft te worden. Er kan aan beide kanten op de rollator geleund worden, waardoor ook het zwaartepunt in het midden blijft tijdens lopen.

Met een rollator kan geen trap gelopen worden en er is vaak veel ruimte nodig om een rollator te kunnen hanteren.

Tast stok

Dit is een hulpmiddel dat door blinden en slechtzienenden gebruikt wordt. Het geeft informatie over de ondergrond door hierop te tikken of er over heen te schuiven. Het is niet bedoeld om te ondersteunen, maar alleen om sensorische informatie over de omgeving te verschaffen waardoor de gebruiker veilig door het verkeer kan bewegen.

Infuuspaa

Dit hulpmiddel is bedoeld voor mensen met een infuus. De paal laat de persoon het infuus meenemen terwijl hij loopt. De paal kan ook ondersteunen wanneer iemand zijn balans dreigt te verliezen. Het heeft een vergroot steunvlak dat voor extra stabiliteit zorgt. De wielen hebben echter geen rem en wanneer iemand zijn balans verliest bestaat het risico dat de paal wegrolt. Ook steken de wielen vaak uit, waar over gestruikeld kan worden.

Uit onderzoek blijkt dat de wandelstok de beste keuze als loophulpmiddel is. (18) Dit is onderzocht door resultaten van onderzoeken naar het gebruik van wandelstokken en looprekken en het effect hiervan op het energiegebruik naast elkaar te leggen. Een wandelstok kan snel en makkelijk verplaatst worden, biedt ondersteuning wanneer nodig en is makkelijk op te bergen. Echter heeft de wandelstok een zwaafase tijdens het lopen wat de refererende- en ondersteunende functie tijdelijk laat vervallen. Een rollator heeft dit probleem niet door het toepassen van wielen, maar vereist wel dat er twee handen gebruikt worden. Daarnaast is de rollator groter en zwaarder, wat de mobiliteit niet ten goede komt. Daarnaast blijkt uit onderzoek (18,19,31) dat de quad-stick meer ondersteuning biedt dan een normale wandelstok door het vergrote steunvlak en het gecentreerde handvat. Echter gaat bij gebruik van een Quad-stick in vergelijking met een wandelstok het energieverbruik omhoog en de loopsnelheid omlaag (19,20). Een combinatie van de drie

zou mogelijk een goede oplossing bieden, waarbij de zwaai fase van de wandelstok verdwijnt doordat het hulpmiddel over de grond kan rijden en het stabiliteit gevoel verbeterd door een groter steunvlak en een gecentreerd handvat. Ook de kans dat het hulpmiddel gebruikt wordt kan vergroot worden door er voor te zorgen dat het met één hand te besturen is, zoals een wandelstok. Een wandelstok met een wiel aan de onderkant kan echter wegschieten wanneer er op gesteund wordt. Dit moet voorkomen worden. Er mogen geen krachten buiten het steunvlak geplaatst worden wanneer er op het hulpmiddel gesteund wordt en het hulpmiddel moet automatisch remmen wanneer iemand er op leunt.

Eis: Bij steunen mogen de krachten niet buiten het steunvlak vallen.

Eis: Het hulpmiddel moet tijdens het lopen contact houden met de grond.

Eis: Het hulpmiddel moet met één hand te gebruiken zijn.

Eis: Het hulpmiddel moet remmen wanneer er op gesteund wordt.

Naast informatie over de producten is er ook informatie opgezocht over de vergoeding vanuit zorgverzekeraars. Uit het hulpmiddelenkompas blijkt dat loophulpmiddelen niet vergoed worden door verzekeraars. Dit betekent dat mensen de hulpmiddelen zelf moeten betalen. Om deze reden wordt de kostprijs zo laag mogelijk gehouden. Gezien de kosten van diverse wandelstokken (tussen de 20 en 100 euro) wordt de grens op 100 euro gehouden.

Eis: De kostprijs mag niet boven de 100 euro uitkomen.

2.4. Ergonomie

Aangezien het hulpmiddel met één hand vast te houden en te verplaatsen moet zijn is op de site van Dined opgezocht wat de gemiddelde handhoogte is tijdens het staan bij mensen van 60 jaar en ouder. Dit geeft aan hoe lang het hulpmiddel moet zijn vanaf de grond en hoe ver hij te verstellen moet zijn. Er is gevonden dat de gemiddelde hoogte 742 mm bedraagt met een standaarddeviatie van 49 mm. Dit houdt in dat het hulpmiddel van 693 mm tot 791 mm moet kunnen variëren in hoogte.

Ook is opgezocht hoe groot de omtrek van het handvat mag zijn voor mensen boven de 60 jaar. Hier waren geen gegevens over te vinden, maar wel over de waarde voor mensen tussen de 20- en 30 jaar. Dit bleek 129 mm te bedragen met een standaarddeviatie van 13 mm.

Vervolgens is onderzocht hoeveel gewicht het hulpmiddel moet kunnen ondersteunen wanneer de gebruiker toch zijn balans verliest. Het gemiddelde gewicht van mensen boven de 60 jaar bedraagt 73 Kg, met een standaarddeviatie van 11 Kg. Uit onderzoek (43) blijkt dat mensen bij het lopen met een kruk ongeveer 25% van hun lichaamsgewicht op een kruk steunen. Dit houdt in dat het hulpmiddel ($0,25 \cdot 73 =$) 18,25 Kg moet kunnen ondersteunen tijdens het lopen zonder te blokkeren, oftewel 182,5 Newton. Uit het loophulpmiddelenkompas blijkt dat, volgens de Nederlandse wet, een loophulpmiddel minimaal tot 125 Kg moet ondersteunen in verband met veiligheid. Wanneer iemand zichzelf op moet vangen doordat hij bijvoorbeeld gestruikeld is, kan het voorkomen dat de grondreactiekracht hoger uitvalt dan het lichaamsgewicht door de neerwaartse versnelling van het lichaam.

Eis: Het hulpmiddel moet in hoogte verstelbaar zijn van 693 mm tot 791 mm.

Eis: De omtrek van het handvat moet 129 mm bedragen.

Eis: Het hulpmiddel moet tot 1250 Newton kunnen ondersteunen.

Eis: Er moet met een kracht van 182,5 N op het hulpmiddel gesteund kunnen worden tijdens lopen zonder dat de wielen blokkeren.

3. Lijst van eisen en wensen

Uit de Analyse zijn eisen en wensen gekomen waar het hulpmiddel aan moet voldoen. Hieronder zijn ze overzichtelijk bij elkaar gezet. Wanneer er concepten worden ontworpen kunnen deze getoetst worden aan de eisen en wensen om te zien welk concept het beste aan de eisen voldoet en daarmee de beste keuze is voor iemand met balansproblemen.

Eisen:

- Het hulpmiddel moet tijdens lopen continue contact met de grond hebben.
- Het hulpmiddel moet met één hand tussen de persoon en de grond geplaatst kunnen worden om het steunvlak te vergroten.
- Het hulpmiddel moet er voor zorgen dat de gebruiker zich stabiel en veiliger voelt.
- Het hulpmiddel mag niet omvallen wanneer het losgelaten wordt.
- Bij steunen mogen de krachten niet buiten het steunvlak vallen.
- Het hulpmiddel moet met één hand te gebruiken zijn.
- Het hulpmiddel moet remmen wanneer er op gesteund wordt.
- De kostprijs mag niet boven de 100 euro uitkomen.
- Het hulpmiddel moet in hoogte verstelbaar zijn van 693 mm tot 791 mm.
- De omtrek van het handvat moet 129 mm bedragen.
- Het hulpmiddel moet tot 1250 Newton kunnen ondersteunen.
- Er moet met een kracht van 182,5 N op het hulpmiddel gesteund kunnen worden tijdens lopen zonder dat de wielen blokkeren.

Wensen:

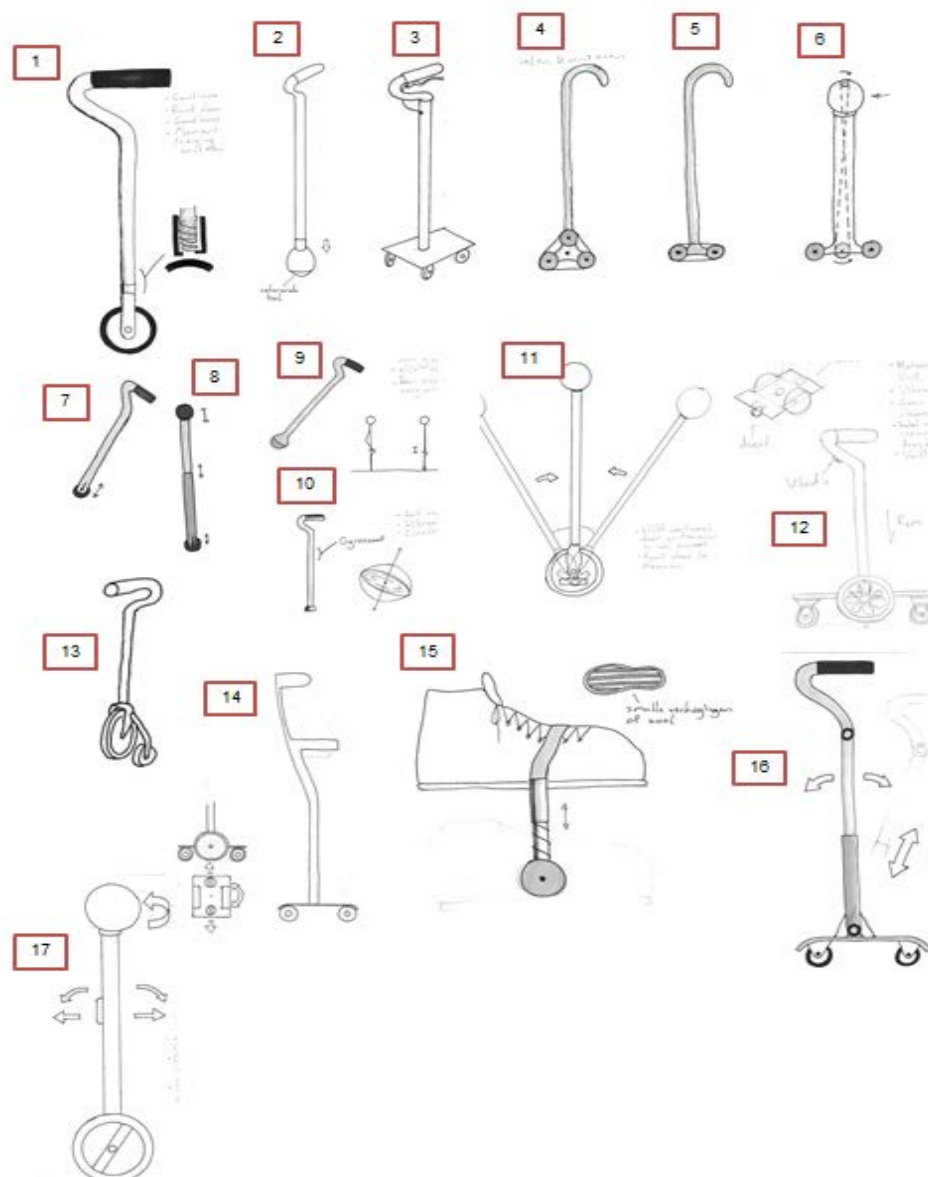
- Het hulpmiddel moet een bescheiden uiterlijk hebben.
- Het hulpmiddel moet gebruik maken van haptische vibratie.

4. Ontwerpen

De lijst van eisen en wensen bepaalt wat het product moet kunnen en hoe het er voor een groot deel uit gaat zien. In dit hoofdstuk zal de lijst gebruikt worden om concepten te ontwikkelen die vervolgens getoetst worden aan de eisen. Het concept welke het best aan de eisen voldoet zal verder ontwikkeld worden. Om ideeën te genereren is er eerst een vrije ontwerpsessie gehouden. Er is gebrainstormd over mogelijke oplossingen voor het opvangen van de balans of het ondersteunen van een persoon wanneer er een val dreigt. Vervolgens zijn deze schetsen ingedeeld in groepen aan de hand van een morfologische kaart en tot concepten gevormd. De concepten worden getoetst aan de eisen en wensen en het concept dat hier met de beste score uit komt wordt verder ontwikkeld tot eindontwerp.

4.1. Schetsen

In Figuur 5 zijn de ontwerpschetsen te zien die uit de brainstormsessie voort kwamen. Er is geprobeerd zo veel mogelijk oplossingen te bedenken zonder te kijken naar de kosten of de haalbaarheid van het idee.



Figuur 5: Ontwerpschetsen welke uit de brainstorm sessie gekomen zijn.

Aangezien een aantal ideeën erg op elkaar lijken en in feite variaties van elkaar zijn, zijn de ideeschetsen gegroepeerd op verschillende onderdelen aan de hand van een morfologische kaart. Ook zijn er ideeën afgevalen doordat deze niet praktisch zijn voor het probleem. Dit zijn idee 3, 4, 6, 9, 14 en 15. Bij schets drie

moet de persoon zelf remmen, het risico dat dit te laat gebeurt doordat de persoon niet doorheeft dat hij/zij in eerste instantie valt is te groot. Daarbij is het afhankelijk van de reactietijd van een persoon of hij/zij op tijd kan remmen. Schets vier is niet stabiel door een draaipunt onder de stok en schets zes kan op lange duur schade aanbrengen aan de hand door te veel wrijving. Schets 9 is korter in lengte, zodat de arm en het hulpmiddel verticaal blijven staan tijdens lopen. Hierdoor is het moeilijk een val op tijd op te vangen. Schets 14 heeft een drastischer uiterlijk door de elleboogschaal, wat niet gewenst is door de doelgroep. Bij schets 15 wordt continue contact gehouden met de vloer, maar dit gebeurt nog steeds met de voeten. Wanneer de voeten dit zouden kunnen waarnemen zou het hulpmiddel niet nodig zijn. Daarnaast zorgen de verdikkingen in de zool voor meer mechanische input, maar ook voor een verhoogde kans op ulceraties.

4.2. Morfologische kaart

De ideeschetsen die overblijven zijn gegroepeerd in verschillende onderdelen. In Figuur 6 zijn verschillende onderdelen te zien die gebruikt kunnen worden om een balanshulpmiddel te maken aan de hand van de gestelde eisen.

Handvat					
Verstelbaarheid					
Stabilisatie					
Base of support					
Rem					
Wielen					

Een eis is dat de geleverde krachten niet buiten het steunvlak mogen vallen. Onder het kopje 'handvat' staan handvatten die hier wel en niet aan voldoen. Echter zijn de handvatten wel verschillend in hoe ze vastgehouden worden wat effect heeft op het besturen en optillen (bij een trap) van het hulpmiddel. Het plaatje uiterst links laat een handvat zien waarbij wel een steunmoment optreedt, waardoor deze niet mee wordt genomen in een concept. Ook moet het hulpmiddel in hoogte verstelbaar zijn, waardoor de eerste optie onder het kopje 'verstelbaarheid' afvalt. De kosten moeten zo laag mogelijk gehouden worden, waardoor elektrische systemen voor de stabilisatie niet de eerste keus hebben. Vooral wanneer er een vergroot steunvlak gebruikt wordt zijn er geen elektrische apparaten voor de stabilisatie nodig. Veiligheidshalve dienen de remmen automatisch te werken. Oftewel, de persoon zou niet zelf bewust moeten remmen wanneer hij/zij valt. Dit kan vaak al te laat zijn. Bij

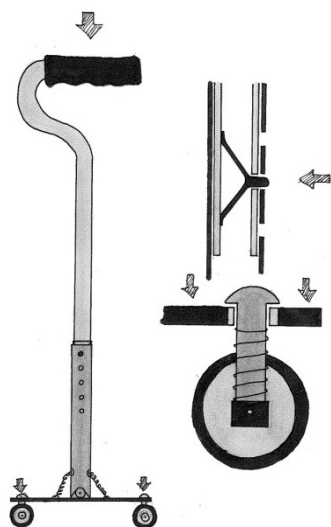
Figuur 6: Morfologische kaart.

de optie voor de wielen wordt voornamelijk onderscheid gemaakt in harde of zachte wielen en lucht- of massieve wielen. Wanneer er veren in het systeem komen zijn zachte wielen niet nodig voor de demping van eventuele trillingen of randen. Daarnaast kunnen massieve wielen niet lek gaan en hebben deze de voorkeur.

Zoals te zien zijn er drie lijnen getrokken over de morfologische kaart, een groene (A), een blauwe (B) en een rode (C). Elke lijn stelt een concept voor die in de volgende paragraaf beschreven wordt.

4.3. Concepten

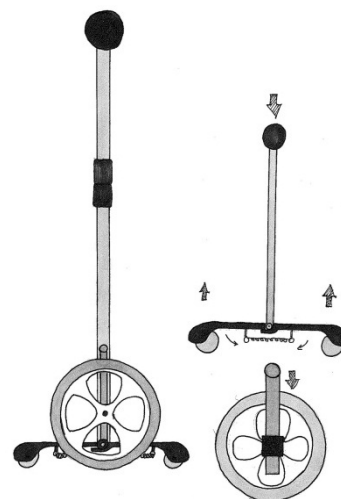
Door de verschillende onderdelen met elkaar te combineren zijn drie concepten ontwikkeld die getoetst kunnen worden aan de eisen.



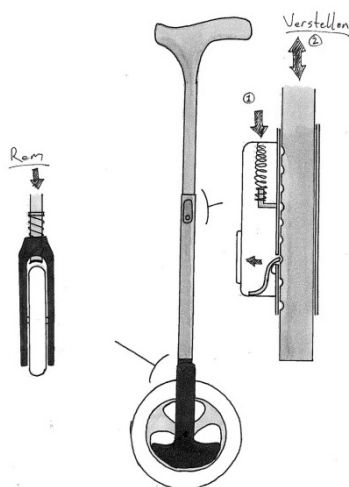
Figuur 7: Concept 1; Gecentreerd handvat en verende wielen.

Het eerste concept, te zien in Figuur 7, maakt gebruik van een gecentreerd handvat, waarbij de hand recht boven de stok geplaatst wordt. Ook is hier een vergroot steunvlak met vier wielen toegepast waardoor de kans op momenten bij steunen verkleind wordt en het hulpmiddel niet omvalt wanneer het losgelaten wordt. Er zijn veren geplaatst om de assen waar de wielen aan zitten. Op deze manier komt de steunplaat omlaag wanneer er op het hulpmiddel gesteund wordt, wat de wielen laat blokkeren, maar wordt de plaat daarna terug omhoog geduwd. Tussen de steunplaat en de stok zit een scharnier, waardoor de stok met de armzwaai mee kan bewegen. Het verstellen van de lengte gebeurt door een verende knop in te drukken en de twee buizen van de stok in- of uit elkaar te schuiven tot de knop terugschiet.

Het tweede concept bestaat uit twee delen. Een stok met een bol handvat recht hier boven wordt op de steunplaat geplaatst. Deze plaat bestaat uit twee delen en kan roteren. Om te voorkomen dat de steunplaat inzakt wordt er aan de onderkant een veer gespannen, zoals te zien in Figuur 8. Het handvat is een variant op het gecentreerde handvat, maar maakt het moeilijker het hulpmiddel op te tillen. Wanneer op de stok wordt gesteund, zakt de plaat in. Het tweede deel bestaat uit een wiel, welke aan een as bevestigd is die ook als rem functioneert. De as zit vast aan de steunplaat en wordt bij steunen omlaag verplaatst langs het wiel, waardoor het uitstekende deel aan de bovenkant het wiel blokkeert. Voor en achter zijn twee kleine zwenkwielen geplaatst. Door deze opstelling van wielen kan het hulpmiddel om zijn eigen as draaien, wat handig kan zijn bij het lopen in smalle ruimtes. Het verstellen van de lengte gebeurt door de buizen los en vast te draaien, wat er voor zorgt dat er een krachtsluiting ontstaat.



Figuur 8: Concept 2; Bol handvat en verende basis.



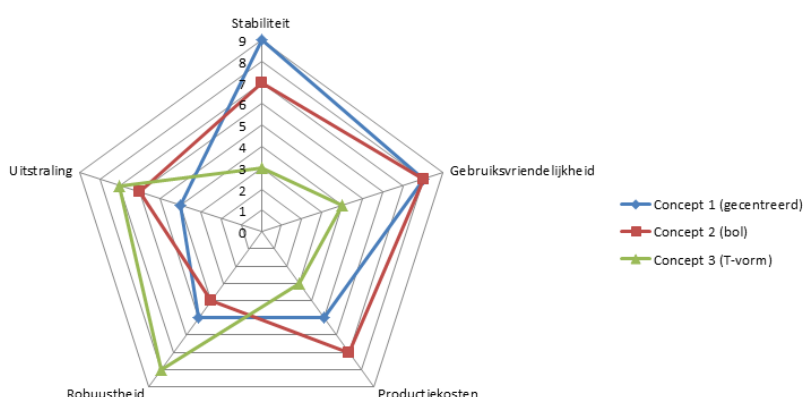
Figuur 9: Concept 3; T-vormig handvat en contragewicht.

Het derde concept in Figuur 9, maakt gebruik van een variant van het gecentreerde handvat, waarbij de hand niet geheel om het handvat geplaatst kan worden. Tussen de stok en het frame van het wiel bevindt zich een veer, welke ingedrukt wordt wanneer er op het hulpmiddel gesteund wordt. Dit laat het wiel blokkeren doordat de stok op het wiel geplaatst wordt. Een contra gewicht aan de onderkant van het wielframe zorgt er voor dat de stok uit zichzelf rechtop blijft staan. Ook zorgt dit gewicht er voor dat er een tegenmoment geleverd wordt wanneer iemand met de stok loopt. Het verstelmecanisme bestaat uit een schuifknop op de buitenste buis, met inkepingen op de andere buis.

