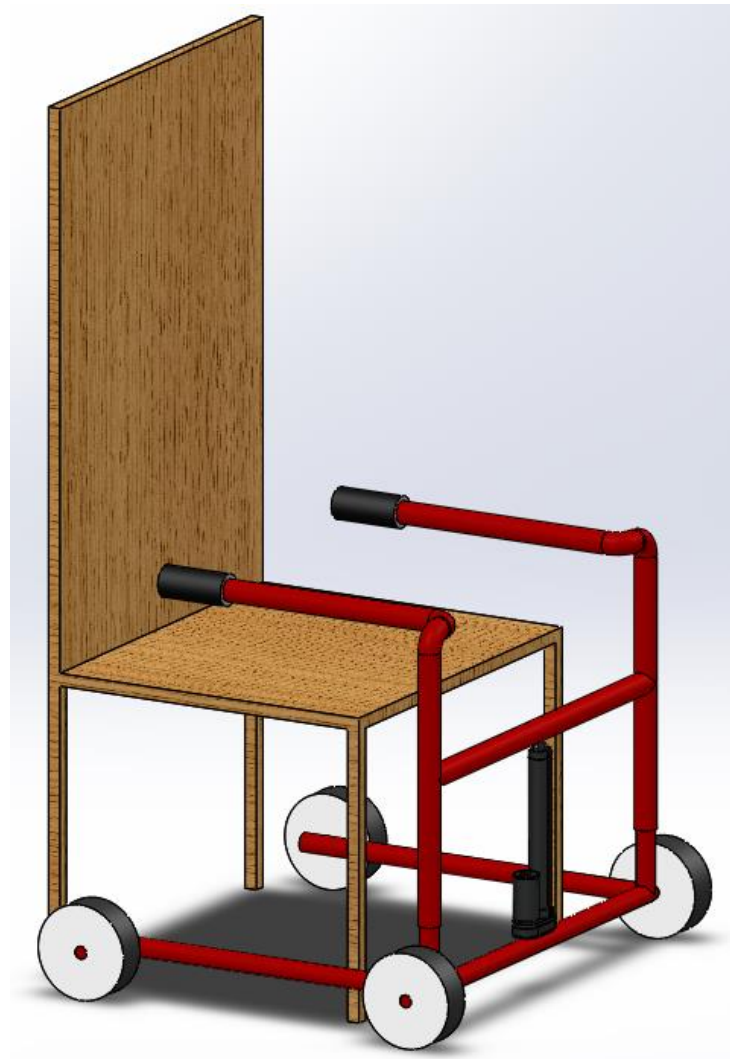


‘Het verminderen van het valprobleem van een Parkinsonpatiënt tijdens het gebruik van een rollator’



Afstudeerscriptie van Ralf Hoeijmans,

Opleiding Bewegingstechnologie

Januari 2017

‘Het verminderen van het valprobleem van een Parkinsonpatiënt tijdens het gebruik van een rollator’

Afstudeerscriptie van Ralf Hoeijmans

Opleiding Bewegingstechnologie, De Haagse Hogeschool

Januari 2017

1^e begeleider: Chris Riezebos

2^e begeleider: Andrea Witkam

Externe begeleider: Harry van den Boorn

Voorwoord

Dit onderzoek is gedaan in opdracht van BrabantZorg te Uden, in het kader van de afstudeerscriptie voor de studie Bewegingstechnologie. Een studie gericht op mens en techniek aan De Haagse Hogeschool te Den Haag. De Parkinsonpatiënt staat centraal in dit onderzoek.

Deze scriptie is bedoeld voor de docenten van de opleiding Bewegingstechnologie en geïnteresseerde studenten.

Ik wil graag de volgende personen en instanties bedanken voor hun medewerking bij de totstandkoming van deze scriptie:

- Chris Riezebos
- Andrea Witkam
- Jorine Koopman
- Aad Lagerberg
- Bert Broeren
- Harry van den Boorn
- De Haagse Hogeschool
- BrabantZorg

Inhoudsopgave

VOORWOORD	3
SAMENVATTING	5
VERKLARENDE WOORDENLIJST	7
1. INLEIDING	8
2. ANALYSE	9
2.1 ANALYSE VAN HET ZIEKTEBEELD	9
2.1.1 Parkinson	9
2.1.2 Symptomen	9
2.1.3 Behandeling	10
2.1.4 Het valprobleem bij Parkinsonpatiënten	10
2.2 MARKTONDERZOEK	10
2.2.1 Oplossingen voor het valprobleem	10
2.2.2 Materiaalkeuze	11
2.3 BEWEGINGSANALYSE	12
2.3.1 Sit to stand algemeen	12
2.3.2 Sit to stand opgedeeld in fases	12
2.3.3 Strategieën	13
2.3.4 Spieractiviteit tijdens STS	14
2.4 KRACHTENANALYSE	15
2.4.1 Krachten op rollator	15
2.4.2 Handkracht	15
2.4.3 Wrijvingskracht	16
2.4.4 Gewrichtsmomenten	17
2.5 ANALYSE VAN HET STEUNVLAK EN DE HANDVATTEN	17
2.5.1 Steunvlak	17
2.5.2 Hoogte instelling van de handvatten	18
2.5.3 Constructie van de handvatten	18
2.5.4 Positie van de handvatten t.o.v. de gebruiker	19
3. PAKKET VAN EISEN	20
4. ONTWERP	21
4.1 CONCEPTEN	21
4.2 KEUZE EINDCONCEPT	23
4.3 UITWERKING EINDCONCEPT	24
4.3.1 Antropometrie	24
4.3.2 Optredend buigmoment	25
4.3.3 Buisdiameter	25
4.3.4 Doorbuiging	26
4.3.5 Actuatorkeuze	27
4.3.6 Ontwerp model in SolidWorks	28
5. EVALUATIE	29
5.1 ROND BUISPROFIEL	29
5.2 RECHTHOEKIG BUISPROFIEL	31
6. CONCLUSIE	33
7. DISCUSSIE	33