4.4. Conceptkeuze

Nu de concepten bekend zijn kunnen ze getoetst worden aan de eisen om tot een eindconcept te komen. Ten eerste werd hier de kardinale methode voor gebruikt, maar een aantal eisen die uit de analyse zijn gekomen kunnen niet verder beoordeeld worden dan dat een concept er wel of niet aan voldoet. Alle concepten hebben continue contact met de grond en op alle concepten kan gesteund worden. Om deze reden is de keuze gemaakt om een radarplot te gebruiken, welke meer algemene ontwerpaspecten gebruikt, zoals productiekosten en gebruiksvriendelijkheid.

Door de radar plotten in te vullen is snel te zien waar het accent op licht bij een concept. Hoewel alle aspecten meetellen, tellen ze niet allemaal even zwaar. De nadruk bij het toetsen is gelegd op stabiliteit en gebruiksvriendelijkheid. Vervolgens komen de productiekosten en robuustheid aan bod en als laatste de uitstraling. Het is het belangrijkste dat het hulpmiddel veilig te gebruiken is. Daarnaast moet dit natuurlijk niet teveel kosten, maar de kwaliteit krijgt voorrang.

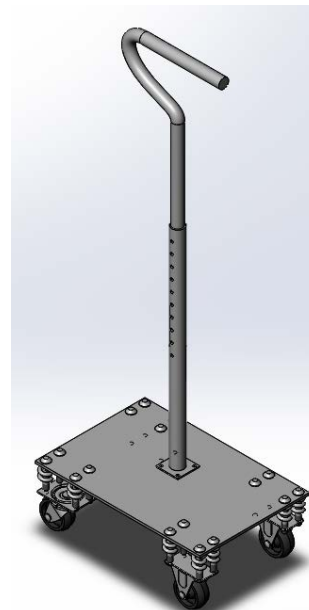


Figuur 10: Radarplot met verschillende aspecten welke met het product te maken hebben. Concept één scoort het best op stabiliteit en gebruiksvriendelijkheid. Concept twee scoort het beste op gebruiksvriendelijkheid en productiekosten en concept drie scoort het beste op uitstraling en robuustheid.

Concept één heeft de meeste stabiliteit en samen met concept twee de hoogste gebruiksvriendelijkheid. Daarnaast heeft concept één lagere productiekosten dan concept twee door de onderdelen, voornamelijk doordat het makkelijker in elkaar te zetten is. Concept drie scoort hoog op robuustheid en uitstraling doordat het een relatief simpele constructie is waar weinig aan kapot kan gaan. Ook de productiekosten zijn laag. Echter scoort deze lager op de andere vlakken, die zwaarder wegen. Zoals eerder gezegd hebben stabiliteit en gebruiksvriendelijkheid voorrang, waar concept één het best aan voldoet.

Concept één wordt hier verder uitgewerkt tot een uiteindelijk ontwerp in SolidWorks. Wanneer het eindontwerp bekend is kan hier een prototype van gemaakt worden.

In het concept is een scharnier opgenomen om de armzwaai tijdens lopen toe te laten. Uit onderzoek (44-48), waarbij het effect van de armzwaai op het looppatroon gemeten is, blijkt dat het missen van de armzwaai geen invloed heeft op het houden van de balans. Dit houdt in dat de gangparameters (loopsnelheid, cadans, lengte bipedale fase, variëteit van de stapbreedte etc.) geen verandering lieten zien tussen lopen met- en lopen zonder armzwaai. Dit is gemeten bij gezonde mensen (mannen en vrouwen) tussen de 21 en 80 jaar. Leeftijd blijkt niet uit te maken. Er werd ook gevonden dat versterken van de armzwaai de balans verbetert, wat voor mensen met balansproblemen in de toekomst misschien mogelijkheden biedt. Versterken van de armzwaai laat echter ook het



Figuur 11: Eindontwerp van concept 1. Dit ontwerp zal geoptimaliseerd en vervaardigd worden.

energiegebruik stijgen, waardoor het lopen minder lang volgehouden kan worden. Dit is tegenstrijdig met het doel van het product dat hier ontworpen wordt en meer onderzoek zou dan ook eerst moeten aantonen of de verbetering van de balans opweegt tegen de toename in energiegebruik, voordat toename van de armzwaai als oplossing voor balansproblemen in een ontwerp meegenomen wordt. Door deze informatie is gekozen om het scharnier uit het ontwerp te halen, aangezien het geen voordeel oplevert voor de gebruiker om met zijn/haar arm te kunnen zwaaien.

Het gecentreerde handvat is gekozen omdat de hand zich boven de stok bevindt en bij steunen het risico op momenten het kleinst is. De andere handvatten van de concepten hebben deze werking echter ook en er wordt dan ook voor gekozen om de handvatten verwisselbaar te maken. Op deze wijze kan een patiënt een handvat kiezen dat voor hem/haar het lekkerst loopt, zonder dat de werking tijdens het lopen verloren gaat. Zowel het T-vorm handvat als het bol handvat uit de andere twee concepten zullen als opties meegenomen worden in het eindontwerp.

5. Materialisatie

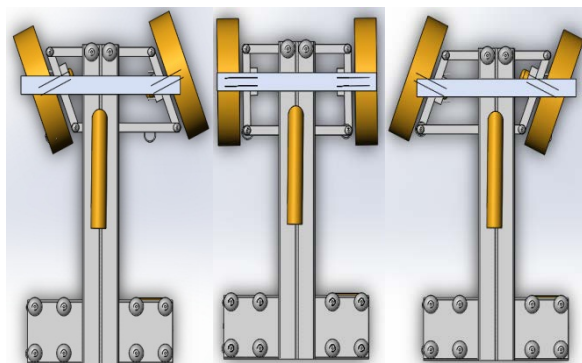
In dit hoofdstuk wordt uitgelegd hoe het eindontwerp tot stand is gekomen, welke aanpassingen er aan het ontwerp gemaakt zijn en waarom dit gedaan is.

5.1. Spuugmodel

Van het eindontwerp is een zogenaamd spuugmodel van hout gemaakt zoals te zien in Figuur 12. Dit model kan nog niet de krachten aan die het uiteindelijke prototype wel aan moet kunnen, maar het geeft wel de werking aan van het remsysteem en de wielen. Ondanks het feit dat het remsysteem wel werkt, wordt het product hier vrij breed door. De wielen moeten in elke positie kunnen remmen. Hierdoor mogen de wielen niet uitsteken en zijn er rondingen in het hout gemaakt die hiervoor zorgen. Dit geeft extra risico voor de gebruiker om tijdens het lopen tegen het hulpmiddel aan te komen met de voeten. Er is



Figuur 12: Een snel geproduceerd model van hout om de werking aan te tonen. Tussen de wielen en het frame zitten veren. De voorste wielen kunnen roteren.

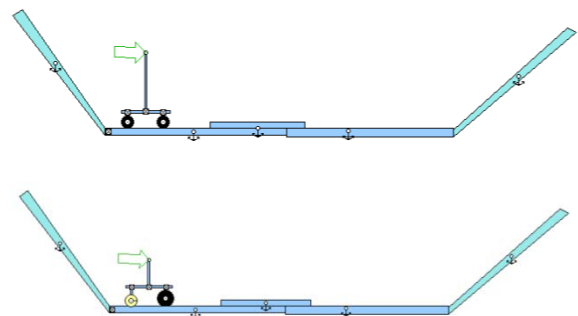


Figuur 13: Het stuursysteem dat hier ontworpen is in SolidWorks is makkelijker te maken en steekt minder ver uit dan het systeem bij het spuugmodel.

5.2. Interactive Physics

Interactive Physics is een simulatieprogramma waarin de natuurkundige wetten op een product toegepast kunnen worden. Het moet natuurlijk niet gebeuren dat het hulpmiddel bij het geringste obstakel blokkeert en kantelt. Er zijn hoogtes van verschillende stoepranden en oneffenheden in wegen rondom verzorgingshuizen en winkels opgezocht en gemeten. De hoogste rand die gemeten is bedroeg 5 cm. Er zijn randen gevonden die hoger dan 11 cm zijn, maar deze zijn voorzien van

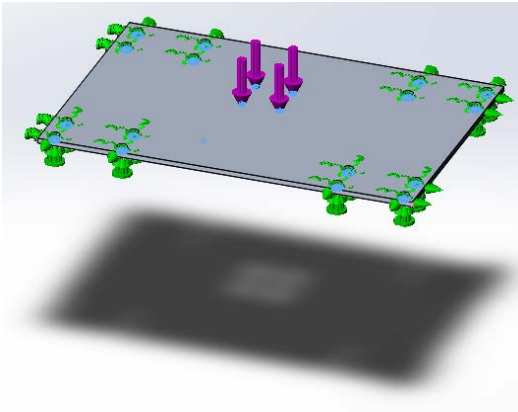
gezocht naar een ander ontwerp voor het remsysteem, waarbij de breedte niet zoveel hoeft toe te nemen en er geen uitstekende delen zijn om over te struikelen. Dit is gevonden in het stuursysteem van een auto, waarbij de wielen recht achter elkaar staan, maar de voorste wielen wel kunnen roteren, zoals te zien in Figuur 13, waarbij de wielen minimaal uitsteken. Daarnaast bleek dat het model niet altijd even makkelijk over stoepranden en oneffenheden kon rijden omdat de wielen te klein zijn. Om er achter te komen hoe groot de wielen moeten zijn is er een model van het hulpmiddel gemaakt in Interactive Physics.



Figuur 14: Voorbeeld van de opstelling in Interactive Physics. Het hulpmiddel wordt met behulp van een kracht op het handvat vooruit geduwd, over de verhoging heen.

schuine verhogingen waardoor er gemakkelijk met een hulpmiddel op gelopen kan worden. De wielen zouden daarnaast erg groot moeten worden om met gemak deze randen op te kunnen rijden. Door deze grootte kunnen ze in een bocht voor de gebruiker komen.

In Figuur 14 is te zien dat het hulpmiddel op een baan is gezet met een verhoging erin. De schuine hellingen aan de zijkanten zijn er alleen om ervoor te zorgen dat het hulpmiddel niet van de baan rijdt. De verhoging in het midden simuleert een stoeprand of een oneffenheid in de weg. Er is uitgerekend hoe zwaar het hulpmiddel is en hoeveel kracht erop gezet wordt door de gebruiker, om deze krachten in de simulatie mee te nemen. Het gewicht van het hulpmiddel bedraagt 2,5 Kg en de kracht die op het handvat gezet wordt bedraagt 25% van het gemiddelde lichaamsgewicht van de doelgroep ($0,25 \cdot 73 = 18,25$ Kg). In totaal komt dit neer op $(182,5 + 25) 207,5$ N. De kracht die de persoon levert is op het handvat gezet. Vervolgens is ingesteld van welke



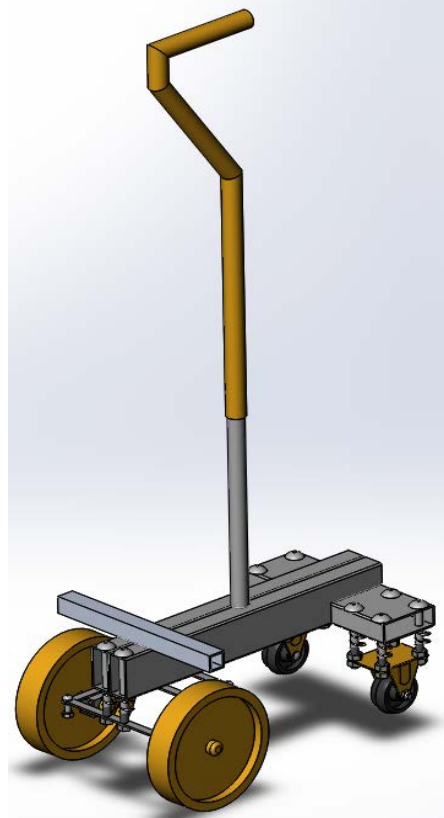
Figuur 15: Een krachten simulatie in SolidWorks. De plaat is vast gezet op de positie van de wielen. De kracht is gezet op de positie van de wandelstok.

materialen de verschillende onderdelen zijn, met daarbij hun gewicht. Natuurlijk staat de kracht niet altijd precies loodrecht naar beneden gericht, maar wanneer de kracht meer verticaal geplaatst wordt neemt de neerwaartse component af en zal de geleverde kracht op de plaat minder worden. Wanneer de simulatie afgespeeld wordt is te zien of het hulpmiddel over de verhoging kan komen. Zo niet, dan worden de wielen steeds groter gemaakt tot dit wel lukt met stappen van een centimeter. Hieruit blijkt dat de wielen een diameter van 14 cm moeten hebben om met de ingevoerde kracht op het handvat over een verhoging van 5 cm te kunnen rijden. Bij grotere verhogingen zijn hellingen aanwezig waar het hulpmiddel op kan rijden. Drempels of verhogingen binnen een huis zullen nooit hoger zijn doordat dat wettelijk bepaald is. Daarnaast blijkt het geen effect te hebben of de achterwielen groot of klein zijn om over de verhoging te komen. Ze worden omhoog getrokken door het

deel dat al op de verhoging staat. Om deze reden is er voor gekozen de voorwielen een diameter van 14 cm te geven en de achterwielen klein te houden om het hulpmiddel zo licht mogelijk te houden.

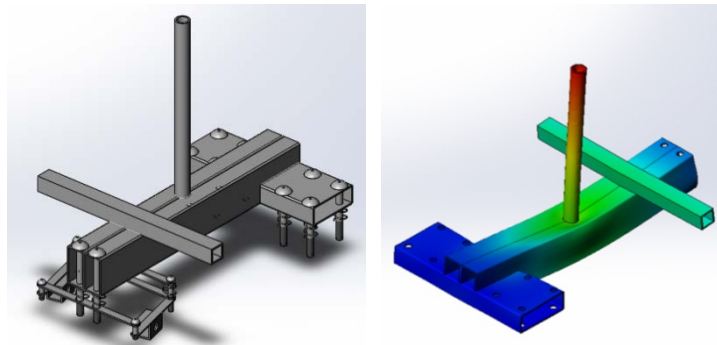
5.3. SolidWorks

Nu bekend is hoe het hulpmiddel eruit moet zien kan hij in SolidWorks getekend worden. Ook SolidWorks heeft een simulatiefunctie, waarbij er krachten op het product gezet kunnen worden. Er wordt per onderdeel ingesteld van welk materiaal het wordt gemaakt om vervolgens een kracht toe te passen op het product. De simulatie laat vervolgens zien of er onderdelen vervormen. Wanneer dit het geval is moet er gezocht worden naar een materiaal welke de krachten wel aan kan. In Figuur 15 is de basisplaat te zien waar de wielen en de wandelstok aan vast komen. De wandelstok is gemaakt om 125 kilo aan te kunnen en de wielen elk 100 kilo per stuk, echter zullen op deze plaat de grootste krachten optreden. Al snel bleek deze constructie niet handig te zijn, doordat er een hele dikke aluminium plaat gebruikt moest worden om geen vervorming te krijgen onder de gestelde krachten. Hierdoor zou het hulpmiddel zwaar worden en ook een stuk duurder. Er is daarom gekozen om de plaat te vervangen voor een buis, welke meer kracht in verticale richting aankan. Het ontwerp is in SolidWorks gemaakt zoals te zien in Figuur 16. Vervolgens is het model versimpelt en in een SolidWorks-simulatie gezet en zijn de wielen vastgezet. De kracht is op het handvat geplaatst alsof er iemand recht op leunt. In Figuur 17 is te zien dat de constructie wel vervormt onder de geleverde kracht, maar het model lijkt in de afbeelding meer vervormt, omdat SolidWorks een vergrotingsfactor



Figuur 16: SolidWorks model van het prototype. De geel gekleurde onderdelen kunnen aangeschaft worden en zijn niet meegenomen in de tekeningen.

op de verplaatsing toepast. Deze bedraagt 377.853 maal. De daadwerkelijke verplaatsing bedraagt 0,095 mm en is te verwaarlozen.



Figuur 17: Weergave van de verplaatsing van het frame in SolidWorks. De grootste verplaatsing bedraagt 0,095 mm. Het model lijkt meer te vervormen doordat SolidWorks de vervorming 377.853 maal versterkt in de afbeelding. Voor de berekening is het model versimpeld.

De gekozen materialen kunnen de geleverde krachten aan en worden gebruikt om het prototype mee te bouwen. In tabel 1 staat een overzicht van welke materialen er voor de onderdelen worden gebruikt.

Tabel 1: Overzicht van de onderdelen en welke materialen hiervoor gebruikt worden.

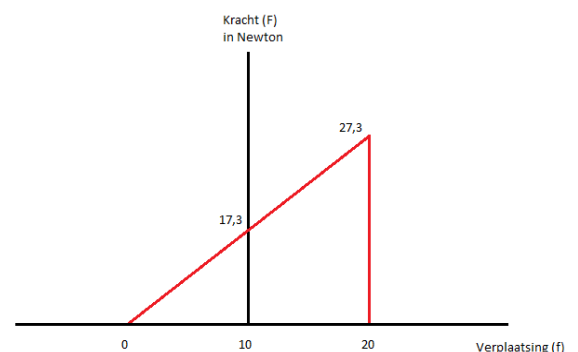
Onderdeel	Materialen
Wandelstok	Aluminium zwanenhals
Frame (koker)	Aluminium AlMgSi0,5 F22
Stuurkolom (strip)	Aluminium AlMgSi0,5 F22
As blok voorwiel	Aluminium AlMgSi0,5 F22
Bout M8	RVS
Bout M6	RVS
Zelfborgende moer M8	RVS
Zelfborgende moer M6	RVS
Wielen voor	Plastic
Wielen achter	RVS Zwenkwiel

Nu de onderdelen en het materiaal bekend is kan er een prototype gebouwd worden om het hulpmiddel te testen bij de doelgroep. Voor het bouwproces zijn technische tekeningen gemaakt welke aangeven hoe de verschillende onderdelen gemaakt moeten worden. Deze zijn te vinden in de bijlagen. Hier staan ook de bepaalde materiaalsoorten bij. In het systeem zijn veren opgenomen, welke specifieke eigenschappen moeten hebben om het hulpmiddel goed te laten werken. Het berekenen van deze veren komt in de volgende paragraaf aan bod.

5.4. Veren

De veren in het prototype die het frame en de wandelstok omhoog houden ten opzichte van de wielen, zoals te zien in Figuur 7, moeten natuurlijk niet te stijf zijn. Hierdoor zou de rem niet werken. Daarnaast mogen ze niet te slap zijn, waardoor het frame uit zichzelf op de wielen zou steunen en deze zou blokkeren tijdens het lopen. Hier worden de berekeningen getoond die gemaakt zijn om de stijfheid en de maten van de veren te bepalen.

Zoals eerder bepaald, bedraagt het lichaamsgewicht van iemand boven de 60 jaar gemiddeld 73 Kg en steunen zij



Figuur 18: Het verloop van de veren. De x-as geeft de mate van indrukken weer en de y-as welke kracht hiervoor geleverd moet worden. 0mm = ongespannen veer; 10 mm is ingespannen; 20mm is geheel ingedrukt.

tijdens lopen met een wandelstok gemiddeld 25% af op de stok (18,25 Kg). Deze krachtlevering moet mogelijk zijn zonder dat de wielen blokkeren. Pas wanneer er meer kracht geleverd wordt, door bijvoorbeeld een val, moeten de veren verder ingedrukt worden. Er worden in totaal 12 veren gebruikt. Dit zorgt er voor dat elke veer 20,75 Kg/12 veren = 1,73 Kg (18,25 Kg + 2,5 Kg van het hulpmiddel), moet kunnen ondersteunen in voorgespannen positie, oftewel 17,3 Newton. De verplaatsing van de remmen tot de wielen bedraagt 10 mm. De extra kracht die nodig is voor deze verplaatsing is bepaald op 10 N zodat er niet extreem hard gesteund hoeft te worden om de remmen te laten werken. Dit zorgt er voor dat de gebruiker zo veel mogelijk zijn eigen balans moet houden en niet continue op het hulpmiddel kan steunen. Deze gegevens zijn in figuur 18 in een grafiek gezet om het verloop van de veer weer te geven. Links van de Y-as stelt de indrukking voor die nodig is om het hulpmiddel van de wielen af te houden, rechts is de indrukking die nodig is om de remmen op de wielen te laten komen.

De kracht (F) die geleverd moet worden om te remmen bedraagt 10 N, de verplaatsing (f) bedraagt 10 mm en de hart-op-hart diameter (D0) bedraagt 10 mm. De wringwisselsterkte (τ) van roestvast staal is genomen op 500 N/mm². Deze gegevens kunnen in een verennomogram ingevuld worden om de diameter van het draad en de verplaatsing per winding uit te rekenen. Dit nomogram is te vinden in de bijlagen. Wanneer dit ingevuld is kan het aantal windingen en de diameter van het draad bepaald worden. Uit het verennomogram blijkt dat de verplaatsing per winding 2,4 mm bedraagt. Er zijn dus 4 windingen nodig om de benodigde verplaatsing te krijgen. De diameter van het draad wordt afgelezen op 0,8 mm. Als controle zijn de berekeningen van de kracht en de verplaatsing voor een cilindrische veer ingevuld.

$$F = \frac{\pi * d^3 * \tau}{16 * r_0} \qquad f = \frac{64 * n * r_0^3 * F}{d^4 * G}$$

Ingevuld zien de formules er als volgt uit:

$$F = \frac{\pi * 0,8^3 * 500}{16 * 5} = 10,05 \text{ N} \qquad f = \frac{64 * 4 * 5^3 * 10}{0,8^4 * 81.500} = 9,59 \text{ mm}$$

Aangezien het relatief duur is om een veer op maat te laten maken, en de kosten zo laag mogelijk worden gehouden, is er een bestaande veer genomen die qua specificaties dichtbij de berekende veer komt. De specificaties van de veren zijn ingevuld op de site van Alcomex B.V. (49), waarbij direct de bestaande veer bij de resultaten gepresenteerd wordt die het dichtst bij de berekende specificaties komt. In tabel 2 staan de specificaties van de veren onder elkaar. De DR 1800 veer van roestvast staal wordt gebruikt voor het prototype aangezien deze het meest lijkt op de berekende veer.

Tabel 2: De gegevens van de berekende en bestaande veer.

	F	f	Dm	d	n	L0	Ln	as	bus	C
Berekend	10	10	10	0,7	2,2	13,5	3,5	8,32	11,81	1
DR 1800 RVS 302	12,83	9,4	10	0,80	3,5	20	6,9	8,6	11,6	1

5.5. Eindontwerp

Voor het prototype, welke te zien is in Figuur 19, zijn de wandelstok en de wielen in de winkel aangeschaft. Ook de veren, bouten en moeren kunnen in een winkel aangeschaft worden. Alleen het frame moet specifiek gemaakt worden. Dit is gedaan met een aluminium buis van 25mm x 50mm x 2mm en een aluminium strip van 10mmx4mm, beide een meter lang. Vervolgens zijn uit deze materialen de onderdelen vervaardigd zoals in de technische tekeningen uit de bijlagen te zien is.

Het frame, zoals te zien in Figuur 19, is in elkaar gelast. Dit zorgt voor een sterke en lichtgewicht verbinding. Alleen het stuurkolom aan de voorkant is bevestigd met twee bouten, aangezien deze omhoog en omlaag moet kunnen veren ten opzichte van het frame. Ook de achterwielen worden om deze reden met bouten bevestigd. Om de bouten worden veren geplaatst om te zorgen dat het hulpmiddel na indrukken vanzelf omhoog komt en blijft. Alleen wanneer iemand op het product steunt blokkeren de wielen.

Als eerste is het prototype getest door gezonde personen tussen de 20 en 25 jaar om te kijken of het werkt en of het stevig genoeg is om een persoon op te vangen mocht iemand er met het volle gewicht op steunen. Toen het prototype sterk genoeg bleek is er een test gedaan met gezonde mensen rond de 60 jaar. Dit wordt in het volgende hoofdstuk behandeld.



Figuur 19: Het prototype

5.6. Kostprijs

Om de kostprijs te berekenen is er bijgehouden welke materialen en hoeveel hiervan gebruikt is voor het prototype. Dit is te zien in tabel 3. Daarnaast wordt er in de tabel nog een berekening gegeven voor wanneer er een grotere productie gehanteerd wordt. Door het afnemen van grotere aantallen daalt vaak de kostprijs van de onderdelen. Er is geen uurloon berekent aangezien dit per bedrijf verschilt en de tijd die in het vervaardigen gebruikt wordt ook kan verschillen. Wanneer er 25 stuks worden geproduceerd daalt de kostprijs per stuk met iets meer dan 6 euro. Het is geen enorm verschil, maar laat wel zien dat er nog mogelijkheden zijn om de prijs te verlagen.

Tabel 3: Opsomming van de onderdelen en wat deze kosten om tot een totale kostprijs te komen. Uurloon en andere kosten zijn hier niet meegenomen.

Onderdeel	Aantal	Enkel prototype	25 stuks
Wandelstok	1	€20/st.	€17/st.
Aluminium koker 50x25	1	€5/m	€4,50/m
Aluminium koker 20x20	1	€3/m	€2,50/m
Aluminium strip 4x10	1	€4/m	€3,50/m
Voorwielen	2	€5/st.	€5/st.
Achterwielen	2	€2/st.	€2/st.
Slotbout M8x90	2	€0,40/st.	€0,40/st.
Slotbout M8x70	10	€0,35/st.	€0,35/st.
Bout M6	4	€0,15/st.	€0,15/st.
Zelfborg moer M8	12	€0,20/st.	€0,20/st.
Zelfborg moer M6	4	€0,20/st.	€0,20/st.
Aluminium achterrem (as)	2	€4/m	€3,50/m
Remblok voor	2	€2/st.	€1,50/st.
Sluitringen RVS M8	14	€2,09/15 st.	€1,80/st.
Totaalprijs		€66,69	€60,15

6. Evaluatie

Om het prototype te testen moet het gebruikt worden door de doelgroep om vervolgens hun ervaring te peilen. Gezien de tijdsperiode kon er geen test opgezet worden met goedkeuring van het METc (Medisch-ethische toetsingscommissie). De test moet eigenhandig uitgevoerd worden. Gezien het risico dat een deelnemer zou kunnen vallen tijdens een test, met alle gevolgen van dien, is er voor gekozen om te testen met oudere mensen zonder neuropathie.

6.1. Testprotocol

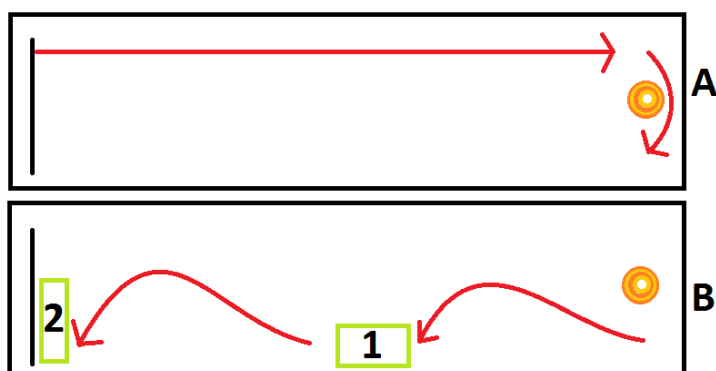
Het doel van de test is om te peilen of de mensen zich stabiel en veiliger voelen met het prototype dan met een normale wandelstok. Het prototype moet zonder problemen met de proefpersoon mee bewegen zonder van de grond af te hoeven komen en mag geen hinder veroorzaken tijdens het lopen door bijvoorbeeld voor de voeten te komen. Ook mag de loopsnelheid bij het gebruik van het prototype niet lager liggen dan bij het gebruik van een normale wandelstok, wat gemeten wordt door de tijd op te meten die nodig is om de eerste 10 meter af te leggen. Het hulpmiddel moet direct stoppen wanneer er op gesteund wordt, wat bewijst dat de remmen werken. Daarnaast moet het hulpmiddel opgetild worden wat de proefpersoon een goed idee geeft over het gewicht en aantoont of het met één hand te verplaatsen is voor het geval een balansverstoring opgevangen moet worden.

De test is uitgevoerd bij dorps huis de Meerkoet in Lisserbroek. Dit is een locatie waar met regelmaat oudere mensen bij elkaar komen voor gezellige activiteiten. Voordat de geplande activiteiten begonnen is aan aanwezigen gevraagd of zij met de test mee wilde doen.

Tijdens de test word de proefpersoon gevraagd met een normale wandelstok een rechte lijn van 10 meter te lopen op zijn eigen voorkeursnelheid, zoals te zien in Figuur 20 A. Wanneer de stok in de rechterhand gehouden wordt moet hij tegelijkertijd met het linkerbeen op de grond geplaatst worden om te zorgen dat mensen de stok wel blijven gebruiken.

Aan het einde van de baan moet een bocht gemaakt worden om vervolgens de 10 meter terug te lopen, zoals te zien in Figuur 20 B. Op de terugweg moeten de mensen een bocht maken, een keer remmen op punt 1 (of stoppen met een normale wandelstok) en nog een bocht maken voordat ze bij de eindstreep bij punt 2 de stok op moeten tillen en met de andere hand zo ver mogelijk van zich af moeten plaatsen. Deze handelingen zijn gebruikt om vast te stellen of het hulpmiddel met één hand gebruikt kan worden en of hij direct stopt wanneer er op gesteund wordt. Hun mening over het product wordt vastgelegd aan de hand van een vragenlijst welke in de bijlage staat. De tijd die nodig is om de eerste 10 meter af te leggen wordt bijgehouden met een stopwatch.

De handelingen die uitgevoerd zijn met de wandelstok moeten vervolgens ook met het prototype uitgevoerd worden. Wanneer er met de wandelstok in de rechterhand is gelopen moet ook het prototype in diezelfde hand gehouden worden. Wanneer de proefpersoon dit gedaan heeft, wordt wederom een vragenlijst afgenomen. De resultaten van de vragenlijsten worden op het moment zelf met elkaar vergeleken zodat de proefpersoon ter plekke eventuele uitleg kan geven over zijn antwoorden. Ook wordt er voor de proefpersoon ruimte over gelaten om eventuele verbeterpunten of opmerkingen te plaatsen. Bij sommige mensen is eerst de normale wandelstok getest en bij anderen is eerst het prototype getest. Op het moment dat de vragen afgenomen werden mochten de proefpersonen hun eerder gegeven antwoorden niet zien.



Figuur 20: A) De proefpersoon loopt 10 m en loopt om de pion. De tijd om van start naar de pion te lopen wordt bijgehouden. B) De proefpersoon maakt een bocht, remt op punt 1, maakt nog een bocht en tilt en verzet het hulpmiddel op punt 2.

6.2. Resultaten

De test is uitgevoerd op 12 personen met een leeftijd tussen de 55 en 68 jaar. De tabel met resultaten is in de bijlagen te vinden. Er waren 3 mensen aanwezig die ervaring hadden met het lopen met een wandelstok

doordat zij deze dagelijks gebruiken. De reden hiervoor is ondersteuning tijdens langere stukken lopen en een veiliger gevoel wanneer zij alleen de deur uit gaan. Verder waren er wel mensen die een keer met krukken gelopen hadden, maar niet met regelmaat en geen extreem lange tijden (niet langer dan 2 maanden). De proefpersonen moesten van tevoren met zowel de wandelstok als het prototype een stuk lopen om te voelen hoe beide producten zich gedragen tijdens het lopen.

Bij de eerste vraag konden de proefpersonen aangeven hoe stabiel zij zichzelf met het betreffende hulpmiddel vonden. De cijfers zijn verwerkt in SPSS aan de hand van een paired T-test om aan te geven of er een significant verschil tussen de wandelstok en het prototype bestaat. De SPSS resultaten zijn te vinden in de bijlagen. Het gemiddelde cijfer voor de wandelstok bedroeg een 6,2 (op een schaal van 1 tot 10) met een SD van 0,82 terwijl die van het prototype een 6,4 bedraagt met een SD van 1,09. Wanneer de "significance" in SPSS een waarde onder de 0,5 laat zien kan met 95% zekerheid gezegd worden dat er een significant verschil tussen de twee producten bestaat. De waarde bedraagt echter 0,399, wat betekent dat er statistisch geen significant verschil bestaat tussen de wandelstok en het prototype.

Acht van de twaalf mensen ervaren wel een stabiel gevoel, maar vertrouwen niet op het prototype om een val op te kunnen vangen. Dit komt doordat de mensen het hulpmiddel te zwaar vinden en denken dat je het niet snel genoeg kan verzetten. Vijf mensen vertrouwen ook de normale wandelstok niet bij een val doordat de hand om het handvat kan roteren en zij niet geloven de kracht te hebben dit tegen te gaan. Deze mening hadden ze ook bij het prototype. Aan de eis waarin gesteld wordt dat de gebruiker zich stabiel en veiliger moet voelen wordt deels voldaan. De mensen voelen zich stabiel, maar niet per se veiliger voor het geval een balansverstoring opgevangen moet worden.

Er werd ook gevraagd of het hulpmiddel opgetild of verplaatst moest worden om er goed mee te kunnen lopen. Dit was in acht gevallen wel zo en bleek vooral in de bochten voor te komen wanneer het hulpmiddel aan de binnenkant gehouden werd. Dit geeft aan dat de draaicirkel van het prototype waarschijnlijk te groot is om fijn mee te lopen. Wanneer het prototype aan de buitenkant gehouden werd hoefde hij niet opnieuw gepositioneerd te worden. Wanneer de draaicirkel verkleint wordt kan beter worden voldaan aan de eis om continue contact met de grond te behouden.

Zoals eerder gezegd werd het prototype te zwaar gevonden. Waar iedereen de wandelstok als 'licht' omschreef, werd het prototype door zeven mensen als 'te zwaar' beoordeeld en door drie mensen als 'zwaar'. (op een schaal van licht - redelijk licht – gewichtig – zwaar - te zwaar) Slechts één persoon vond het prototype 'gewichtig', wat hij persoonlijk wel fijn vond doordat het een gevoel gaf dat er echt iets vast gehouden wordt. Eén persoon, een flink gebouwde man, vond het prototype 'redelijk licht'. Dat het prototype te zwaar is voor de gemiddelde mens kan hier wel uit geconcludeerd worden. Waarschijnlijk was de man sterk en merkte hij hier minder van. Daarnaast vond hij het sturen wel schokkerig gaan en moest hij het hulpmiddel een paar keer verzetten. Ondanks het gewicht kon het prototype toch opgetild en verplaatst worden met één hand.

Zes mensen waren van mening dat zij het prototype niet dicht genoeg bij het lichaam konden houden. Dit kwam voornamelijk doordat ze niet over het hulpmiddel wilden struikelen en uit voorzorg meer ruimte bewaarden. Dit zorgde er voor dat wanneer er geremd moest worden, de kracht voor de indrukking uit de arm gehaald moest worden in plaats van uit het lichaamsgewicht. Dit zorgde er voor dat de remmen bij deze mensen niet optimaal werkten. De remmen werkten ook niet goed wanneer de wielen nog gedraaid stonden op het moment dat er geremd werd. De remblokken bevinden zich op dat moment niet recht boven de wielen, waardoor de wielen kunnen blijven draaien wanneer er op het prototype gesteund wordt.

Er werd ook gevraagd naar de indrukking van de veren tijdens het lopen met het prototype. Hoewel de proefpersonen verschillende lichaamstypes qua lengte en gewicht hadden gebeurde het niet dat tijdens het lopen meer als 182,5 N werd geleverd.

Zes proefpersonen hadden geen probleem met de hoeveelheid kracht die nodig was voor het remmen. Wanneer een recht stuk gelopen werd, waarop de remmen wel goed werken, konden zij het prototype makkelijk laten stoppen. Bij de andere zes mensen bleek de afstand tussen het hulpmiddel en de persoon te groot te zijn om goed te kunnen remmen.

De gemiddelde tijd die gebruikt werd om de eerste 10 meter te lopen met een wandelstok bedroeg 12,6 seconden. Met het prototype deden mensen er gemiddeld 11,9 seconden over om de afstand af te leggen. Bij sommige proefpersonen is een goede verbetering in het looptempo te zien, doordat ze niet elke keer op het hulpmiddel gaan steunen, maar het met zich mee kunnen laten rollen.

In het kader van de eisen en wensen kan gesteld worden dat men zich in ieder geval even stabiel voelt met het prototype als met een wandelstok. Het veilige gevoel dat men met een normale wandelstok heeft wordt echter niet behaald met het prototype. Het prototype kan met één hand in de gewenste richting verplaatst

worden om het steunvlak te vergroten, maar door het gewicht zal dit naar mening van de proefpersonen te lang duren om een val op te vangen. Het contact met de grond blijkt niet altijd even constant te zijn. Door het schokkerige sturen en de draaicirkel moet het hulpmiddel soms opgetild en opnieuw geplaatst worden. Het hulpmiddel remt goed wanneer men in een rechte lijn loopt. Tijdens bochten sluiten de remblokken niet goed op de wielen en is er kans dat er niet geremd wordt ondanks dat iemand op het hulpmiddel steunt. Het handvat is op de hoogte ingesteld die in de analyse bepaalt is. Echter blijkt bij deze waarde dat de arm gestrekt moet blijven tijdens het lopen. Dit gebeurt normaliter niet bij mensen met een loophulpmiddel en wordt niet als prettig ervaren.

Als laatste werd er gevraagd wat de mensen graag anders of beter zouden zien aan het prototype. Hier werd voornamelijk aangegeven dat hij toch echt nog lichter gemaakt moet worden. Het prototype is volgens de proefpersonen zwaar, waardoor er vrij veel kracht gezet moet worden om te sturen. Wanneer die kracht bereikt is schiet het stuurmechanisme in een keer door waardoor het sturen als schokkerig wordt ervaren. Maar ook het uiterlijk werd niet gewaardeerd. De mensen zijn bang dat het er juist raar uit ziet als je met een 'boodschappenkar zonder boodschappenmand' loopt. Daarnaast trilde het prototype te veel wanneer er bijvoorbeeld buiten over klinkerstenen werd gelopen. Zeven proefpersonen waren eigenlijk te lang voor het hulpmiddel en gaven aan dat het fijn zou zijn als het handvat hoger ingesteld kon worden. Deze mensen waren niet langer dan 1.90, wat aangeeft dat het hulpmiddel wel degelijk te klein is.

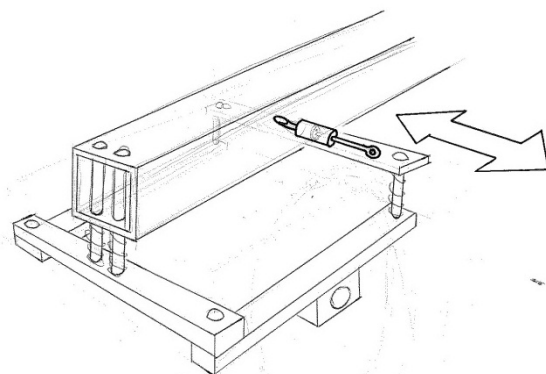
De resultaten uit de test laten goed zien dat er nog veel verbeterd kan worden aan het prototype en deze gegevens worden dan ook meegenomen naar de optimalisatiefase, waarin het prototype verbeterd wordt aan de hand van de gegeven antwoorden van de doelgroep en de eigen opgedane ervaring met het hulpmiddel.

7. Optimalisatie

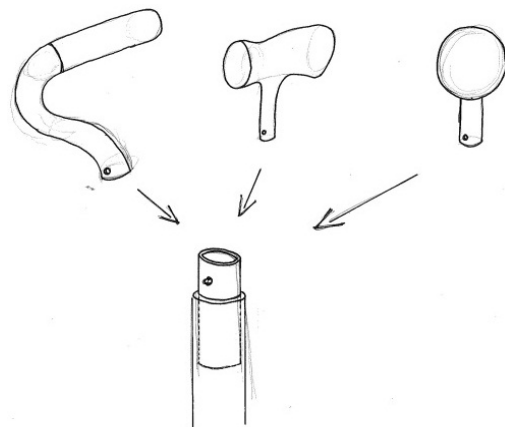
Het prototype heeft goed laten zien dat het principe van het hulpmiddel werkt. De proefpersonen gaven bij de test aan zich minimaal net zo stabiel te voelen met het prototype als met een wandelstok en konden zich met het prototype net zo snel voortbewegen als met een wandelstok. Dit gaven ze aan door op een VAS-schaal aan te geven hoe stabiel zij zich met het hulpmiddel voelde. Daarnaast werd gemeten hoeveel tijd er nodig was om met beide hulpmiddelen 10 meter af te leggen. Echter moet er nog wel het een en ander aan verbeterd worden om het prototype tot een goedwerkend product te maken welke de doelgroep ook zou willen gebruiken. In dit hoofdstuk worden eigen bevindingen en aanbevelingen van de doelgroep over het prototype verwerkt in een geoptimaliseerd model.

Ten eerste moet het gewicht afnemen. Om het hulpmiddel op tijd met één hand te kunnen verplaatsen om het steunvlak te vergroten wanneer iemand zijn balans verliest moet er zo weinig mogelijk materiaal gebruikt worden om het gewicht zo laag mogelijk te houden. Daarnaast moet het ontwerp een meer afgewerkte en nette uitstraling hebben om het voor de doelgroep aantrekkelijker te maken om met het hulpmiddel te lopen. De hoogte van het handvat moet hoger instelbaar worden zodat mensen niet constant met een gestrekt arm hoeven te lopen. Aan het einde van het hoofdstuk wordt een totaalbeeld met het nieuwe, lichtere frame getoond.

Om het abrupte sturen tegen te gaan wordt er een demper gebruikt, welke ervoor zorgt dat de stuurkolom



Figuur 21: Een demper gemonteerd tussen het frame en het stuurkolom zorgt voor een lichte tegendruk tijdens het sturen, waardoor het sturen soepeler verloopt.



Figuur 22: Een drukknop zorgt ervoor dat verschillende handvatten makkelijk verwisseld kunnen worden.

geleidelijk verplaatst door een tegendruk te leveren tijdens het sturen. In Figuur 21 is te zien dat de demper tussen het frame en de stuurkolom in gemonteerd is. Dit zou makkelijk kunnen door de uiteinden aan de betreffende delen te lassen.

Door tijdsgebrek in de materialisatiefase is er maar één soort handvat gebruikt. Aangezien er in de ontwerpfase is bepaald dat de handvatten verwisselbaar moeten zijn wordt dat hier verder uitgewerkt. In Figuur 22 is te zien dat de handvatten makkelijk met een drukknop verwisselt kunnen worden. Dit is hetzelfde systeem als waarmee de lengte wordt versteld en stelt de gebruiker in staat bij aanschaf van het product het handvat te kiezen dat hij/zij zelf het fijnst vindt. Ook kunnen de handvatten tussentijds verwisselt worden voor een bepaalde activiteit of wanneer het hulpmiddel van gebruiker wisselt (wanneer hij uitgeleend wordt bijvoorbeeld) Er wordt gebruik gemaakt van een zwanenhals, een T-vorm en een bol handvat.

Uit de test blijkt dat de mensen het niet fijn vinden dat het hulpmiddel trilt. Dit gebeurt doordat er plastic wielen gebruikt worden welke trillingen niet dempen. Om het trillen tegen te gaan kunnen de plastic wielen ingeruild worden voor rubberen wielen gevuld met lucht. Massieve wielen kunnen weliswaar niet lek gaan, maar zijn ook zwaarder. De groep waar het hulpmiddel echter voor bedoeld is heeft neuropathie en juist bij deze groep kan het trillen voor verbetering van de waarneming zorgen. (38-42) Of het trillen van het hulpmiddel nu genoeg is om positief aan de waarneming bij te dragen moet worden getest op mensen met neuropathie in handen en voeten.