Samenvatting

Parkinsonpatiënten ondervinden problemen tijdens het gebruik van een rollator. Door hun handicap is het voor hen onmogelijk om op een normale manier een rollator te gebruiken. Het veranderde gangbeeld van deze patiënten, in combinatie met andere symptomen zoals tremoren, krachtverlies, bradykinesie en houdingsinstabiliteit, beperkt hen in het gebruik van een rollator. De grootste problemen worden duidelijk als de patiënt transfers wil inzetten. Transfers zijn het verplaatsen van zit naar staan en van staan naar zit. Door het onvolledig kunnen controleren van spierbewegingen ontstaat er valgevaar. De onderzoeksvraag is als volgt te formuleren: Is het mogelijk om een rollator te ontwerpen, speciaal voor Parkinsonpatiënten, waarmee het valrisico dat tijdens de transfers ontstaat, vermindert of verdwijnt? Het einddoel van dit project is het onderzoeken of het mogelijk is om voor dit valprobleem een oplossing te ontwerpen en om een aanzet te krijgen voor het mogelijk construeren van een specifieke rollator. In opdracht van BrabantZorg is er onderzoek gedaan naar mogelijke oplossingen om dit probleem te verhelpen.

Er is op een aantal vlakken onderzoek gedaan. Er is begonnen met het analyseren van het ziektebeeld. In deze analyse is ook het valprobleem in kaart gebracht. Daarna is er een marktonderzoek gedaan waarin de bestaande oplossingen voor het valprobleem zijn onderzocht. Vervolgens is de beweging geanalyseerd die de patiënt maakt tijdens het gaan zitten in een stoel. Daarna is er een krachtenanalyse gemaakt. In dit hoofdstuk worden de krachten beschreven die ontstaan als een gebruiker een rollator gebruikt. Vervolgens is het steunvlak van de rollator geanalyseerd. Ook worden de handvatten van de rollator geanalyseerd. De hoogte-instelling, de constructie en de positie van de handvatten ten opzichte van de gebruiker worden in dit hoofdstuk behandeld.

Uit deze analyses zijn een aantal eisen naar voren gekomen. De belangrijkste eisen worden hieronder weergegeven:

- Het ontwerp voorkomt vallen in voorwaartse en zijwaartse richting tijdens het maken van transfers.
- Het ontwerp moet een minimale handkracht van 267N kunnen verdragen.
- Het ontwerp moet een maximale handkracht van 570N kunnen verdragen.
- Het ontwerp is gericht op het gebruik van een verticale handkracht.
- Het ontwerp vergroot het steunvlak zodanig dat op het moment van loskomen van de zitting het steunvlak onder de gebruiker projecteert.
- Het ontwerp heeft een bredere wielbasis ten opzichte van de handvatbreedte.

Vervolgens zijn er vier concepten getekend. De keuze van het eindconcept wordt met behulp van de kardinale methode gerealiseerd. Dit eindconcept is verder uitgewerkt. Om de afmetingen en maten van dit concept te bepalen is er gekeken naar de antropometrie van de Nederlandse bejaarden. Vervolgens zijn er berekeningen gemaakt die het optredend moment, de buisdiameter en de doorbuiging van het materiaal bepalen.

Vervolgens is het eindconcept gemaakt in het programma SolidWorks, zie figuur 1. De belangrijkste kenmerken van het eindconcept:

- De afmetingen van het eindconcept komen overeen met de afmetingen van 90% van de Nederlandse bejaarden.
- Het frame bestaat uit een buizenconstructie met twee verschillende diameters zodat de constructie in en uit kan schuiven.
- Het in-en uitschuiven van de constructie wordt gerealiseerd door het plaatsen van een actuator.
- De hoogte-instelling van de handvatten wordt door het in-en uitschuiven van een actuator bewerkstelligd.

- Het steunvlak van de rollator is zodanig vergroot dat het lichaamszwaartepunt van de gebruiker bij het loskomen van de zitting van de stoel zich binnen het steunvlak van de rollator bevindt.
- De handvatbreedte is aangepast zodat de gebruiker in de stoel kan blijven zitten en de mogelijkheid heeft de rollatorhandvatten naast zich (op schouderbreedte) te krijgen.

Het ontwerp is vervolgens geëvalueerd in het programma SolidWorks met bijbehorende SIMULATIE-studies. Deze studies geven de optredende spanning als gevolg van de belasting(stress) en de verplaatsing van het materiaal(displacement) weer.

Als er gekeken wordt naar de resultaten van de verschillende SIMULATIE studies, kan er geconcludeerd worden dat het niet gelukt is om een realistisch ontwerp te maken. Dit houdt in dat het bij dit ontwerp, met de gekozen afmetingen ed., niet mogelijk is om met behulp van de rollator op te staan vanuit een stoel of zitpositie zonder dat het materiaal verbuigt. Als er gekeken wordt naar wat er in theorie mogelijk is dan zal het voor een Parkinsonpatiënt wel mogelijk zijn om met behulp van een rollator op te staan vanuit zitpositie. Door deze aanpassing wordt de juiste lichaamshouding gewaarborgd. Het ontwerp bezit een voldoende groot steunvlak wat voor de gebruiker nodig is tijdens het maken van de transfers en voor het opstaan met behulp van een rollator. Daarbij zorgt het geleidelijke verplaatsen van de hoogte van de handvatten door middel van een actuator ervoor dat de gebruiker gecoördineerd en stabiel de transfers kan inzetten.

Uit dit onderzoek kan geconcludeerd worden dat de doelstelling behaald is, maar dat er geen realistisch ontwerp tot stand is gekomen.



Figuur 1. Het ontwerp in Solid Works

Verklarende woordenlijst

Bradykinesie

Onder bradykinesie wordt bewegingstraagheid verstaan. Bradykinesie is een van de hoofdsymptomen bij de ziekte van Parkinson.

Rigiditeit

Rigiditeit betekent stijfheid en heeft betrekking op de spierspanning. Doordat bij patiënten met de ziekte van Parkinson de agonistische en antagonistische spieren beide aangespannen worden, verloopt het gehele bewegen moeilijk en schokkerig.

Een **Tremor** is het onbedoeld schudden of beven van een of meer lichaamsdelen. Tremor van de handen komt het meest voor.

Freezing of Gait (FOG)

'FOG' is een fenomeen dat kan optreden wanneer een Parkinsonpatiënt aan het lopen is. Het fenomeen wordt gekenmerkt door het plotselinge onvermogen om te lopen waardoor de patiënt verstijft.

Cognitieve bewegingsstrategieën

Bepaalde handelingen die voor een Parkinsonpatiënt moeilijk uit te voeren zijn worden opgedeeld in verschillende, makkelijker uitvoerbare stappen. Zo wordt een totale beweging opgesplitst in simpele onderdelen.

Posturale instabiliteit

Onder posturale instabiliteit verstaan we het verlies van posturale reflexen. Deze reflexen hebben te maken met lopen, draaien, praten, staan, etc.

Dysdiadochokinesie

Het niet tegelijkertijd kunnen uitvoeren van twee snelle, tegengestelde bewegingen (bijvoorbeeld niet snel kunnen zwaaien met beide handen tegelijk).

1. Inleiding

Een fysiotherapeut bij BrabantZorg heeft de volgende vraag neergelegd bij Bewegingstechnologie.

‘BrabantZorg is een organisatie die zich richt op de ouderenzorg in de meest brede zin des woords (www.brabantzorg.eu). In mijn functie behandel ik zowel intra- en extramurale cliënten, waarbij het zwaartepunt ligt bij de ‘kwetsbare ouderen’, waaronder bijvoorbeeld ook de Parkinsoncliënt valt. Opvallend bij deze groep mensen is de ongeduldigheid of traagheid (afhankelijk van het probleem) bij bewegen (o.a. bij de transfers, het lopen). In de praktijk zie ik vaak dat deze mensen vallen als ze hebben gelopen met een rollator en dan willen gaan zitten op een stoel. Ze nemen niet de tijd om de rollator weg te zetten of ‘goed in te parkeren’, maar stappen zijwaarts over de achterste wielen van de rollator, om maar zo snel mogelijk in de stoel te komen. Hier gaat het dan ook fout en men struikelt dus regelmatig over de wielen met alle gevolgen van dien.’

Probleemstelling

BrabantZorg is al een tijd op zoek naar specifieke rollators die dit probleem zou kunnen voorkomen, maar deze zijn er helaas niet op de markt. Alle zogenaamde Parkinsonrollators zijn geconstrueerd om het lopen te verbeteren/te ondersteunen (middels bijvoorbeeld een laserstraal e.d.), maar niet om de transfers van A tot Z veilig te laten verlopen.

Hoofdvraag

De hoofdvraag is als volgt te formuleren: Is het mogelijk om een rollator te ontwerpen, speciaal voor Parkinsonpatiënten, waarmee het valrisico dat tijdens de transfers ontstaat, vermindert of verdwijnt?

Doelstelling

Het einddoel van dit project is het onderzoeken of het mogelijk is om voor dit valprobleem een oplossing te ontwerpen en om een aanzet te krijgen voor het mogelijk construeren van een specifieke rollator. In opdracht van BrabantZorg is er onderzoek gedaan naar de mogelijke oplossingen om dit probleem te verhelpen.

Doelgroep

De doelgroep bestaat uit Parkinsonpatiënten die een rollator gebruiken.

Leeswijzer

In hoofdstuk 2 worden analyses gedaan. De analyse van het ziektebeeld, het marktonderzoek, de bewegingsanalyse en de krachtenanalyse staan centraal in dit hoofdstuk.

In hoofdstuk 3 staan de eisen centraal die gesteld worden aan het ontwerp.

In hoofdstuk 4 staat het ontwerp centraal. Er worden in dit hoofdstuk concepten getekend en er wordt met een uiteindelijk eindconcept verder gewerkt.