In Figuur 23 wordt een voorbeeld gegeven van banden die trillingen meer dempen.

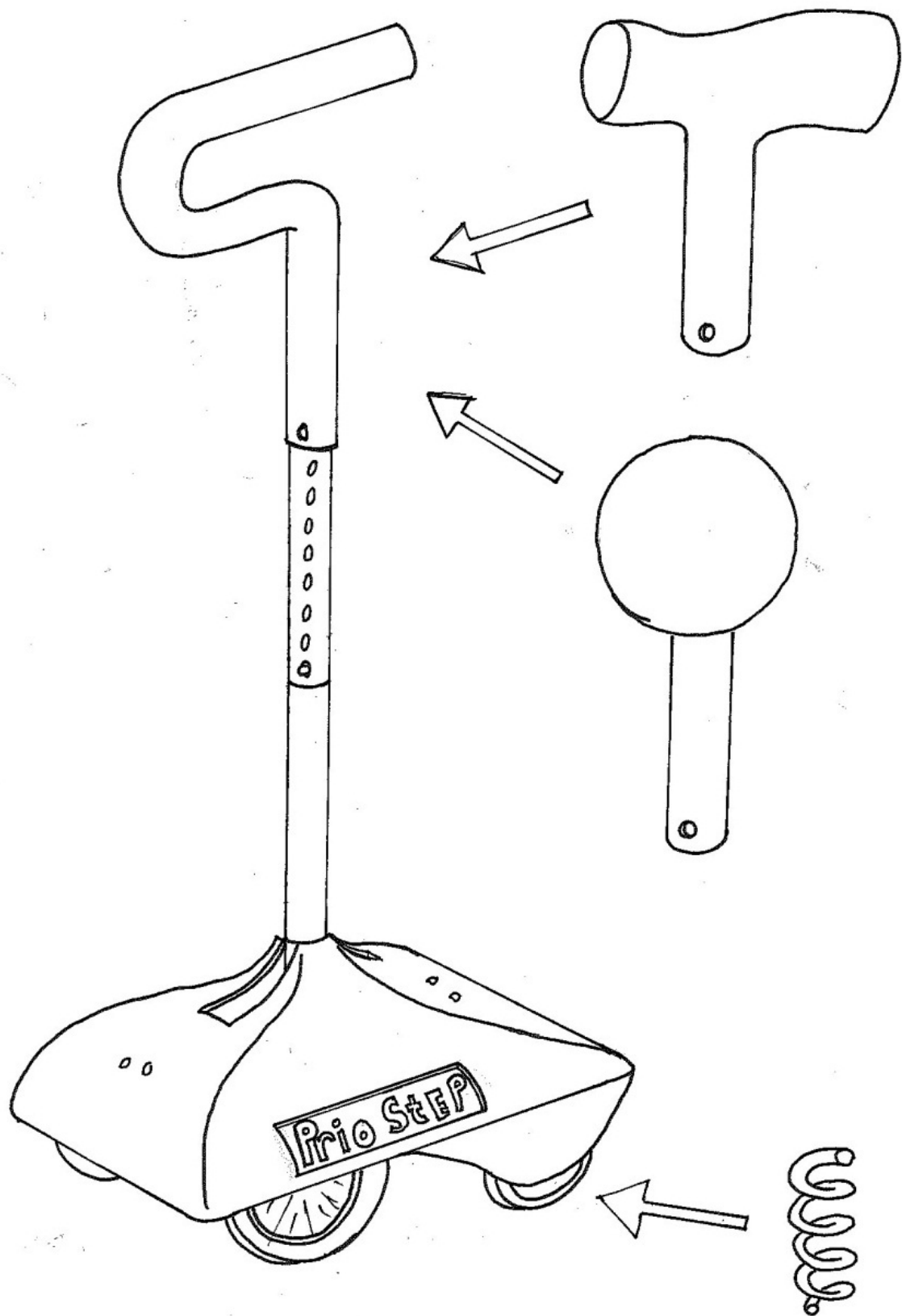


Figuur 23: Links is het type wiel te zien dat bij het prototype gebruikt is. Rechts is een rubberen luchtband voor een rollator te zien, welke trillingen meer dempt.

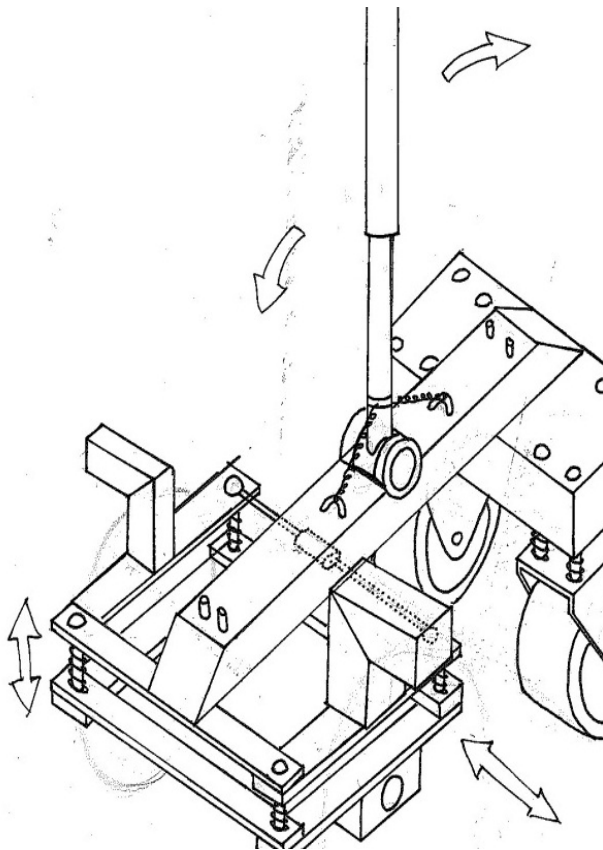
Het ontwerp en het prototype zijn aan prof. Klaas Postema getoond om te kijken wat zijn mening over het product is. Hij vindt het opvallend dat er in de literatuur gevonden is dat het missen van de armzwaai geen invloed heeft op de parameters van het looppatroon. Hij zou dan ook graag willen dat het scharnier, zoals in het eerste concept in Figuur 7 staat, toch in het ontwerp wordt meegenomen. Een mogelijke optie voor de toekomst zou zijn om het prototype met en zonder scharnier ten opzichte van elkaar te testen om te kijken of hier verschillen in zitten.

Als laatste moeten de veren instelbaar worden voor het type persoon dat het hulpmiddel gaat gebruiken. Er is overwogen om een instelsysteem te maken waarmee de veren op de juiste stijfheid gedraaid kunnen worden. Het moet alleen niet mogelijk worden voor gebruikers dat zij de stijfheid anders in gaan stellen omdat ze dat zelf beter vinden lopen. Wanneer de veren te stijf worden ingesteld loopt dat misschien wel lekkerder doordat er continue op het hulpmiddel gesteund kan worden, maar het creëert ook een risico op het moment dat er geremd moet worden bij een balansverstoring. Om deze reden wordt het veiliger geacht om verschillende type veren te gebruiken waarvan één type veer, welke overeenkomt met de krachten die geleverd gaan worden, voor de aanschaf in het hulpmiddel worden gezet. Dit zou inhouden dat er bijvoorbeeld één type veer van een set van drie of vier verschillende typen veren worden gebruikt voor één persoon, afhankelijk van hoe zwaar die persoon is. Dit is opgenomen in de discussie.

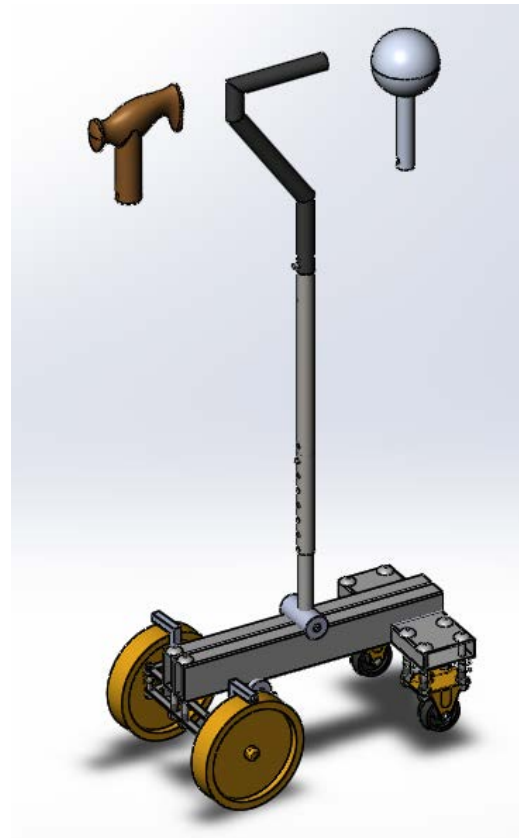
In Figuur 24 is het geoptimaliseerde model te zien. Er wordt minder materiaal gebruikt en het handvat is hoger geplaatst. Er zit een demper op, de optie om handvatten te verwisselen en een scharnier om het zwaaien van de arm tijdens het lopen toe te laten. De veer aan de onderkant stelt de keuze van de veren voor die gebruikt worden voor verschillende gewichtsklassen en de handvatten rechts op de afbeelding zijn de andere opties die gekozen kunnen worden. In figuur 25 is de binnenkant te zien. De stuurkolom heeft een 'tweede laag' gekregen waar de remmen op gemonteerd zijn. Op deze wijze bewegen de remmen mee met de wielen en ontstaat er geen probleem wanneer de wielen in een hoek staan en er geremd moet worden. Door het frame heen is de demper te zien (gestippeld) welke de stuurkolom geleid bij het sturen. De veren aan weerszijde van de wandelstok zorgen ervoor dat de stok in een verticale positie wil blijven staan. Het prototype is in SolidWorks aangepast tot het geoptimaliseerde model. Dit is te zien in Figuur 26. In de bijlagen staan grotere afbeeldingen van het eindmodel.



Figuur 24: Het eindmodel zoals hij er voor de gebruiker uit moet zien. Het handvat kan hoger ingesteld worden en verwisselt worden voor twee andere varianten. De veren worden van tevoren op de gebruiker berekent en in het hulpmiddel geplaatst.



Figuur 25: De binnenkant van het eindmodel. Door het frame is de demper te zien die het sturen controleert. Daarnaast zijn de remmen bevestigd aan de stuurkolom zodat ze met de wielen meebewegen en is er een scharnier toegevoegd om de armzwaai toe te laten tijdens het lopen.



Figuur 26: SolidWorks model van het geoptimaliseerde prototype. De kap, zoals te zien in Figuur 24, is weggelaten zodat het onderliggende systeem te zien is.

8. Discussie

Naar aanleiding van de vraag van Prof. Klaas Postema is er een loophulpmiddel ontworpen om mensen met neuropathie in de onderste extremiteit een continue stabielere en veiliger gevoel te geven tijdens het lopen. Mensen met neuropathie zijn bang om te vallen of zijn zelfs al een keer gevallen, waardoor zij een aangepast looppatroon aannemen. Onderzoek toont aan dat zij dit doen om meer stabiliteit te creëren door het steunvlak te vergroten. (32) Ook gebruiken zij vaak een wandelstok om de balans te ondersteunen of een balansverstoring op te vangen. De wandelstok komt echter met regelmaat van de grond af waardoor de ondersteunende functie bij elke stap even wegvalt. Er is dan ook een hulpmiddel ontworpen welke continue in contact staat met de grond, maar wel remt wanneer er een balansverstoring opgevangen moet worden. Een werkend prototype is getest bij 12 gezonde mensen tussen de 55 en 68 jaar. De proefpersonen moesten rechte stukken en bochten lopen, met het hulpmiddel remmen en het een keer optillen. Na de test is een vragenlijst afgenomen om te kijken hoe de mensen dit hebben ervaren. De proefpersonen spraken positief over het hulpmiddel, maar gaven wel aan dat er ruimte is voor verbetering. Deze aanbevelingen zijn meegenomen in de optimalisatiefase om een product te ontwerpen welke zo goed mogelijk aan de gestelde eisen voldoet.

Om de effectiviteit van het hulpmiddel te bepalen is het getest op gezonde mensen die qua leeftijd zo dicht mogelijk bij de beoogde doelgroep liggen. De keuze om op gezonde mensen te testen is gemaakt omdat er te weinig tijd was om een test op te zetten met goedkeuring van het METc en er te veel risico bestond op letsel wanneer iemand toch de balans zou verliezen. Ondanks dit gebrek aan de test is er toch een goed beeld gevormd over de werking van het hulpmiddel. De proefpersonen voelden zich net iets stabielere met het prototype dan met een wandelstok, maar vonden het te zwaar, waardoor hij naar hun mening niet snel genoeg in positie gebracht kan worden wanneer een balansverstoring opgevangen moet worden. Aan de eis dat men zich stabielere en veiliger moet voelen met het hulpmiddel wordt hierdoor deels voldaan. Het hulpmiddel kon echter wel met één hand opgetild en verplaatst worden, waardoor aan deze eis wordt voldaan. Uit de simulatie van SolidWorks blijkt dat het hulpmiddel met gemak de vereiste krachten (1250N) aankan en er zou dan ook minder materiaal gebruikt kunnen worden om het prototype lichter te maken zonder de integriteit van het product af te laten nemen. Dit is in de optimalisatie van het product wel verwerkt, maar deze versie kon niet meer getest worden.

In de toekomst zou de test wel op mensen met neuropathie in de onderste extremiteit uitgevoerd moeten worden om een specifiekere beeld te krijgen van de effecten van het hulpmiddel op de doelgroep en hun vermogen om balans te bewaren. De test zou uitgebreid kunnen worden om de effecten op energiegebruik en gangparameters te onderzoeken door het gebruik van een krachtenplatform en adamanalyse apparatuur. Ook zou het effect van het trillen, veroorzaakt door de wielen, bij mensen met neuropathie getest moeten worden. Hiervoor kan een prototype gemaakt worden met rubberen banden en een prototype met plastic wielen om het verschil te vergelijken.

Het hulpmiddel voldoet grotendeels aan de eis dat hij contact met de grond moet houden. Alleen wanneer er bochten genomen worden kan het risico ontstaan dat het hulpmiddel een keer opgetild moet worden, waardoor het contact wegvalt. Een demper, welke ervoor zorgt dat het sturen soepeler gaat, is hier een oplossing voor.

De gemiddelde tijd om 10 meter af te leggen bedroeg met het prototype 0,7 seconden minder dan bij een normale wandelstok. Over het algemeen konden mensen zich sneller voortbewegen met het prototype, maar door het abrupte stuurgedrag kwamen sommige mensen lastig de bochten door. Ook op rechte stukken loopt iemand niet precies in een rechte lijn en moesten mensen het hulpmiddel blijven corrigeren. Hierdoor moest het hulpmiddel af en toe opnieuw neergezet worden wat extra tijd kost. De nieuwe versie van het product zou dan ook een demper krijgen welke de sturbeweging begeleidt. Hoe stijf deze demper moet zijn en welke afmetingen hij hiervoor moet hebben blijft open voor toekomstig onderzoek.

Met betrekking tot de eis omtrent het remsysteem bleek dat hier niet altijd aan voldaan werd. In bochten, waarbij de voorste wielen zich naast de remblokken bevinden blokkeren ze niet geheel, maar blijven ze hangen op de buis waar de remblokken aan vast zitten. In de optimalisatie is hier een individuele ophanging per rem voor bedacht, waardoor de rem altijd recht boven het wiel zit. Daarnaast remt het hulpmiddel moeilijker wanneer hij ver van de persoon af schuin op de grond gezet wordt, waarbij de krachten om de wielen tegen de remmen te drukken niet alleen een neerwaartse, maar ook een zijwaartse component hebben. Dit zorgt ervoor dat de kracht voor de indrukking van de veren afneemt en niet genoeg is om de remmen te activeren.

Een oplossing hiervoor zou kunnen zijn om de verticale translatie van het hulpmiddel op de veren door wrijvingsloze rails te begeleiden. Dit neemt de zijwaartse component niet weg, maar zorgt wel dat de optredende wrijving door dit component, minimaal wordt.

De veren die voor het prototype zijn gebruikt functioneerden goed tijdens de test. Het kwam niet voor dat de wielen onbedoeld blokkeerden wat betekent dat de proefpersonen zonder problemen hun arm konden laten hangen op het hulpmiddel zonder de gestelde grens van 182,5 N te overschrijden. Deze veren zijn alleen niet geschikt voor mensen met een veel hoger of een veel lager gewicht. Hoe ver deze grenzen liggen zou berekend moeten worden. Op deze wijze kunnen een aantal veren bepaald worden en kan een diagram opgesteld worden waar precies uit af te lezen is welke veer iemand nodig heeft.

Het prototype blijft door het vergrote steunvlak wel uit zichzelf staan. Tijdens de testen is het prototype niet weggerold wanneer er op gesteund werd, wat aangeeft dat er of geen krachten buiten het steunvlak geplaatst werden of dat deze krachten niet groot genoeg waren om een verplaatsing of kanteling te realiseren. Met betrekking tot de kostprijs is verder onderzoek bij leveranciers en producenten nodig om te kijken of de prijs inclusief arbeidsloon en transport en opslagkosten onder de 100 euro blijft. Wanneer alleen naar de materiaalkosten wordt gekeken wordt nog aan deze eis voldaan, maar de kans bestaat dat door toevoeging van de andere kostenposten de prijs hoger uitvalt.

Door de verkeerde aanname van de handhoogte tijdens staan klopt de instelbare hoogte van het prototype wel met de eis, maar is dit alsnog te laag. De waarde, verkregen uit Dined, houdt de handhoogte in met een gestrekte arm. In de realiteit wordt een dergelijk hulpmiddel niet met een gestrekt arm gehanteerd, maar wordt de elleboog licht gebogen, waardoor de hoogte van de hand hoger uitvalt. In de toekomst zou onderzocht kunnen worden wat de gangbare hoogte van loophulpmiddelen is om deze hoogte op het hulpmiddel toe te passen.

Voor de toekomst is het belangrijkst dat het geoptimaliseerde model, met alle opgenoemde aanpassingen, vervaardigd en getest wordt op mensen ouder dan 60 jaar met neuropathie in de onderste extremiteit. Daarbij zou de test uitgebreid moeten worden door ook de uitkomsten energieverbruik, stapbreedte, staplengte en variabiliteit van de stapbreedte te meten, aangezien dit goede indicatoren zijn om te bepalen of iemand een stabiel looppatroon heeft. Dit kan uitgevoerd worden met een krachtenplatform en ademgasanalyse apparatuur. Er kan onderzoek worden gedaan naar het materiaal dat gebruikt wordt. Aluminium is licht en sterk, maar een materiaal als carbon is dit ook. Wanneer de kosten hierdoor niet of minimaal toenemen is het aan te raden een ander materiaal te gebruiken dat lichter is, waardoor het hulpmiddel makkelijker te verplaatsen is. In het eindmodel is een scharnier toegevoegd om de armzwaai tijdens het lopen toe te laten. De beweging die het hulpmiddel oplegt aan de gebruiker lijkt op die bij een normale wandelstok, waarbij om het uiteinde van de stok geroteerd wordt. In de toekomst moet onderzoek verricht worden naar het effect van het houden en het wegnemen van de armzwaai bij dit hulpmiddel. Een prototype met en zonder scharnier kunnen hiervoor gebruikt worden.

9. Conclusie

Mensen met balansproblemen gebruiken tegenwoordig een wandelstok ter ondersteuning van de balans. Dit hulpmiddel heeft echter het gebrek dat hij niet continue in contact staat met de grond, waardoor de ondersteunende functie met regelmaat wegvalt.

Als oplossing voor de problemen bij het houden van de balans is een hulpmiddel gemaakt welke continue ondersteuning biedt terwijl het steunvlak vergroot wordt. Doordat er wielen gebruikt zijn kan het hulpmiddel constant contact met de grond houden en door het verende remmechanisme kan er toch op het hulpmiddel gesteund worden wanneer dit nodig is zonder dat hij wegrolt. Uit de test blijkt dat het hulpmiddel werkt, maar te zwaar is en niet altijd even goed remt met de voorwielen. Ook het uiterlijk moet veranderen waardoor het hulpmiddel een meer afgewerkte en moderne indruk moet krijgen. In de optimalisatie en de discussie zijn de tekortkomingen van het prototype beschreven welke in het geoptimaliseerde model verholpen zijn. In de toekomst moet dit model gemaakt en getest worden om te achterhalen of dit type hulpmiddel daadwerkelijk een positieve bijdrage aan het behouden van de balans levert. Deze test moet uitgevoerd worden bij mensen die ouder zijn dan 60 jaar en neuropathie in de onderste extremiteit hebben. Daarbij zou de test uitgebreid moeten worden door ook de parameters energieverbruik, stapbreedte, staplengte en variabiliteit van de stapbreedte te meten, aangezien dit goede indicatoren zijn om te bepalen of iemand een stabiel looppatroon heeft.

10. Literatuurlijst

- 1) Kaplan F.S, Nixon J.E, Reitz M, Rindfleisch L, Tucker J, Age-related changes in proprioception and sensation of joint position. *Acta Orthopaedica* 1985; 56(72-74).
- 2) Rakt, van de J. *Vallen. Een analyse*. Nieuwsbrief Ned. Halliwick 2010.
- 3) Kaya, D. (2014). Proprioception: The Forgotten Sixth Sense.
- 4) Hijmans, J. M., Geertzen, J. H., Dijkstra, P. U., & Postema, K. (2007). A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. *Gait & posture*, 25(2), 316-323.
- 5) Kruse, R. L., LeMaster, J. W., & Madsen, R. W. (2010). Fall and balance outcomes after an intervention to promote leg strength, balance, and walking in people with diabetic peripheral neuropathy: "feet first" randomized controlled trial. *Physical therapy*, 90(11), 1568-1579.
- 6) Mensink J. *Postuur controle van ouderen*. Bachelor thesis. Rijksuniversiteit Groningen; 2012.
- 7) Kang, H. G., & Dingwell, J. B. (2008). Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. *Journal of biomechanics*, 41(14), 2899-2905.
- 8) Kwon, O. Y., Minor, S. D., Maluf, K. S., & Mueller, M. J. (2003). Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. *Gait & posture*, 18(1), 105-113.
- 9) Giacomozzi, C., Caselli, A., Macellari, V., Giurato, L., Lardieri, L., & Uccioli, L. (2002). Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes Care*, 25(8), 1451-1457.
- 10) Paul, L., Ellis, B. M., Leese, G. P., McFadyen, A. K., & McMurray, B. (2009). The effect of a cognitive or motor task on gait parameters of diabetic patients, with and without neuropathy. *Diabetic Medicine*, 26(3), 234-239.
- 11) Snijders, A. H., Van De Warrenburg, B. P., Giladi, N., & Bloem, B. R. (2007). Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification. *The Lancet Neurology*, 6(1), 63-74.
- 12) van Schie, C. H. (2008). Neuropathy: mobility and quality of life. *Diabetes/metabolism research and reviews*, 24(S1), S45-S51.
- 13) Mueller, M. J., Minor, S. D., Sahrmann, S. A., Schaaf, J. A., & Strube, M. J. (1994). Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. *Physical therapy*, 74(4), 299-308.
- 14) Allet, L., Armand, S., de Bie, R. A., Pataky, Z., Aminian, K., Herrmann, F. R., & de Bruin, E. D. (2009). Gait alterations of diabetic patients while walking on different surfaces. *Gait & posture*, 29(3), 488-493.
- 15) IJmker, T., Houdijk, H., Lamothe, C. J., Jarbandhan, A. V., Rijntjes, D., Beek, P. J., & van der Woude, L. H. (2013). Effect of Balance Support on the Energy Cost of Walking After Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(11), 2255-2261.
- 16) IJmker, T., Houdijk, H., Lamothe, C. J., Beek, P. J., & van der Woude, L. H. (2013). Energy cost of balance control during walking decreases with external stabilizer stiffness independent of walking speed. *Journal of biomechanics*, 46(13), 2109-2114.
- 17) IJmker, T., Lamothe, C. J., Houdijk, H., van der Woude, L. H., & Beek, P. J. (2014). Postural threat during walking: effects on energy cost and accompanying gait changes. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1), 71.
- 18) Bateni, H., & Maki, B. E. (2005). Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(1), 134-145.
- 19) Laufer, Y. (2003). The effect of walking aids on balance and weight-bearing patterns of patients with hemiparesis in various stance positions. *Physical therapy*, 83(2), 112-122.
- 20) Buurke, J. H., Hermens, H. J., Erren-Wolters, C. V., & Nene, A. V. (2005). The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait & posture*, 22(2), 164-170.
- 21) Jeka, J. J. (1997). Light touch contact as a balance aid. *Physical Therapy*, 77(5), 476-487.
- 22) Allum, J. H. J., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., & Hadders-Algra, M. (1998). Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & posture*, 8(3), 214-242.
- 23) Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.

- 24) Cheng, K. (2004). *A systematic perspective of postural control* (Doctoral dissertation, Thesis]. Toronto, CA: University of Toronto).
- 25) Silva, P., Botelho, P. F. F. B., de Oliveira Guirro, E. C., Vaz, M. M. O., & de Abreu, D. C. C. (2014). Long-term benefits of somatosensory training to improve balance of elderly with diabetes mellitus. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.
- 26) Groothoff C, Stabiliteitstraining volgens het balansconcept. *Tigra Fysiotherapie* 2008; <http://www.tigraheerenveen.nl/upload/fc0b70c7-8bcc-4185-b03d-316afda50689.pdf>; Geraadpleegd op: 24-01-2015.
- 27) Goble, D. J., Coxon, J. P., Wenderoth, N., Van Impe, A., & Swinnen, S. P. (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 33(3), 271-278.
- 28) Sainburg, R. L., Poizner, H. O. W. A. R. D., & Ghez, C. (1993). Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *Journal of neurophysiology*, 70(5), 2136-2147.
- 29) Carey, L. (2006). Loss of somatic sensation.
- 30) Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., ... & Swinnen, S. P. (2012). The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: an important sensory role for right putamen. *Human brain mapping*, 33(4), 895-908.
- 31) Bradley, S. M., & Hernandez, C. R. (2011). Geriatric assistive devices. *American family physician*, 84(4), 405-411.
- 32) Dingwell, J. B., Cusumano, J. P., Sternad, D., & Cavanagh, P. R. (2000). Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. *Journal of biomechanics*, 33(10), 1269-1277.
- 33) Kanade, R. V., Van Deursen, R. W. M., Harding, K., & Price, P. (2006). Walking performance in people with diabetic neuropathy: benefits and threats. *Diabetologia*, 49(8), 1747-1754.
- 34) Sacco, I. C. N., & Amadio, A. C. (2003). Influence of the diabetic neuropathy on the behavior of electromyographic and sensorial responses in treadmill gait. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 426-434.
- 35) Richardson, J. K., Thies, S. B., DeMott, T. K., & Ashton-Miller, J. A. (2004). A comparison of gait characteristics between older women with and without peripheral neuropathy in standard and challenging environments. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(9), 1532-1537.
- 36) Baccini, M., Rinaldi, L. A., Federighi, G., Vannucchi, L., Paci, M., & Masotti, G. (2007). Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and ageing*, 36(1), 30-35.
- 37) Dickstein, R., & Laufer, Y. (2004). Light touch and center of mass stability during treadmill locomotion. *Gait & posture*, 20(1), 41-47.
- 38) Moss, F., Ward, L. M., & Sannita, W. G. (2004). Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. *Clinical Neurophysiology*, 115(2), 267-281.
- 39) Manjarrez, E., Rojas-Piloni, G., Méndez, I., & Flores, A. (2003). Stochastic resonance within the somatosensory system: effects of noise on evoked field potentials elicited by tactile stimuli. *The Journal of neuroscience*, 23(6), 1997-2001.
- 40) Stacey, W. C., & Durand, D. M. (2000). Stochastic resonance improves signal detection in hippocampal CA1 neurons. *Journal of Neurophysiology*, 83(3), 1394-1402.
- 41) Hänggi, P. (2002). Stochastic resonance in biology how noise can enhance detection of weak signals and help improve biological information processing. *ChemPhysChem*, 3(3), 285-290.
- 42) McDonnell, M. D., & Abbott, D. (2009). What is stochastic resonance? Definitions, misconceptions, debates, and its relevance to biology. *PLoS computational biology*, 5(5), e1000348.
- 43) Youdas, J. W., Kotajarvi, B. J., Padgett, D. J., & Kaufman, K. R. (2005). Partial weight-bearing gait using conventional assistive devices. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 86(3), 394-398.
- 44) Nakakubo, S., Doi, T., Sawa, R., Misu, S., Tsutsumimoto, K., & Ono, R. (2014). Does arm swing emphasized deliberately increase the trunk stability during walking in the elderly adults?. *Gait & posture*, 40(4), 516-520.

- 45) Eke-Okoro, S. T., Gregoric, M., & Larsson, L. E. (1997). Alterations in gait resulting from deliberate changes of arm-swing amplitude and phase. *Clinical Biomechanics*, 12(7), 516-521.
- 46) Ford, M. P., Wagenaar, R. C., & Newell, K. M. (2007). Arm constraint and walking in healthy adults. *Gait & posture*, 26(1), 135-141.
- 47) Hu, F., Gu, D. Y., Chen, J. L., Wu, Y., An, B. C., & Dai, K. R. (2012, August). Contribution of arm swing to dynamic stability based on the nonlinear time series analysis method. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* (pp. 4831-4834). IEEE.
- 48) Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2010). The effects of arm swing on human gait stability. *The Journal of experimental biology*, 213(23), 3945-3952.
- 49) Alcomex B.V.. *Veerberekening/drukveren*. Geraadpleegd op 19-5-2015, van: <http://webshop.alcomex.nl/veerberekening/drukveren/>

11. Bijlagen

I. Document projectplan voor een ontwerpproject.

Naam: Joey Oude Veldhuis
Studentnummer: 10070230
e-mail: j_oudeveldhuis@hotmail.com
Behaalde studiepunten in de modules 9 t/m 12: 30
Datum: 02-02-2015

1. Onderwerp (voorlopige titel): “PrioStep; een hulpmiddel voor ouderen met neuropathie en balansproblemen tijdens lopen”

Werkveld: Zorg/Revalidatie
Beroepsrol: Ontwerper
Extern project (N):
naam Opdrachtgever: ECBT/UMCG
contactpersoon: Klaas Postma
k.postema@umcg.nl

2. Probleemstelling

Anleiding (Waar gaat je ontwerp een oplossing voor bieden?)

Bij het UMCG komen vaak oudere mensen (60+) die evenwichts problemen hebben. Zelf geven ze aan dat ze zich minder stabiel voelen of dat ze zelfs al een keer gevallen zijn, zonder hier een concrete verklaring voor te kunnen geven. Lopen gaat moeizaamer dan voorheen. Uit onderzoek blijkt dat er constant gekeken moet worden naar wat de voeten doen. Wanneer dit niet mogelijk is, zoals 's avonds en 's nachts, wordt lopen vermeden.

Daarnaast blijkt uit onderzoek dat wanneer de mensen een kast of de muur vast houden zij niet constant naar hun voeten hoeven te kijken. Het lopen gaat nu beter, maar de kast of muur kan natuurlijk niet overal mee naar toe. Op ongelijke ondergronden (bijvoorbeeld keien en gras) voelen de mensen zich niet stabiel en neemt de angst om te vallen toe, ook deze situatie wordt vaak vermeden.

Tegenwoordig wordt voor dit probleem een wandelstok aangeboden. De wandelstok kan gebruikt worden om het steunvlak bij instabiliteit te vergroten en op te leunen. Echter heeft een wandelstok een zwaafase nodig om gerepositioneerd te worden waarbij hij van de grond komt en geen ondersteuning kan bieden. Om de patiënten continue te kunnen ondersteunen en connectie met de ondergrond te bieden moet er een oplossing gevonden worden voor de zwaafase van de wandelstok.

Doelgroep (Voor wie is het ontwerp bedoeld?)

Het hulpmiddel wordt ontworpen voor oudere mensen (60+) met diabetes melitus met proprioceptieverlies in de onderste extremiteiten. Met veroudering neemt de kwaliteit van het bewegingsapparaat af. Boven de 60 jaar neemt hierdoor het risico op vallen snel toe. De proprioceptie neemt af door afname van de kwaliteit van zenuwen en sensorcellen en ook het zicht, wat helpt bij het behouden van de balans, neemt vaak af door veroudering. (1,10) Daarnaast zorgt Diabetes Melitus, een van de meest voorkomende oorzaken van balansproblemen naast ouderdom, voor een verminderde doorbloeding van de extremiteiten en minder gevoeligheid in de voetzolen waardoor de tactiele informatie afneemt. (1,4,5,18,19)

Doelstelling (Wat wil je bereiken; wat heb je voor ogen als eindresultaat?)

Als eindresultaat wordt een loophulpmiddel ontworpen welke constant contact met de grond blijft houden. Er zal een toevoeging aan de huidige wandelstok gemaakt worden waardoor er geen zwaafase meer optreedt. Dit zorgt voor continue ondersteuning en referentie aan de grond.

Randvoorwaarden (Wat heb je nodig om je doel te bereiken?)

Contact met de doelgroep en de mogelijkheid om met hun testen uit te voeren en feedback te ontvangen. Toegang tot een werkplaats om het prototype te vervaardigen. Toegang tot een ruimte om het product te testen.

3. Vooronderzoek

De balans van het lichaam wordt bewaard door vier systemen, het visuele, het vestibulaire, het tactiele en het proprioceptieve systeem. (1,4,5,7,8,10,13,14,17) Bij ouderen met diabetes zijn deze systemen vaak aangedaan

door achteruitgang van de kwaliteit van spieren, circulatie en zenuwen. (1,4,5,18,19) Zonder proprioceptieve input zijn deze mensen aangewezen op hun andere systemen, waardoor zij hun bewegingen visueel in de gaten moeten houden of een vast referentie punt op de wereld moeten zoeken met iets anders dan hun voeten. Gevolg hiervan is dat deze mensen veel naar hun voeten kijken en meestal een muur of kast vasthouden als referentie aan de grond. (1,5,10,12,13) Het zicht neemt echter ook vaak af met ouder worden. Een wandelstok kan een uitkomst bieden aangezien dit mee kan bewegen met de persoon (een muur of kast niet) en gevoeld kan worden (geen zicht nodig). Dit heeft als nadeel dat de stok telkens opnieuw neer gezet moet worden en dus van de vloer moet komen waardoor de refererende functie tijdelijk vervalt. (1,10) Wanneer deze technieken niet gebruikt kunnen worden schuifelt men over de vloer, met knie en enkel op slot zonder contact tussen de voeten en de grond te verbreken, om zo stabiel mogelijk te kunnen verplaatsen. Deze technieken, hoewel effectief, dragen niet bij aan de kwaliteit van het dagelijks leven. Niet alleen de loopsnelheid gaat omlaag, bewegen kost ook meer moeite. Daarnaast bestaat, bij verminderd vermogen om de balans te bewaren, de angst om te vallen, wat er voor zorgt dat mensen nog minder gaan bewegen en op lange termijn nog meer beperkt worden in hun mobiliteit. (1, 3,4,7,10,13,19,20) Bij lagere zelfstandigheid krijgen mensen eerder behoefte aan medische hulp, wat, met de vergrijzing op het oog, niet alleen Nederland, maar ook de patient zelf veel geld kan gaan kosten. (1)

Na contact te hebben gehad met Klaas Postma van het UMCG bleek dat voor dit probleem vaak een wandelstok wordt gebruikt om de patienten stabiliteit te geven tijdens het lopen. In de kliniek komen mensen binnen (1 a 2 per week) die problemen hebben met het behouden van de balans. Vaak weten ze zelf niet wat er aan de hand is, alleen dat het lopen langzamer gaat. Wanneer gevraagd wordt hoe zij in het donker lopen zeggen zij dat ze dit niet doen. Wanneer de patienten langs een balustrade of kast mogen lopen (door alleen te voelen, niet te steunen) gaat het lopen alweer stukken beter. De wandelstok zorgt, net als de kast of balustrade, voor een vast referentiepunt aan de grond. Een nadeel hiervan is echter dat de stok tijdens het lopen van de grond komt (een zwaai fase heeft), waardoor de referentie met regelmaat even wegvalt. Dit zorgt voor een groter risico om te vallen. Uit literatuur onderzoek blijkt dat wandelstokken een goede ondersteuning kunnen bieden bij balansverlies door vergroting van het steunvlak. Ook blijkt uit literatuur dat de bewegingssnelheid en het bereik van ledematen van oudere mensen omlaag gaat over de jaren heen, waardoor zij geen of minder gebruik kunnen maken van balansstrategieën zoals de enkel-, heup-, stap- en zak strategie. Hierdoor groeit de behoefte naar een hulpmiddel waarmee het steunvlak gemakkelijk vergroot kan worden. (1,4,6,10,12,15,16,18,19,20)

4. Analyse

- Wat is balans? (Literatuurstudie (1,2,3,4,5,7,8,10,13,14,17,20))
- Hoe bewaart men de balans? (Literatuurstudie)
 - Visueel systeem. (Literatuurstudie)
 - Vestibulair systeem. (Literatuurstudie)
 - Somatosensorisch systeem. (Literatuurstudie)
 - Proprioceptie. (Literatuurstudie)
 - Tactiele informatie. (Literatuurstudie)
- Hoe uit vermindering van balans zich in het ADL? (Literatuurstudie (1,6,7,9,10,13,14,18,20))
 - Vermindering van balans met leeftijd. (Literatuurstudie)
 - Vermindering van balans met neuropathie. (Literatuurstudie)
- Hoe uit vermindering van balans zich op het gang beeld? (Literatuurstudie (13,14,15,16,17,18))
- Hoe worden deze effecten tegenwoordig gecompenseerd? (Literatuur-/Marktonderzoek (12))
- Eisen en wensen voor de PrioStep (Eigen analyse) Instantie: UMCG

5. Ontwerpfase

- Concepten ontwerpen en toetsen aan eisen (Kardinale methode)
- Eindconcept uitwerken (Zelf ontwerpen)
- Ontwerp prototype (Zelf ontwerpen) Instantie: UMCG

6. Vervaardigingfase

- Prototype vervaardigen in de werkplaats (Zelf vervaardigen) Het vervaardigde prototype betreft een bruikbaar, werkend product (schaal 1:1) welke getest kan worden door de doelgroep. Bedrijf: HHS

7. Testfase / Evaluatiefase

- Prototype testen op de doelgroep (Eigen metingen, Vragenlijsten)

De werking van het prototype wordt getest door de mensen een afstand te laten lopen met- en zonder hulpmiddel. Wanneer iemand zonder hulpmiddel niet kan of durft te lopen, maar wel met hulpmiddel, is het doel bereikt. Daarnaast is het moeilijker te meten of het hulpmiddel helpt bij mensen die nog wel enigszins zelfstandig kunnen lopen. Bij deze mensen wordt de tijd die nodig is om een bepaalde afstand af te leggen gemeten en vergeleken met- en zonder hulpmiddel. Met hulpmiddel zouden ze zelfstandig en met een snellere tijd de afstand af moeten kunnen leggen als zonder hulpmiddel.

Daarnaast wordt door middel van vragenlijsten gemeten of de proefpersonen zich ook veiliger voelen met het hulpmiddel (afname valangst) en of ze het zelf in de praktijk zouden willen gebruiken.

Bedrijf: UMCG/HHS

8. Voorlopige literatuurlijst

Vancouver citation style (meest gangbaar in medisch veld);

- 1) Kaplan F.S, Nixon J.E, Reitz M, Rindfleisch L, Tucker J, Age-related changes in proprioception and sensation of joint position. *Acta Orthopaedica* 1985; 56(72-74)
- 2) Rakt, van de J, *Balans en Diagonalen*. Fysiotherapist thesis. NPI Longstay; 2012
- 3) Rakt, van de J, *Balans & Balansherstel & Balanstraining*. Fysiotherapist thesis. NPI Longstay; 2013
- 4) Rakt, van de J. *Vallen. Een analyse*. Nieuwsbrief Ned. Halliwick 2010.
- 5) Kaya, D. (2014). Proprioception: The Forgotten Sixth Sense.
- 6) Silva, P., Botelho, P. F. F. B., de Oliveira Guirro, E. C., Vaz, M. M. O., & de Abreu, D. C. C. (2014). Long-term benefits of somatosensory training to improve balance of elderly with diabetes mellitus. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*.
- 7) Sainburg, R. L., Poizner, H. O. W. A. R. D., & Ghez, C. (1993). Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *Journal of neurophysiology*, 70(5), 2136-2147.
- 8) Carey, L. (2006). Loss of somatic sensation.
- 9) Cingel R, Hullegie W, Witvrouw E, De enkel: *Musculoskeletale aandoeningen in de sport* 2010; 2(1): 1-23.
- 10) Mensink J. *Postuur controle van ouderen*. Bachelor thesis. Rijksuniversiteit Groningen; 2012.
- 11) Berkhoff D, Gallegos Ruiz J. Reproduceerbaarheid van het meten van proprioceptie van de enkel. Workfield thesis. Hogeschool Amsterdam; 2005.
- 12) Allum, J. H. J., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., & Hadders-Algra, M. (1998). Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & posture*, 8(3), 214-242.
- 13) Goble, D. J., Coxon, J. P., Wenderoth, N., Van Impe, A., & Swinnen, S. P. (2009). Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 33(3), 271-278.
- 14) Goble, D. J., Coxon, J. P., Van Impe, A., Geurts, M., Van Hecke, W., Sunaert, S., ... & Swinnen, S. P. (2012). The neural basis of central proprioceptive processing in older versus younger adults: an important sensory role for right putamen. *Human brain mapping*, 33(4), 895-908.
- 15) Groothoff C, Stabiliteitstraining volgens het balansconcept. *Tigra Fysiotherapie* 2008; <http://www.tigraheerenveen.nl/upload/fc0b70c7-8bcc-4185-b03d-316afda50689.pdf>; Geraadpleegd op: 24-01-2015.
- 16) Duysburgh, V., Heyman, M., & en Kinesitherapie, R. Wii can do it!!!.
- 17) Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4), 193-214.
- 18) Hijmans, J. M., Geertzen, J. H., Dijkstra, P. U., & Postema, K. (2007). A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. *Gait & posture*, 25(2), 316-323.
- 19) Kruse, R. L., LeMaster, J. W., & Madsen, R. W. (2010). Fall and balance outcomes after an intervention to promote leg strength, balance, and walking in people with diabetic peripheral neuropathy: "feet first" randomized controlled trial. *Physical therapy*, 90(11), 1568-1579.
- 20) Cheng, K. (2004). *A systematic perspective of postural control* (Doctoral dissertation, Thesis]. Toronto, CA: University of Toronto).