In hoofdstuk 5 staat de evaluatie van het gekozen eindconcept centraal.

In hoofdstuk 6 wordt de conclusie behandeld.

In hoofdstuk 7 wordt de discussie behandeld.

2. Analyse

De analyses worden versterkt en verklaard met behulp van literatuur. De gevonden en gebruikte literatuur wordt aan het eind van elke paragraaf weergegeven door middel van getallen in superscript. Deze getallen refereren naar de literatuur in de literatuurlijst.

2.1 Analyse van het ziektebeeld

2.1.1 Parkinson

De ziekte van Parkinson valt onder Parkinsonisme. Parkinsonisme is de algemene term die wordt gebruikt voor verschillende aandoeningen waarbij er sprake is van een karakteristieke stoornis van het bewegen. Parkinsonisme kan veroorzaakt worden door hersenziekten waarbij de hersencellen die dopamine moeten ontvangen, afsterven of beschadigd raken. Bij de volgende aandoeningen is er sprake van Parkinsonisme:

- De ziekte van Parkinson
- Multi-Systeem Atrofie (MSA)
- Progressieve Supranucleaire Paralyse (PSP)
- Corticobasale Gangliondegeneratie (CBG).
- Vasculair Parkinsonisme (slechte doorbloeding van de hersenen)
- Medicamenteus Parkinsonisme (gebruik van medicijnen)
- Toxisch Parkinsonisme (blootstelling aan giftige stoffen)

De ziekte van Parkinson is een chronische ziekte van het centrale zenuwstelsel. De oorzaak van de ziekte van Parkinson is terug te vinden in de hersenen. De cellen in de 'zwarte kern' (substantia nigra) van de hersenen raken beschadigd waardoor er niet genoeg dopamine geproduceerd kan worden. Dopamine is een neurotransmitter die ervoor zorgt dat mensen soepel kunnen bewegen. Mensen met de ziekte van Parkinson hebben een dopaminetekort en dat leidt tot een veranderd gangbeeld^{30,31}.

2.1.2 Symptomen

De ziekte van Parkinson wordt verder gekenmerkt door cognitieve problemen. Cognitieve problemen zijn problemen die te maken hebben met het geheugen, informatieverwerking en denken. Ook hebben patiënten moeite met het uitvoeren van dubbeltaken, zowel op motorisch niveau als op informatieverwerkingsniveau. Daardoor moeten dubbeltaken zoveel mogelijk vermeden worden. De cognitieve aandacht is nodig om motorische taken uit te kunnen voeren. Ook wordt de ziekte gekenmerkt doordat patiënten vaak posturale instabiliteit vertonen. Ook de lichaamshouding van patiënten is anders t.o.v. gezonde mensen. Patiënten staan verder voorovergebogen zoals weergegeven in figuur 2. Door deze lichaamshouding hebben patiënten moeite met bewegingen die voor gezonde mensen automatisch gaan. Vaak gaat het vertraagde bewegen gepaard met tremoren van het lichaam en krachtverlies. Patiënten vertonen ook een speciaal looppatroon. Ze lopen met een verkorte paslengte, lagere loopsnelheid, een langere bi-pedale standfase en een veranderde voetplaatsing.

Tevens schuifelen patiënten tijdens het lopen in plaats van de voet op te tillen. Freezing of gait (FOG) is een van de belangrijkste symptomen van de ziekte van Parkinson. De patiënt staat als het ware 'vastgenageld' aan de grond. De meest voorkomende vorm van FOG is het niet kunnen inzetten van een beweging. Ook het niet kunnen inzetten van een bocht komt veel voor^{32,33}.



Figuur 2, Lichaamshouding Parkinsonpatiënt. (Deze figuur ontleend aan artikel 10)

2.1.3 Behandeling

Behandeling van de ziekte van Parkinson bestaat op dit moment uitsluitend uit het toedienen van medicijnen. Deze medicijnen onderdrukken de symptomen en complete genezing van de ziekte van Parkinson is niet mogelijk. Ook worden cognitieve bewegingsstrategieën toegepast om dagelijkse handelingen makkelijker uitvoerbaar te maken³⁴.

2.1.4 Het valprobleem bij Parkinsonpatiënten

Vallen kan bij een Parkinsonpatiënt op verschillende manieren gebeuren. De meest voorkomende zijn Freezing of Gait (FOG), veranderingen in lichaamshouding en houdingsinstabiliteit.

FOG

De meest voorkomende vorm van FOG is “startaarzeling”, het niet kunnen inzetten van een beweging, en “draaiaarzeling”, het niet kunnen inzetten van een bocht. Ook stress en het aanpassen van het looppatroon bij bijvoorbeeld het overwinnen van obstakels is een oorzaak van FOG. In de latere fase van de ziekte kan FOG ook spontaan voorkomen. FOG kan de oorzaak zijn van het vallen van een patiënt, bijvoorbeeld wanneer een patiënt tijdens het lopen de volgende voet voor de andere wil neerzetten.

Verandering in lichaamshouding

Vallen kan naast FOG ook veroorzaakt worden door plotselinge veranderingen in lichaamshouding, vooral draaiende bewegingen van de romp, of door extra activiteiten naast het lopen of balanceren. Ook tijdens het maken van transfers, bijvoorbeeld het gaan zitten op een stoel of bank, komen veel vallen voor. De meeste vallen gebeuren in voorwaartse richting, daarna in zijwaartse richting. Dit is te verklaren door de voorwaarts gebogen houding die Parkinsonpatiënten aannemen.

Houdingsinstabiliteit

De houdingsinstabiliteit die bij Parkinsonpatiënten wordt waargenomen is een gevolg van de verminderde flexibiliteit bij het veranderen van houdingen. Stijfheid van de spieren en een verminderde bewegingssnelheid zijn de oorzaken hiervan. Terwijl bij andere patiënten met balansproblemen, zoals bijvoorbeeld CVA-patiënten, patiënten met hoofdtrauma's of cerebrale ataxie, vaak een verhoging in de zwaartepuntverplaatsing te zien is, werkt het bij Parkinsonpatiënten vaak tegenovergesteld. Dit is het gevolg van de bradykinesie en stijfheid waar veel patiënten last van hebben. Deze hebben namelijk tot gevolg dat de reacties die helpen bij het aannemen van een stabiele houding niet goed uitgevoerd kunnen worden³⁵.

Voortkomende eisen:-

- Gebruik van het ontwerp vereist geen complexe handelingen of dubbeltaken.
- Het ontwerp voorkomt vallen in voorwaartse en zijwaartse richting tijdens het maken van transfers.

2.2 Marktonderzoek

Bij de uitvoering van het marktonderzoek is gezocht naar bestaande oplossingen voor het valprobleem van Parkinsonpatiënten. De focus is gelegd op het in kaart brengen van rollators voor Parkinsonpatiënten. Daarbij zijn de speciale eigenschappen van dergelijke rollators onderzocht.

2.2.1 Oplossingen voor het valprobleem

Door het gebruiken van een rollator is het valprobleem te verminderen. Een rollator zorgt namelijk voor extra ondersteuning tijdens het lopen. Op de huidige markt zijn er zogenaamde Parkinsonrollators te vinden. Deze rollators zijn speciaal gemaakt voor Parkinsonpatiënten. Ze hebben verschillende extra functies die de patiënt helpen tijdens het lopen. Voorbeelden zijn de 'FellowRoll' (zie figuur 3) en de 'uMotion' (zie figuur 4).

Beide Parkinsonrollators zijn uitgerust met een ingebouwde laser. Deze laser, groen of rood, vormt een lijn tussen de achterste wielen van de rollator. Patiënten die hinder ondervinden van FOG kunnen gebruik maken van deze ingebouwde laserstreep. De rollator staat als het ware 'op slot' en zodra de lijn doorbroken wordt kan de rollator verplaatst worden. De gekleurde lijn van de rode of groene laser is een effectieve prikkel om de FOG te doorbreken. Ook kan er een pieptoon worden afgespeeld. Door op een knop te drukken gaat de laser aan, na enige tijd gaat deze vanzelf weer uit. Dit geldt ook voor de pieptoon. De remmen van de uMotion rollator werken omgekeerd, standaard staat de rollator op de rem. Wanneer een van de twee remhendels wordt ingeknepen kan de rollator in beweging worden gebracht. Deze functie is ook om te zetten naar normale werking. De omgekeerde werking van de remmen heeft als voordeel dat de rollator niet vanzelf weg- of doorrolt, bijvoorbeeld bij het gaan zitten of tijdens het lopen. Ook is het mogelijk een "sleeprem" in te stellen, die ervoor zorgt dat de voorwaartse beweging wordt afgeremd. De sleeprem helpt de gebruiker de controle over het looptempo te behouden.

Het probleem van deze rollators is dat ze gemaakt om het lopen te verbeteren. Er zijn nog geen oplossingen op de markt waarbij de focus ligt op het verminderen van het valrisico dat optreedt tijdens het maken van transfers^{36,37}.



Figuur 3. FellowRoll AF-AS Parkinson. Uitgerust met laser. (Deze figuur ontleend aan artikel 36)



Figuur 4. De uMotion. Uitgerust met laser en omgekeerd remsysteem. (Deze figuur ontleend aan artikel 37)

2.2.2 Materiaalkeuze

De keuze voor het materiaal van het frame van bestaande rollators, zoals de FellowRoll en de Umotion, is aluminium. Voordelen van een aluminium frame zijn:

- Licht en sterk
- Goede weerstand tegen corrosie
- Makkelijk vervormbaar
- Onbehandeld ziet aluminium er mooi uit

Het frame van een rollator bestaat vaak uit een aluminium buizenframe³⁸.

Voor de mechanische eigenschappen van aluminium wordt verwezen naar bijlage 2a.

Voortkomende eisen:

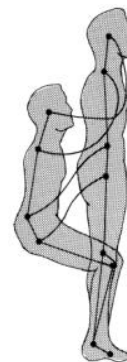
- Het ontwerp wordt uitgerust met een ingebouwde laser.
- Het ontwerp wordt uitgerust met een omgekeerd remsysteem.
- Het frame van het ontwerp bestaat uit aluminium buizen.

2.3 Bewegingsanalyse

Tijdens het uitvoeren van de bewegingsanalyse is gebruik gemaakt van literatuur. De focus is gelegd op het zoeken van informatie met betrekking tot de Sit to stand beweging. Hiervoor zijn voornamelijk wetenschappelijke artikelen geraadpleegd. Deze worden aan het eind van elke paragraaf van dit hoofdstuk aangeduid door middel van superscript.