- 21) Moss, F., Ward, L. M., & Sannita, W. G. (2004). Stochastic resonance and sensory information processing: a tutorial and review of application. *Clinical Neurophysiology*, 115(2), 267-281.
- 22) Manjarrez, E., Rojas-Piloni, G., Méndez, I., & Flores, A. (2003). Stochastic resonance within the somatosensory system: effects of noise on evoked field potentials elicited by tactile stimuli. *The Journal of neuroscience*, 23(6), 1997-2001.
- 23) Stacey, W. C., & Durand, D. M. (2000). Stochastic resonance improves signal detection in hippocampal CA1 neurons. *Journal of Neurophysiology*, 83(3), 1394-1402.
- 24) Hänggi, P. (2002). Stochastic resonance in biology how noise can enhance detection of weak signals and help improve biological information processing. *ChemPhysChem*, 3(3), 285-290.
- 25) McDonnell, M. D., & Abbott, D. (2009). What is stochastic resonance? Definitions, misconceptions, debates, and its relevance to biology. *PLoS computational biology*, 5(5), e1000348.

9. Planning

Week 1,2	Literatuurstudie proprioceptie verlies.
Week 3,4	Zoeken testpersonen doelgroep. Marktonderzoek. Eisen en wensen opstellen
Week 5	Resultaten in verslag verwerken
Week 6,7	Concepten ontwikkelen en toetsen.
Week 8,9,10,11	Vervaardigen eindconcept.
Week 12,13	Testen prototype.
Week 14	Verslag inleveren.
Week 15	Feedback verwerken.
Week 16	Buffer.

Hoofdstukken:

Analysefase

- Wat is balans? (Literatuurstudie)
- Hoe bewaart men de balans? (Literatuurstudie)
 - Visueel systeem.
 - Vestibulair systeem.
 - Somatosensorisch systeem.
 - Proprioceptie.
 - Tactiele informatie.
- Vermindering van balans met leeftijd. (Literatuurstudie)
- Vermindering van balans met Diabetes Melitus. (Literatuurstudie)
- Hoe uit vermindering van balans zich in het ADL? (Literatuurstudie)
- Hoe uit vermindering van balans zich op het gang beeld? (Literatuurstudie)
- Hoe worden deze effecten tegenwoordig gecompenseerd? (Literatuurstudie en marktonderzoek)
- Eisen en wensen voor de PrioStep (Eigen analyse)

Ontwerpfase

- Concepten ontwerpen en toetsen aan eisen (Kardinale methode)
- Eindconcept uitwerken (Zelf ontwerpen)
- Ontwerp prototype (Zelf ontwerpen)

Vervaardigingsfase

- Prototype vervaardigen in de werkplaats (Zelf vervaardigen)

Testfase/evaluatiefase

- Prototype testen op de doelgroep (Eigen metingen, Vragenlijsten)

II. Persoonlijke leerdoelen afstudeerfase

Bewegingsanalyse

Het uitvoeren van een bewegings analyse op het menselijk lichaam. Het analyseren van de bewegingen tijdens het lopen met verminderde proprioceptie in de voeten. (literatuurstudie over effecten van verminderde proprioceptie)

Met betrekking tot de bewegingen die mensen met neuropathie in de onderbenen maken tijdens het lopen zijn er wetenschappelijke onderzoeken geanalyseerd. Hier zijn conclusies uit getrokken die iets vertellen over de houding, spiergebruik en gevoel van veiligheid en stabiliteit tijdens het lopen met verminderde balans. Er is gesproken over de doelgroep en hun manier van bewegen met prof. Klaas Postema. Ook is er informatie opgezocht over het lopen met een hulpmiddel, en het effect hiervan op het looppatroon, om zodoende een zo goed mogelijk hulpmiddel te kunnen maken.

Testen en onderzoeken

Het maken van een Prototype a.d.h.v. onderzoek en deze testen op de doelgroep. Testen op 'echte' proefpersonen waardoor ook interactie met patienten nodig is. (het ontwerpen en vervaardigen van het prototype en deze testen op de doelgroep)

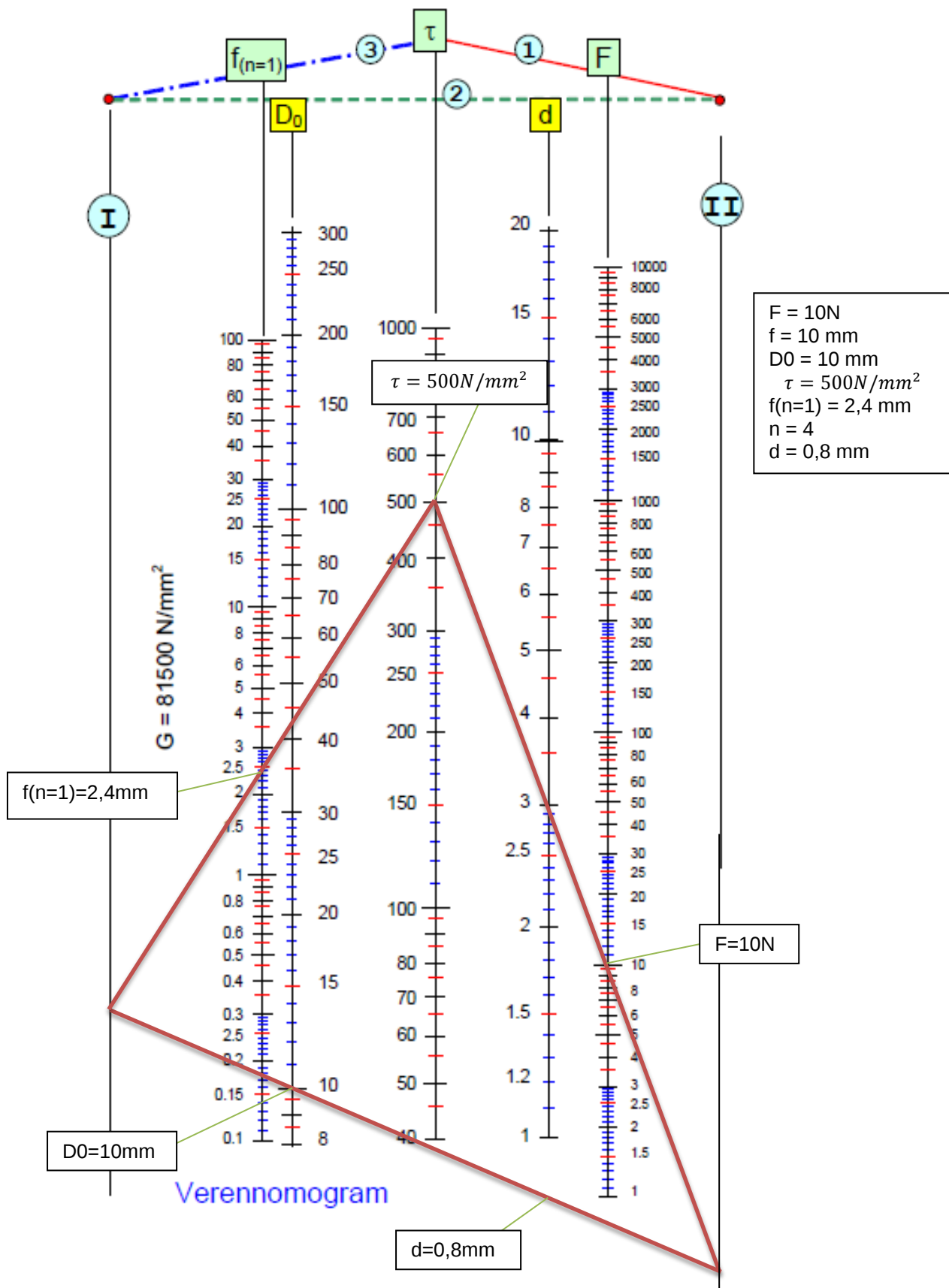
Er is een werkend prototype ontworpen en vervaardigd aan de hand van de opgestelde eisen die volgde uit de analysefase. Deze is getest bij 12 mensen rond de 60 jaar(55-68), waarvan er 5 al eerdere ervaring hadden met het lopen met een wandelstok of kruk. Voor de test is een protocol geschreven en aangehouden. Nadat de testen af waren genomen werd een vragenlijst gebruikt om de beoordeling van de proefpersoon te meten. Als vergelijkend materiaal is naast het prototype een normale wandelstok gebruikt waar de proefpersonen mee moesten lopen. De test is goed verlopen en de resultaten gaven een duidelijk beeld over wat er nog beter kan.

Initiatief en aanpassingsvermogen

Zelf het onderzoek opstarten en uitvoeren. Daarnaast snel en effectief hulp vragen wanneer nodig. Bij mijn stage kreeg ik als verbeterpunt dat ik eerder om hulp moet vragen wanneer ik vast loop. Hier wil ik aan gaan werken door problemen tijdig aan te geven bij de begeleider, waardoor de planning gewaarborgd blijft.

Ik had enige moeite met het opstarten van het onderzoek, doordat voor mij niet precies duidelijk was waar de focus op moest liggen. De verlopige begeleider meende dat dit bij de testfase lag, terwijl de eerste begeleider vond dat dat bij de ontwerp fase lag. De visie die ik van te voren op het project had moest hierdoor enigszins verschuiven en dit was tot later in het proces nog te merken. Ik liep iets uit op de planning, maar niet zo ver dat het niet in te halen was. Bij problemen met het ontwerpen of bij de berekeningen van de veren heb ik hulp gevraagd aan de betreffende leraren. Wel twijfelde ik af en toe aan de kwaliteit van mijn analyse, waardoor de stap naar de volgende fase (ontwerpfase) pas later plaats vond. Dit zou in het vervolg beter kunnen door van te voren een duidelijker kader te schetsen waarbinnen het onderzoek gedaan wordt, wat het doel is en wanneer het klaar is.

III. Verennomogram



IV. Vragenlijst test prototype loophulpmiddel

Leeftijd: _____

1. Hoe stabiel voelt u zich met het hulpmiddel?

Niet stabiel |-----|-----| Heel stabiel

2. Vertrouwt u het hulpmiddel om een val op te vangen?

Ja / Nee

3. Hoeveel euro zou u aan dit hulpmiddel uit willen geven? (geen bijdrage verzekering)

- A) 0 – 30
- B) 30 – 60
- C) 60 – 90
- D) 90 – 120

4. Moest u het hulpmiddel herplaatsen om een bocht te maken? (prototype)

Ja / Nee

5. Hoe zwaar vindt u het hulpmiddel?

- A) Licht
- B) Redelijk licht
- C) Gewichtig
- D) Zwaar
- E) Te zwaar

6. Waren er momenten dat het hulpmiddel in de weg zat?

Ja / Nee

Indien ja, welke momenten?

7. Kon u het hulpmiddel dicht genoeg bij uw lichaam houden?

Ja / Nee

8. Stopt het hulpmiddel direct op het moment dat u erop steunt?

Ja / Nee

9. Blokkeerden de wielen wel eens tijdens het lopen?

Ja / Nee

10. Wat zou u anders willen zien aan het product?

V. Resultaten tabel test prototype loophulpmiddel

Wandelstok	1	2	3	4	5	6	7	8
Leeftijd	57	61	60	67	55	57	58	68
Vraag								
1	62	51	55	64	62	70	58	80
2	ja	nee	nee	ja	nee	ja	nee	ja
3	a	a	a	b	a	b	a	c
4	---	---	---	---	---	---	---	---
5	a	a	a	a	a	a	a	a
6	nee	nee	nee	nee	nee	nee	nee	nee
7	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja	ja
8	---	---	---	---	---	---	---	---
9	---	---	---	---	---	---	---	---
10	---	---	---	---	---	---	---	---
10-meter-tijd	13,2	11,6	11,5	13,9	9,1	11,9	14	17,3

Prototype	1	2	3	4	5	6	7	8
Leeftijd	57	61	60	67	55	57	58	68
Vraag								
1	60	55	55	60	70	73	60	85
2	nee	nee	nee	nee	ja	ja	nee	ja
3	a	b	b	c	b	b	a	d
4	ja	ja	ja	ja	nee	nee	ja	nee
5	e	e	e	e	d	d	e	c
6	ja	ja	ja	ja	nee	nee	ja	nee
7	nee	nee	nee	ja	ja	ja	nee	ja
8	ja	nee	ja	nee	nee	nee	ja	ja
9	nee	nee	nee	nee	nee	nee	nee	nee
10	Lichter, Md	Lichter, Mi	Lichter, Md	Minder tril	Hoger, Licht	Beter sture...		Mooier, Hd
10-meter-tijd	12,4	11	9,4	10,7	10,2	10,8	12,7	15,2

Gem Stabiliteit
62,83333

Wandelstok

Gem. tijd 10 meter
12,56667

Gem stabiliteit
64,58333

Prototype

Gem. Tijd 10 meter
11,875

VI. SPSS T-Test stabiliteit hulpmiddel

		Notes
Output Created		16-JUN-2015 14:43:28
Comments		
Input	Active Dataset	DataSet0
	Filter	<none>
	Weight	<none>
	Split File	<none>
	N of Rows in Working Data File	12
Missing Value Handling	Definition of Missing	User defined missing values are treated as missing.
	Cases Used	Statistics for each analysis are based on the cases with no missing or out-of-range data for any variable in the analysis.
Syntax		T-TEST PAIRS=VAR00001 WITH VAR00002 (PAIRED) /CRITERIA=CI(.9500) /MISSING=ANALYSIS.
Resources	Processor Time	00:00:00,02
	Elapsed Time	00:00:00,24

[DataSet0]

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1 VAR00001	62,8333	12	8,15568	2,35434
VAR00002	64,5833	12	10,91670	3,15138

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 VAR00001 & VAR00002	12	,775	,003

Paired Samples Test

		Paired Differences			
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference
					Lower
Pair 1	VAR00001 - VAR00002	-1,75000	6,90356	1,99289	-6,13631

Paired Samples Test

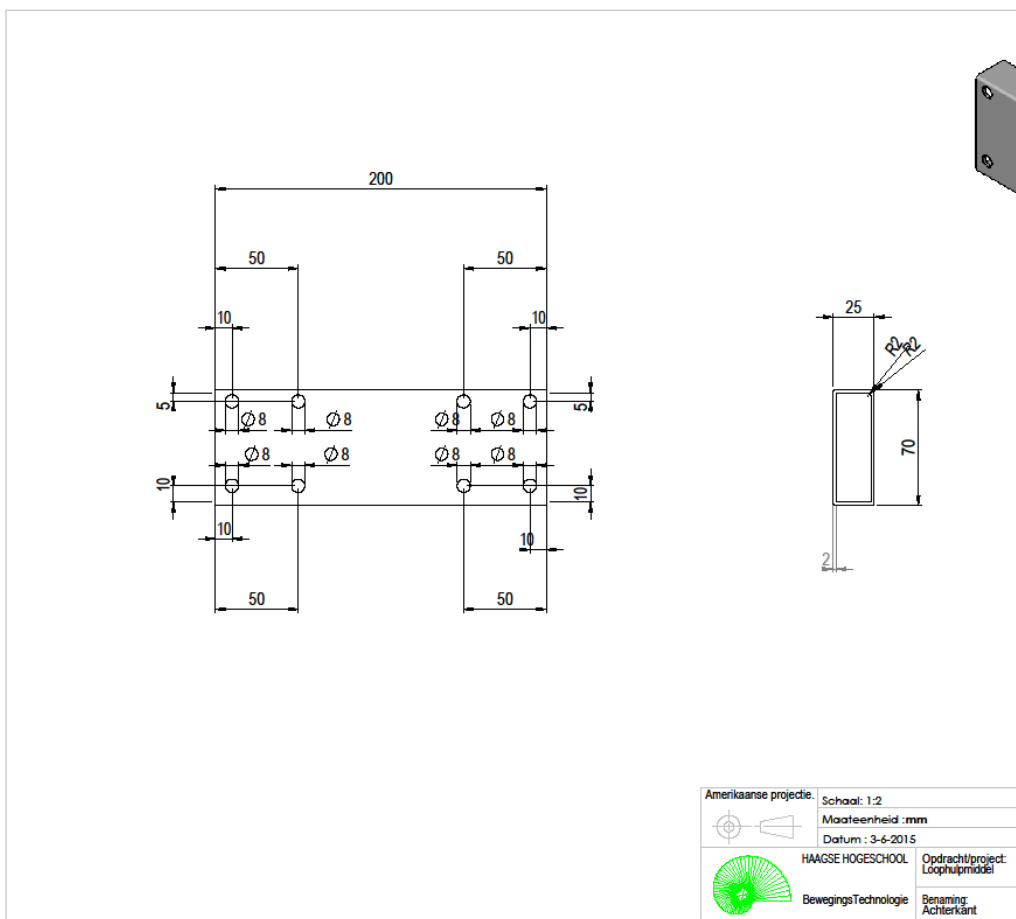
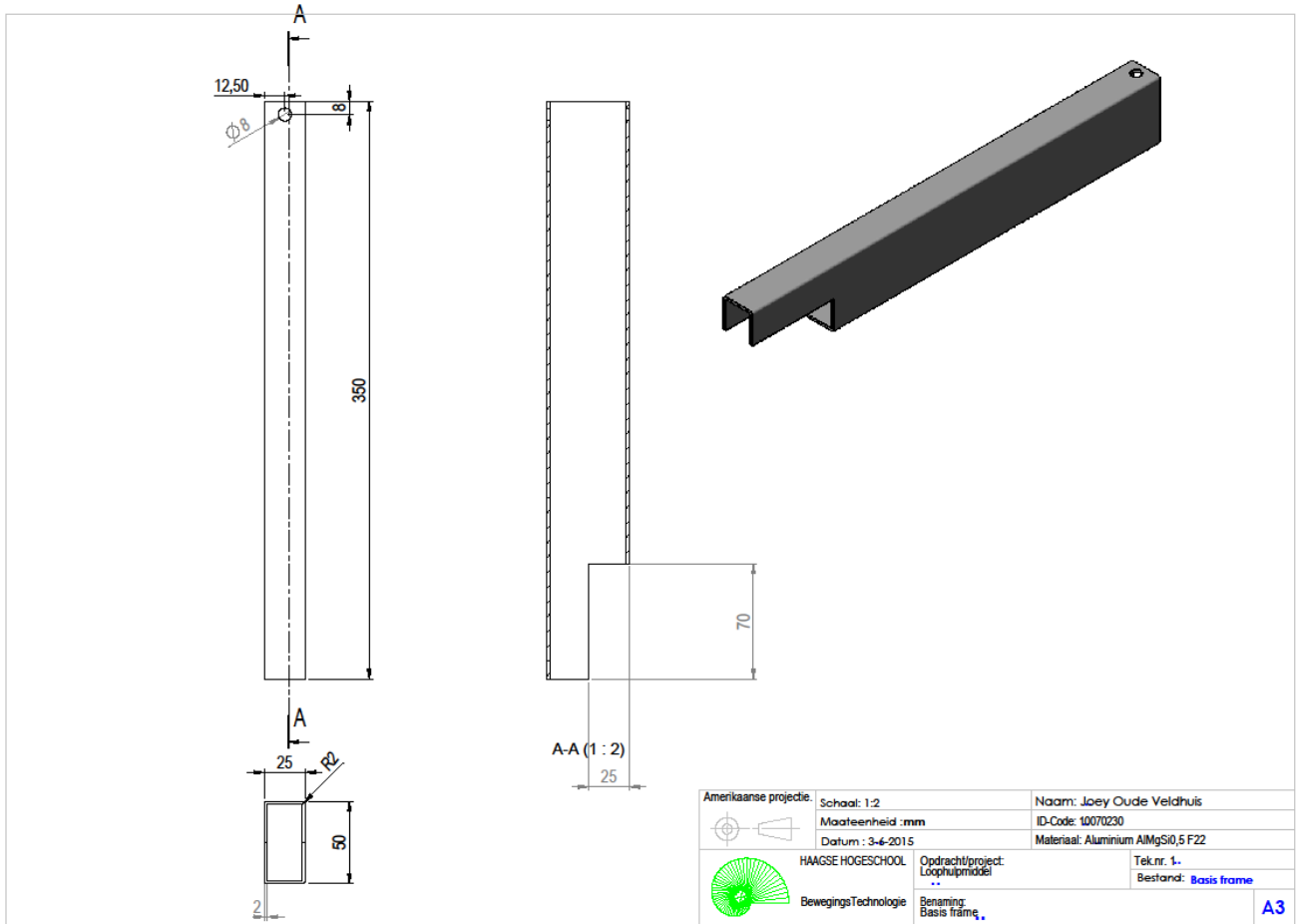
		Paired Differences	t	df	Sig. (2-tailed)
		95% Confidence Interval of the Difference			
		Upper			
Pair 1	VAR00001 - VAR00002	2,63631	-,878	11	,399

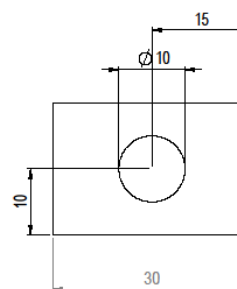
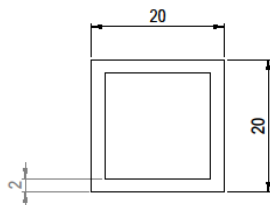
VII. Technische tekeningen loophulpmiddel

ITEM NO.	PART NUMBER	Materials	QTY.
1	Basis frame	Aluminium AlMgSi0,5 F22	2
2	Achterkant	Aluminium AlMgSi0,5 F22	1
3	Stuur frame voor	Aluminium AlMgSi0,5 F22	1
4	Stuur frame achter	Aluminium AlMgSi0,5 F22	2
5	Stuur frame zijkant	Aluminium AlMgSi0,5 F22	2
6	Blok voorwiel	Aluminium AlMgSi0,5 F22	2
7	Rem voor	Aluminium AlMgSi0,5 F22	1
8	Rem achter	Aluminium AlMgSi0,5 F22	2
9	Slotbout 10x45	RVS	2
10	Slotbout 8x90	RVS	2
11	Slotbout 8x70	RVS	8
12	Slotbout 6x45	RVS	2
13	Slotbout 6x25	RVS	2
14	Zelfborg moer M10	RVS	2
15	Zelfborg moer M8	RVS	18
16	Zelfborg moer M6	RVS	4
17	Voorwielen 140x30	Kunststof	2
18	Bokwielen 90x60x70	RVS	2
19	Wandelstok	Aluminium	1
20	Veren DR 1800	RVS 302	12