2.3.1 Sit to stand algemeen

De transfer van zit naar staand wordt in de wetenschapsliteratuur aangeduid met de Sit to stand (STS) beweging. Het is de totale beweging die een persoon maakt tijdens het opstaan vanuit zitpositie tot staande positie, zie figuur 5. De beweging wordt ca. 60 keer per dag uitgevoerd en meestal gebeurt dat automatisch zonder erbij na te denken. De STS-beweging is een relatief moeilijk uitvoerbare beweging. Het vergt coördinatievermogen, stabiliteit, spierkracht en controle van het evenwicht. Nu is het uitvoeren van deze complexe beweging voor gezonde mensen heel gemakkelijk. Parkinsonpatiënten hebben meer moeite met het uitvoeren van de beweging^{1,2}.



Figuur 5. Bewegingstraject van het lichaam tijdens de STS beweging. (Deze figuur ontleend aan artikel 7)

2.3.2 Sit to stand opgedeeld in fases

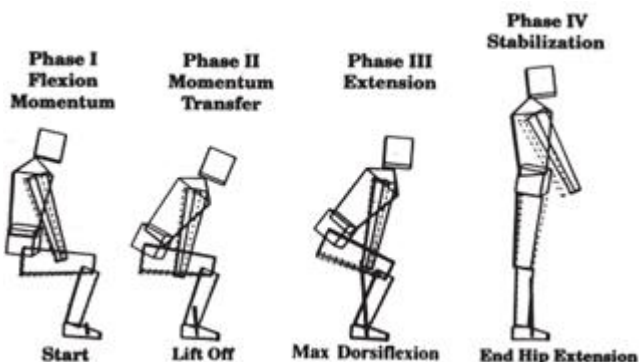
De totale STS-beweging wordt opgedeeld in vier verschillende fases, zie figuur 6. Er wordt kort beschreven wat deze fases inhouden.

Fase 1 (flexion-momentum):

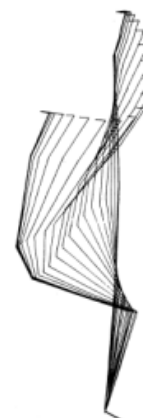
De eerste fase begint als de in zit gepositioneerde persoon begint met het inzetten van de beweging en eindigt net voordat het zitvlak geen contact meer maakt met de stoel of bank. Het bovenlichaam krijgt een voorwaartse snelheid doordat spieren zoals de heupbuigers concentrisch contraheren. Daardoor ontstaat er een moment in voorwaartse richting.

Fase 2 (momentum-transfer):

De tweede fase begint wanneer het zitvlak van de persoon geen contact meer maakt met de bank of stoel, en eindigt wanneer maximale dorsaalflexie is bereikt in de enkel. In deze fase projecteert het lichaamszwaartepunt (LZP) van de in zit gepositioneerde persoon zich buiten het steunvlak. D.m.v. het flecteren van de romp en het dorsaal flecteren van de enkel komt het lichaam in beweging en verkrijgt het lichaam een zeker voorwaarts moment. Het lichaam beschikt over kinetische energie. Dat voorwaartse moment moet worden afgebogen naar een opwaarts moment, anders is opstaan onmogelijk. Om een snelheid in bepaalde richting af te laten buigen naar een andere richting, in dit geval een opwaartse richting, is een versnelling nodig, dus een kracht. Die kracht wordt geleverd door spieren, namelijk door de heup en knie extensoren. D.m.v. concentrische contractie van de extensoren wordt het moment van richting veranderd. Tijdens deze fase verplaatst het LZP zich in opwaartse richting.



Figuur 6. Schematische weergave van de verschillende fases van de STS-beweging. (Deze figuur ontleend aan artikel 8)



Figuur 7. Het traject dat het lichaam aflegt tijdens de STS beweging. (Deze figuur ontleend aan artikel 7)

Fase 3 (extension):

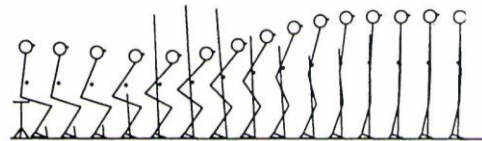
De derde fase begint net nadat de enkel maximale dorsaalflexie heeft bereikt en eindigt bij volledige extensie van de heup. In deze fase heeft het lichaam alleen een opwaarts moment. Het voorwaartse moment wordt gestopt d.m.v. het contraheren van de heup en knie strekkers. Figuur 7 laat de verplaatsing van het lichaam zien tijdens de STS-beweging. Hierin is te zien dat het bovenlichaam van een voorwaartse verplaatsing overgaat in een opwaartse verplaatsing

Fase 4 (stabilization):

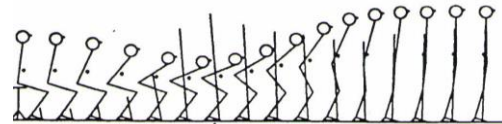
De vierde fase begint net nadat de heup volledig is geëxtendeerd en eindigt als alle bewegingen die geassocieerd worden met stabiliseren geëindigd zijn^{6,7,8,9}.