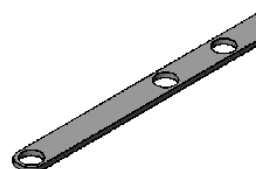
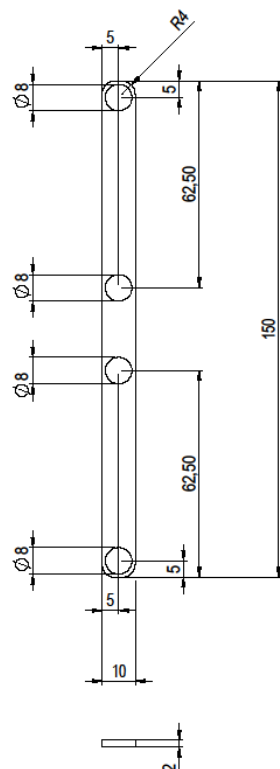


Amerikaanse projectie:	Schaal: 1:5
	Maateenheid : mm
	Datum : 5-6-2015
	HAAGSE HOGESCHOOL
BewegingsTechnologie	Opdracht/project: Loophulpmiddel
	Benaming: Prototype

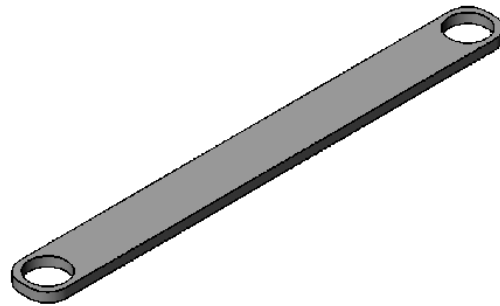
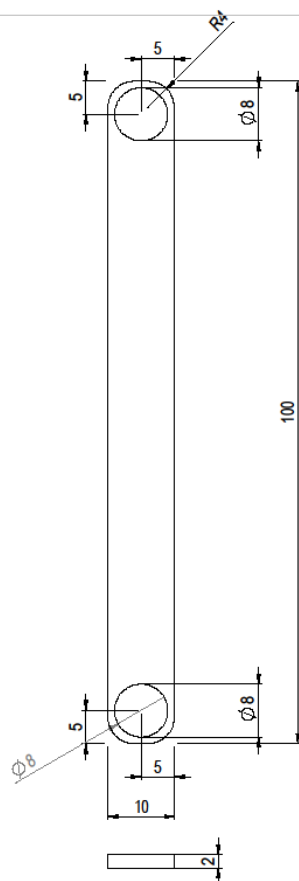




Amerikaanse projectie:	Schaal: 2:1
	Maateenheid : mm
	Datum : 3-6-2015
	HAAGSE HOGESCHOOL
BewegingsTechnologie	Opdracht/project: Loophulpmodel
	Benaming: Blok voorwiel

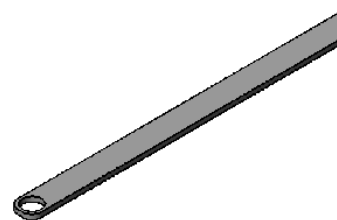
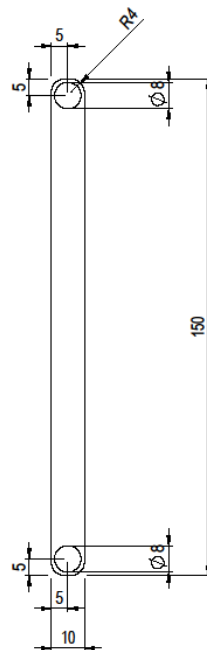


Amerikaanse projectie:	Schaal: 1:1
	Maateenheid : mm
	Datum : 3-6-2015
	HAAGSE HOGESCHOOL
BewegingsTechnologie	Opdracht/project: Loophulpmodel
	Benaming: Stuur frame_strip vc

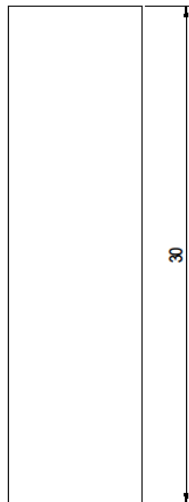
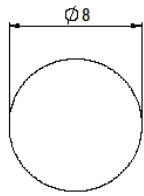


Amerikaanse projectie:	Schaal: 2:1	Naam: Joey Oude Veldhuis
	Maateenheid :mm	ID-Code: 10070230
	Datum : 3-6-2015	Materiaal: Aluminium AlMgSi0,5 F22
	Opdracht/project: Loophulpmiddel	Tek.nr. 5-
BewegingsTechnologie	Benaming: Stuur frame strip zij	Bestand: Stuur frame zij

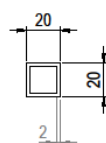
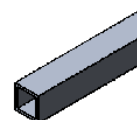
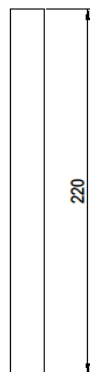
A3



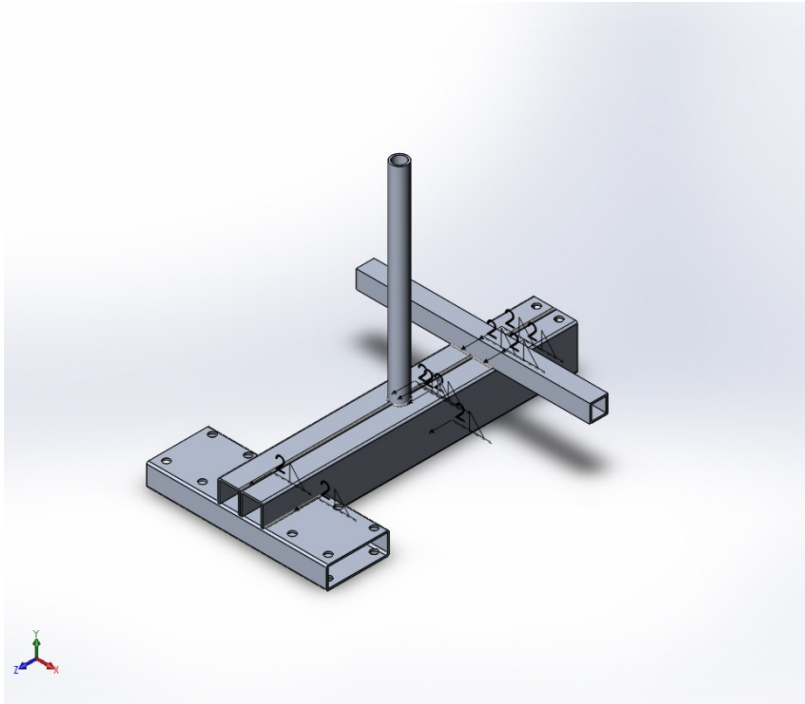
Amerikaanse projectie:	Schaal: 1:1	
	Maateenheid :mm	
	Datum : 3-6-2015	
	Opdracht/project: Loophulpmiddel	
BewegingsTechnologie	Benaming: Stuur frame strip ac	



Amerikaanse projectie	Schaal: 5:1
	Maateenheid : mm
	Datum : 3-6-2015
	HAAGSE HOGESCHOOL
BewegingsTechnologie	Opdracht/project: Loophulpmiddel
	Benaming: Rem adfiter



Amerikaanse projectie	Schaal: 1:2
	Maateenheid : mm
	Datum : 3-6-2015
	HAAGSE HOGESCHOOL
BewegingsTechnologie	Opdracht/project: Loophulpmiddel
	Benaming: Rem voor



Description

No Data

Simulation of Assemblyforstudy

Date: dinsdag 2 juni 2015

Designer: Solidworks

Study name: Static 2

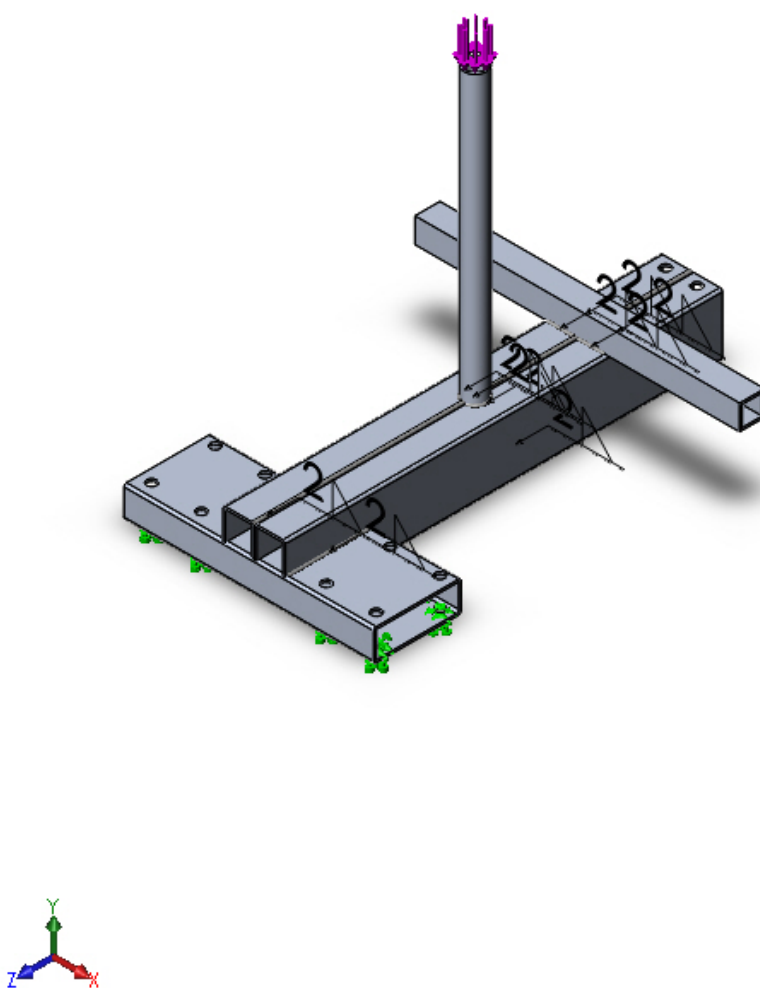
Analysis type: Static

Table of Contents

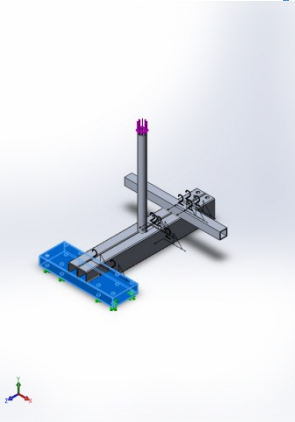
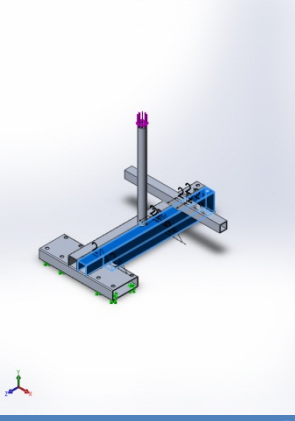
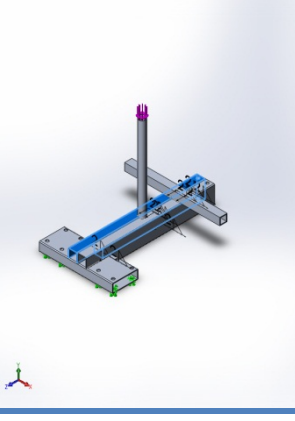
Description	50
Assumptions	51
Model Information	51
Study Properties	54
Units	54
Material Properties	55
Loads and Fixtures	56
Connector Definitions	56
Contact Information	57
Mesh Information	58
Sensor Details	59
Resultant Forces	59
Beams	59
Study Results	60
Conclusion	63

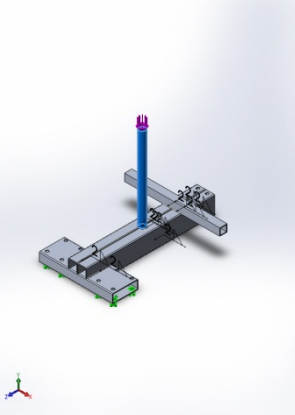
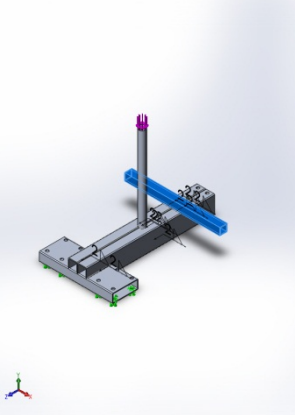
Assumptions

Model Information



Model name: Assemblyforstudy
Current Configuration: Default

Solid Bodies			
Document Name and Reference	Treated As	Volumetric Properties	Document Path/Date Modified
Cut-Extrude2 	Solid Body	Mass:0.190824 kg Volume:7.06756e-005 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:1.87008 N	H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\Ontwerp 2\Back.SLDPRT Jun 01 17:27:28 2015
Cut-Extrude4 	Solid Body	Mass:0.238079 kg Volume:8.81773e-005 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:2.33317 N	H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\Ontwerp 2\Base.SLDPRT Jun 01 17:20:12 2015
Cut-Extrude4 	Solid Body	Mass:0.238079 kg Volume:8.81773e-005 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:2.33317 N	H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\Ontwerp 2\Base.SLDPRT Jun 01 17:20:12 2015

Cut-Extrude1 	Solid Body	Mass:0.0624297 kg Volume:2.31221e-005 m³ Density:2700 kg/m³ Weight:0.611811 N	H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\opzetting\stok.SLDPRT Jun 01 18:39:10 2015
Cut-Extrude1 	Solid Body	Mass:0.101088 kg Volume:3.744e-005 m³ Density:2700 kg/m³ Weight:0.990662 N	H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\Ontwerp 2\rem voor.SLDPRT Jun 01 17:30:09 2015

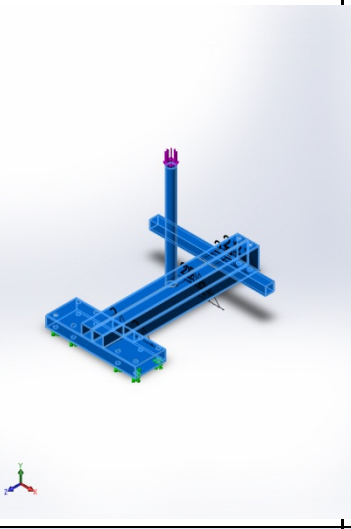
Study Properties

Study name	Static 2
Analysis type	Static
Mesh type	Solid Mesh
Thermal Effect:	On
Thermal option	Include temperature loads
Zero strain temperature	298 Kelvin
Include fluid pressure effects from SolidWorks Flow Simulation	Off
Solver type	FFEPlus
Inplane Effect:	Off
Soft Spring:	Off
Inertial Relief:	Off
Incompatible bonding options	Automatic
Large displacement	Off
Compute free body forces	On
Friction	Off
Use Adaptive Method:	Off
Result folder	SolidWorks document (H:\Mijn Documenten\Afstuderen\Solidworks\Ontwerp 2)

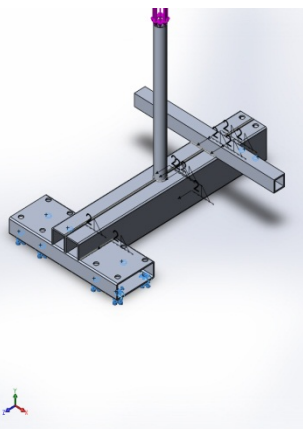
Units

Unit system:	SI (MKS)
Length/Displacement	mm
Temperature	Kelvin
Angular velocity	Rad/sec
Pressure/Stress	N/m ²

Material Properties

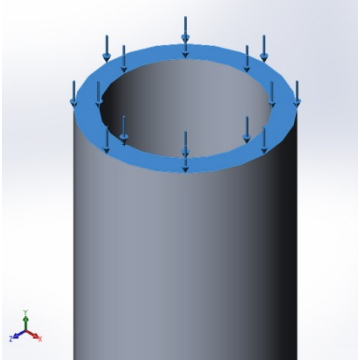
Model Reference	Properties	Components
	Name: 6061 Alloy Model type: Linear Elastic Default failure criterion: Max von Mises Stress Yield strength: 5.51485e+007 N/m^2 Tensile strength: 1.24084e+008 N/m^2 Elastic modulus: 6.9e+010 N/m^2 Poisson's ratio: 0.33 Mass density: 2700 kg/m^3 Shear modulus: 2.6e+010 N/m^2 Thermal expansion coefficient: 2.4e-005 /Kelvin	SolidBody 1(Cut-Extrude2)(Back-1), SolidBody 1(Cut-Extrude4)(Base-1), SolidBody 1(Cut-Extrude4)(Base-2), SolidBody 1(Cut-Extrude1)(opzet stok-1), SolidBody 1(Cut-Extrude1)(rem voor-1)
Curve Data:N/A		

Loads and Fixtures

Fixture name	Fixture Image	Fixture Details
Fixed-1		Entities: 10 face(s) Type: Fixed Geometry 1.

Resultant Forces				
Components	X	Y	Z	
Reaction force(N)	-0.0022006	1225.28	0.0183105	
Reaction Moment(N.m)	0	0	0	

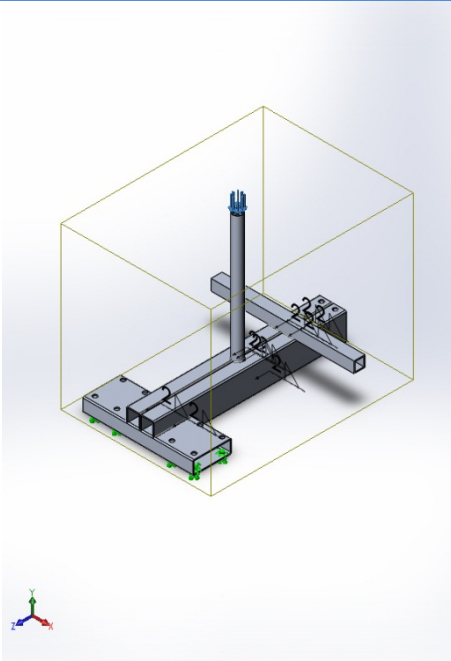
2.

Load name	Load Image	Load Details
Force-1		Entities: 1 face(s) Type: Apply normal force Value: 1250 N

Connector Definitions

No Data

Contact Information

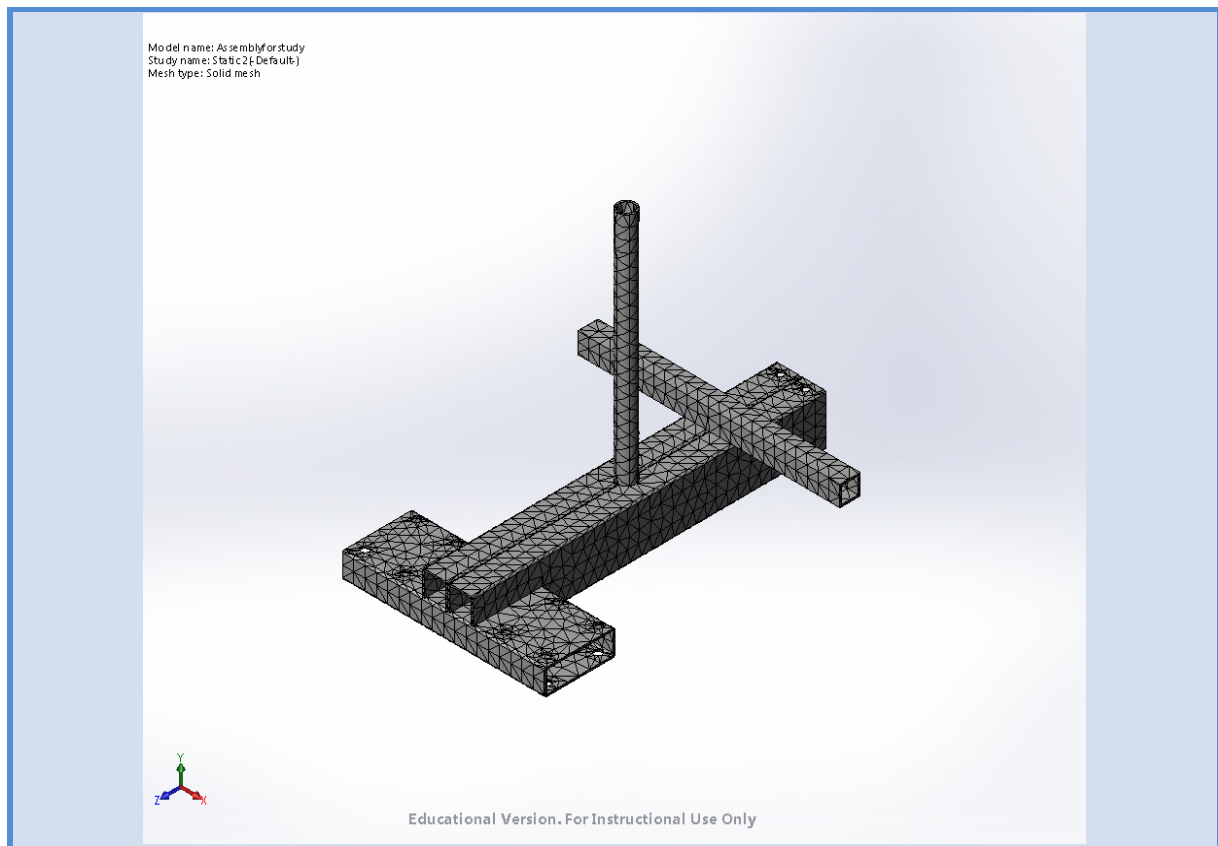
Contact	Contact Image	Contact Properties
Global Contact		Type: Bonded Components: 1 component(s) Options: Compatible mesh