2.3.3 Strategieën

In de onderzoeksliteratuur zijn er twee manieren van opstaan te onderscheiden: de zogenoemde momentum strategie(MS), zie figuur 8, en de flexor strategie(FS), zie figuur 9. De MS is de meest gebruikte opstastrategie bij gezonde volwassenen. De beweging wordt snel uitgevoerd (in minder dan drie seconden) en de persoon maakt gebruik van snelheid om op te kunnen opstaan. In de eerste fase van het opstaan, waarbij de zitting wordt verlaten, ligt de projectie van het lichaamszwaartepunt net achter het

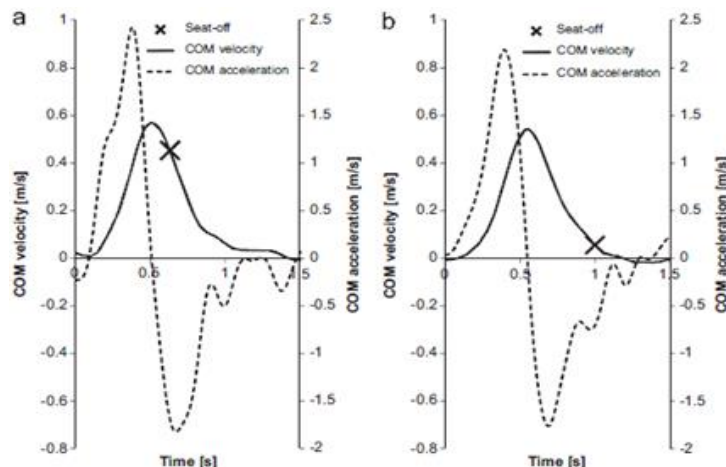


Figuur 8. Momentum-strategie. Het puntje geeft het lichaamszwaartepunt weer. (Deze figuur ontleend aan artikel 3)



Figuur 9. Flexor strategie. Het puntje geeft het lichaamszwaartepunt weer. (Deze figuur ontleend aan artikel 3)

steunvlak dat wordt gevormd door de beide voeten. Stilstaan in deze houding zou niet mogelijk zijn omdat de projectie van het lichaamszwaartepunt achter het steunvlak valt. Echter, doordat de beweging met een bepaalde snelheid wordt uitgevoerd valt de persoon niet achterover en wordt een snelle opstaan- en strekbeweging gerealiseerd. Opstaan volgens de momentum-strategie vereist naast snelheid ook de nodige coördinatie en kracht. Bij het opstaan volgens de flexor strategie schuift de persoon eerst zo ver mogelijk naar voren over de zitting, zet vervolgens de beide voeten iets naar achteren onder de stoel, buigt de romp ver voorover en komt vervolgens langzaam omhoog. De snelheid ligt laag, meestal duurt de handeling meer dan zes seconden. Daarnaast valt het moment van seat off op (het moment waarop de persoon loskomt van het zitvlak). In tegenstelling tot de MS zien we nu bij de FS dat de projectie van het lichaamszwaartepunt op het moment van seat off wel binnen het steunvlak ligt. Daardoor is er sprake van meer stabiliteit. Het gebruiken van de FS is gebruikelijker bij ouderen en patiënten met de ziekte van Parkinson^{3,4,5}. Het gebruik van de MS vereist een snelle omslag van spieractiviteit. Na het flecteren van de romp bezit het lichaam een voorwaartse snelheid.



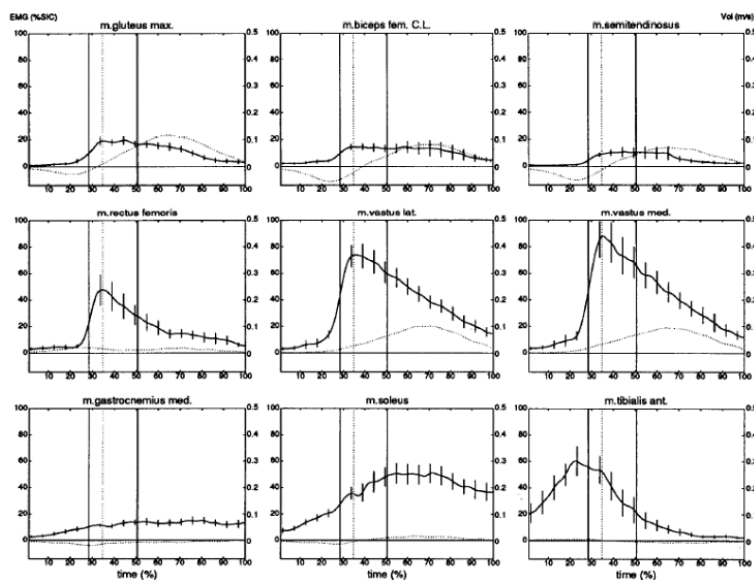
Figuur 10. Grafieken van het traject van het lichaamszwaartepunt voor de MS (a) en de FS (b). (Deze figuur ontleend aan artikel 3)

Deze voorwaartse snelheid wordt afgebroken met behulp van het aanspannen van de extensoren. De fase van omslag van flexie naar extensie is het punt waarbij Parkinsonpatiënten problemen

ondervinden. Doordat deze patiënten last hebben van bradykinesie en dysdiadochokinesie kunnen ze het plotseling activeren van de extensoren niet mogelijk maken. Parkinsonpatiënten gebruiken dus de FS voor het uitvoeren van de STS-beweging. Dit wordt verduidelijkt met behulp van figuur 10. Deze figuur geeft de projectie van het lichaamszwaartepunt weer tijdens het uitvoeren van de STS. Grafiek a geeft de MS weer, grafiek b de FS. Het grootste verschil is het moment van seat off. Deze wordt tijdens de FS in een veel latere fase (fase 3) ingezet. De seat off vindt plaats nadat het bovenlichaam volledig is geanteflecteerd. De voorwaartse snelheid is hier bijna gelijk aan nul. Bij de MS vindt de seat off plaats in een eerdere fase (fase 2) van de STS-beweging. Door de plotselinge rigiditeit (verandering van spieractiviteit tussen flectoren en extensoren) is het voor Parkinsonpatiënten onmogelijk deze manier van de STS toe te passen^{2,3,10,11,12}.