Mesh Information

Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Include Mesh Auto Loops:	Off
Jacobian points	4 Points
Element Size	11.1562 mm
Tolerance	0.55781 mm
Mesh Quality	High
Remesh failed parts with incompatible mesh	Off

Mesh Information - Details

Total Nodes	20598
Total Elements	10286
Maximum Aspect Ratio	25.966
% of elements with Aspect Ratio < 3	3.55
% of elements with Aspect Ratio > 10	2.14
% of distorted elements(Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:03
Computer name:	DTP13382



Sensor Details

No Data

Resultant Forces

Reaction Forces

Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N	-0.0022006	1225.28	0.0183105	1225.28

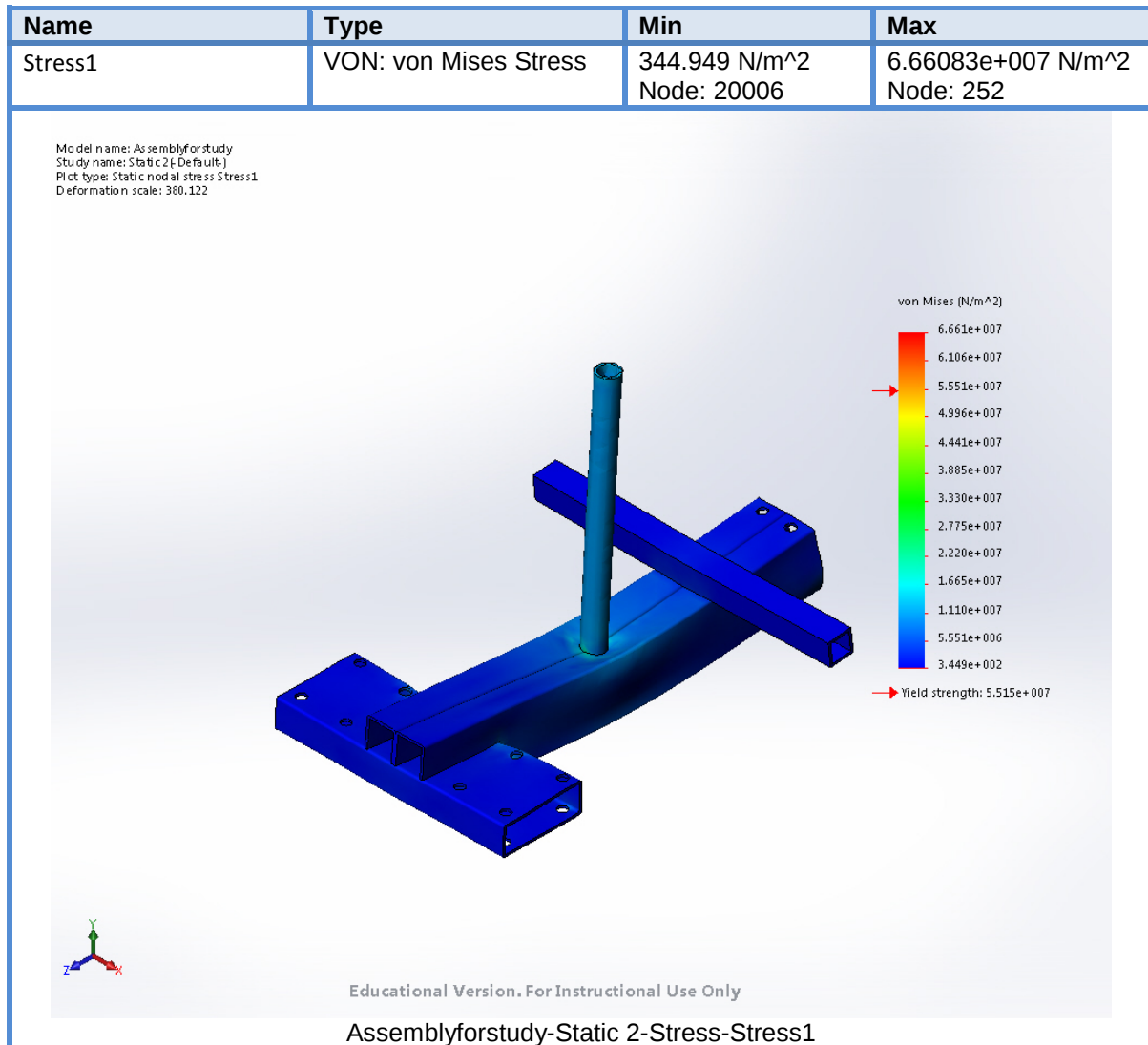
Reaction Moments

Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N.m	0	0	0	0

Beams

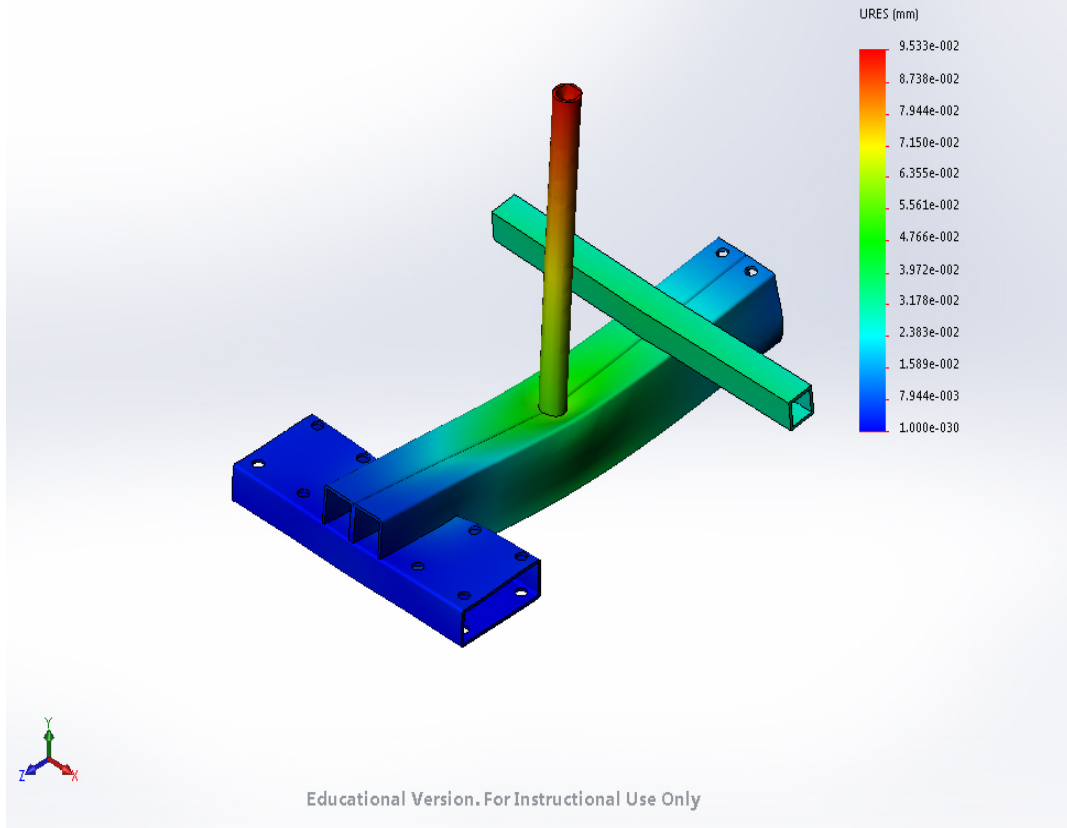
No Data

Study Results



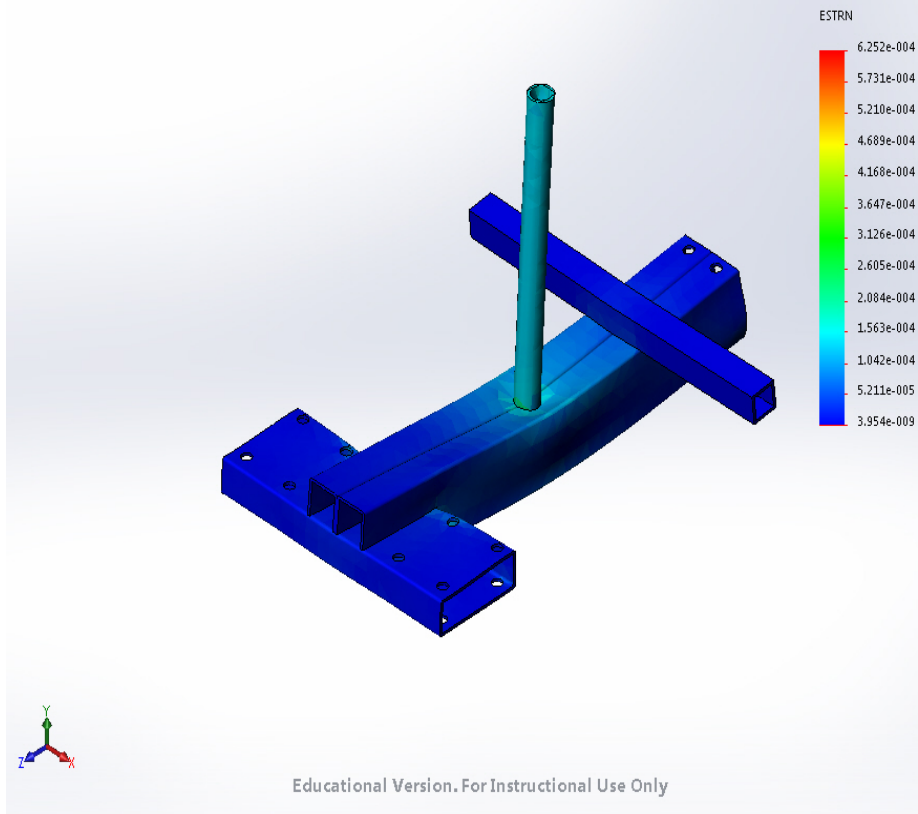
Name	Type	Min	Max
Displacement1	URES: Resultant Displacement	0 mm Node: 242	0.0953278 mm Node: 17570

Model name: Assemblyforstudy
 Study name: Static 2 (Default)
 Plot type: Static displacement Displacement1
 Deformation scale: 380.122



Name	Type	Min	Max
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain	3.95371e-009 Element: 9772	0.000625217 Element: 2209

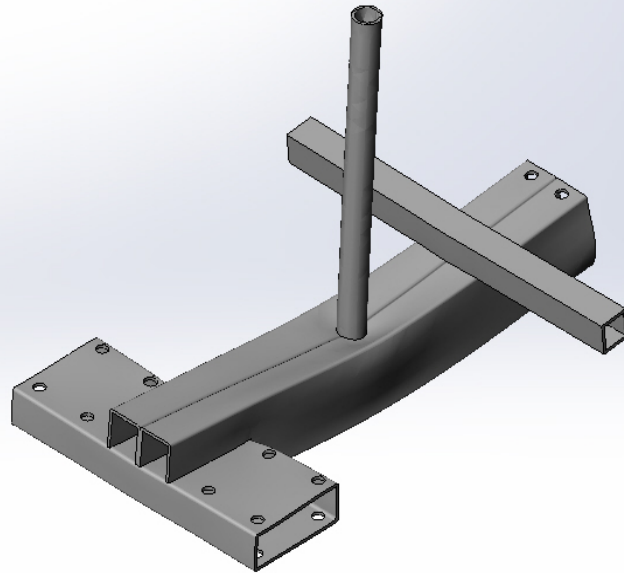
Model name: Assemblyforstudy
 Study name: Static2 (Default)
 Plot type: Static strain Strain1
 Deformation scale: 380.122



Assemblyforstudy-Static 2-Strain-Strain1

Name	Type
Displacement1{1}	Deformed Shape

Model name: Assemblyforstudy
Study name: Static2 {Default}
Plot type: Deformed Shape Displacement1[1]
Deformation scale: 380.122

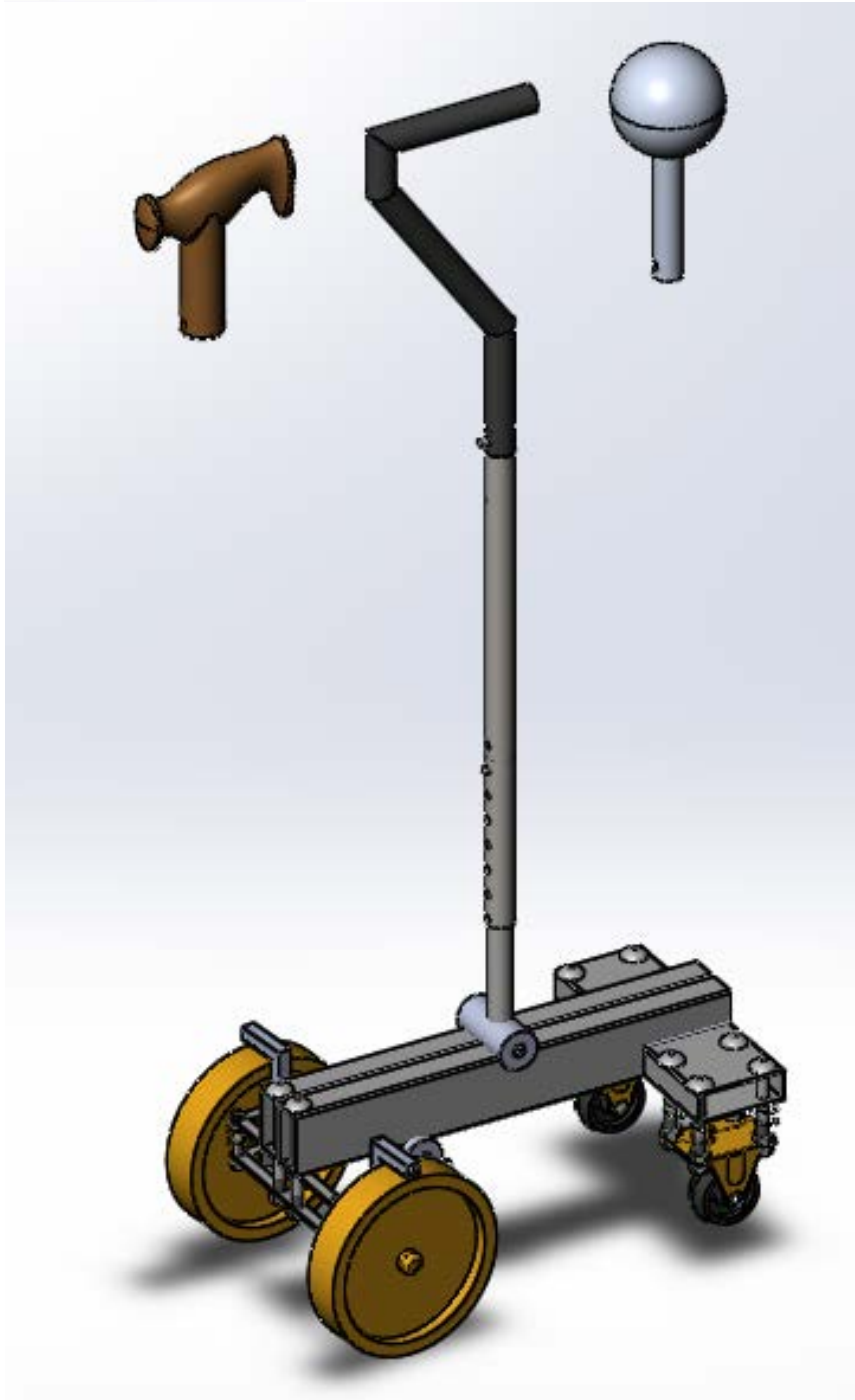


Educational Version. For Instructional Use Only

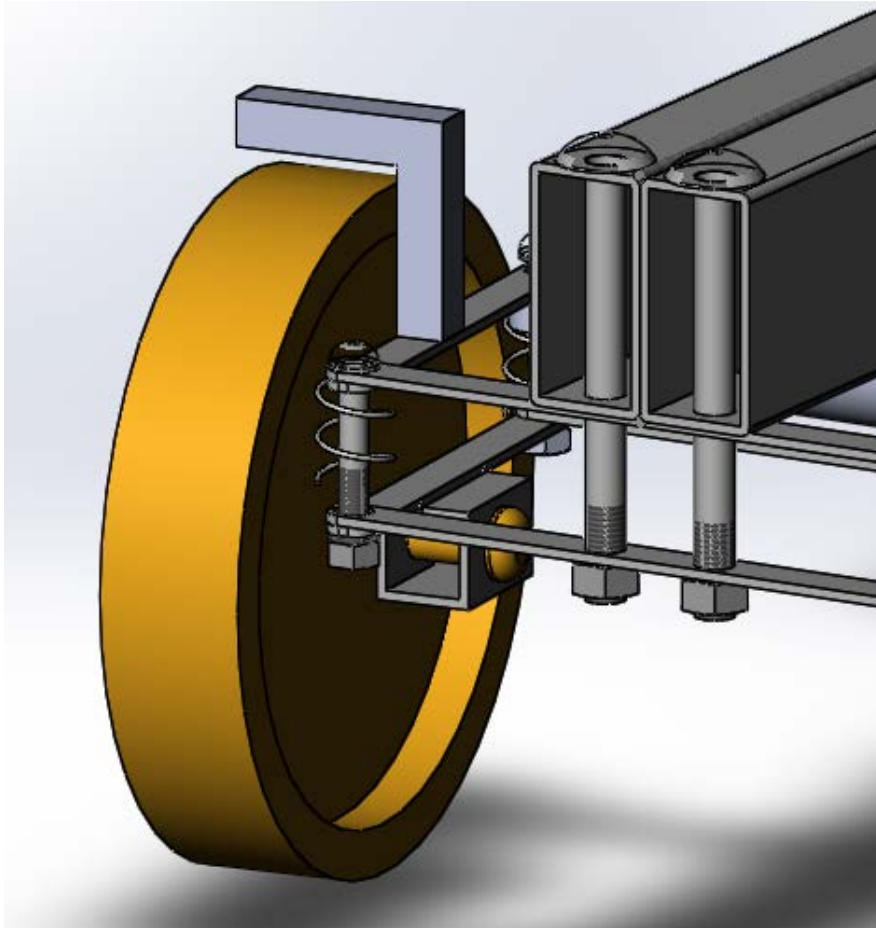
Assemblyforstudy-Static 2-Displacement-Displacement1{1}

Conclusion

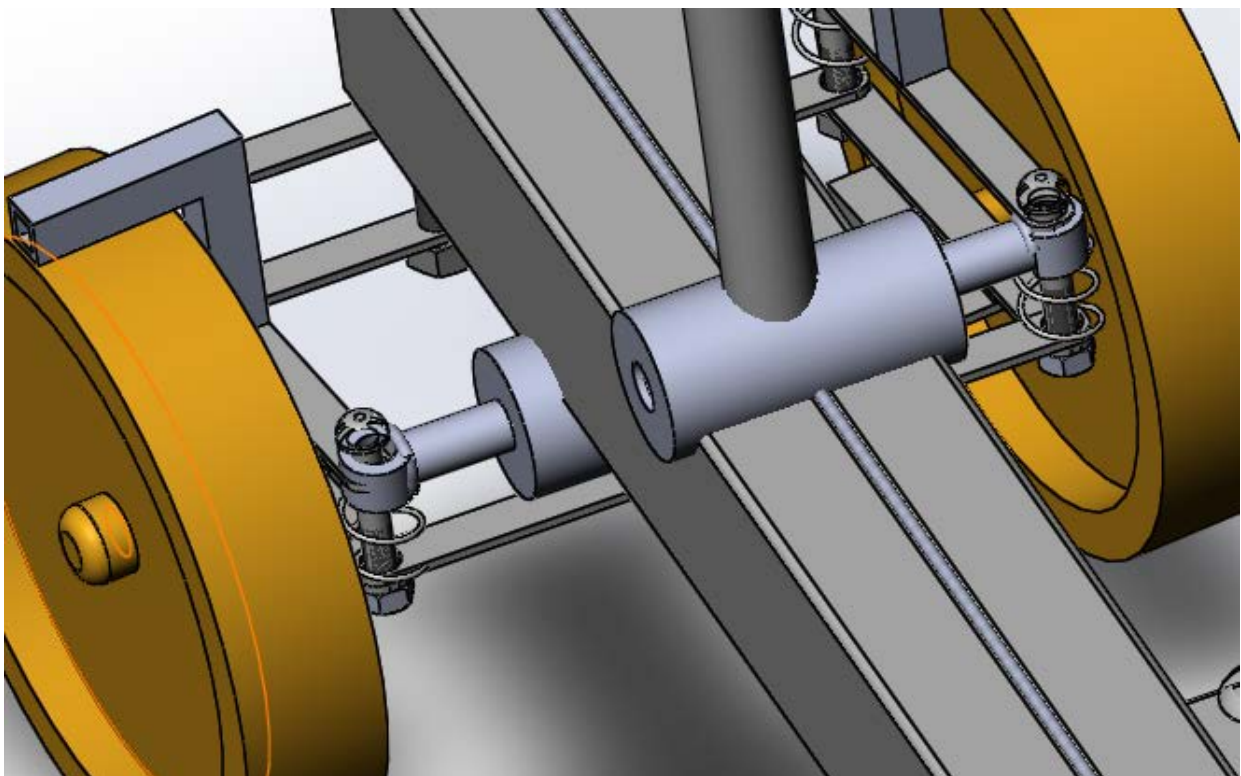
VIII. SolidWorks geoptimaliseerd model



Het SolidWorks model van het geoptimaliseerde prototype. De verschillende handvatten die gebruikt kunnen worden zijn te zien. Daarnaast is het scharnier te zien welke de armzwaai tijdens het lopen toelaat.



Het remsysteem wat met de wielen meebeweegt.



De demper wordt aan de onderkant van het frame gelast om de stuurbeweging te begeleiden.