2.3.4 Spieractiviteit tijdens STS

Parkinsonpatiënten bezitten minder spierkracht en minder spiermassa dan gezonde mensen. Bij Parkinsonpatiënten is een verandering waar te nemen in het EMG-signaal dat de spieren laten zien. Een tekort aan spierkracht rond de heup en knie belemmert de beweging. Bij de extensie fase (fase 3) wordt veel gevraagd van de heup- en kniestrekkers. Studie laat zien dat de kniestrekkers (vastus medialis, vastus lateralis en rectus femoris) de meeste EMG-activiteit vertonen tijdens een STS-beweging (zie figuur 11). Bij Parkinsonpatiënten kan de extensie fase (fase 3) moeilijkheden opleveren omdat ze over weinig spierkracht bezitten. Ook het onvermogen om actief te flecteren in de heup kan voor moeilijkheden zorgen^{3,13,14,15,16,17,18}.



Figuur 11. Spieractiviteit van negen verschillende spieren tijdens de STS-beweging van Parkinsonpatiënten. De twee horizontale lijnen geven de MS (vaste lijn) en de FS (stippellijn) weer. De twee verticale lijnen geven de grenzen van de fases aan binnen de STS-beweging (links fase 1 en 2, midden fase 3, rechts fase 4). De verticale stippellijn geeft het moment van seat off weer. (Deze figuur ontleend aan artikel 17)

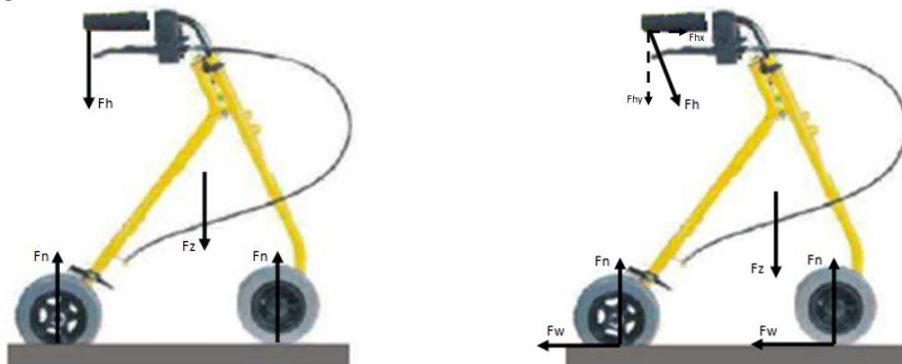
Voortkomende eisen:

- Het ontwerp is gericht op het gebruik van de flexor-strategie.
- Het ontwerp zorgt voor extra ondersteuning tijdens de extensie fase.

2.4 Krachtenanalyse

2.4.1 Krachten op rollator

Tijdens het gebruik van een rollator treden er een aantal krachten op. Het totale krachterspel hangt af van de richting van de uitgeoefende handkracht (F_h). Figuur 12a laat het krachterspel zien als de rollator zuiver verticaal belast wordt. Figuur 12b laat het krachterspel zien als de rollator met een schuin gerichte handkracht belast wordt.



Figuur 12a. Krachterspel rollator met verticale belasting. Figuur 12b. Krachterspel rollator met verticale belasting.

F_h = uitgeoefende handkracht door de gebruiker.

F_z = zwaartekracht. F_n = normaalkracht.

F_h = uitgeoefende handkracht door de gebruiker met F_{hx} als horizontale component en F_{hy} als verticale component.

F_z = zwaartekracht. F_n = normaalkracht. F_w = wrijvingskracht.

De grootte en de richting van deze krachten zijn te berekenen. De meeste uitvoeringen van rollators hebben een gewicht tussen 7-9kg. Voor de berekening van de zwaartekracht wordt een gemiddeld rollator gewicht van 8kg aangenomen. Dat betekent een zwaartekracht (F_z) van 80N. Dit model betreft ook een statische situatie zonder verplaatsing van de rollator, daarmee kan gezegd worden $F_z = F_n = 80N$.

2.4.2 Handkracht

De grootte van de handkracht wordt bepaald aan de hand van het gewicht waarmee de gebruiker op de rollator steunt. Er wordt aangenomen dat dit steungewicht de som is van het totale lichaamsgewicht, min het gewicht van de bovenbenen, onderbenen en de voeten.

Er wordt gerekend met het lichaamsgewicht van 90% van de Nederlandse bejaarden en het gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam, zie bijlage 1.

90% van de Nederlandse bejaarden:

x = gemiddelde waarde

$z = 1.65$ voor 5% en 95%

$P_5: x - z \cdot sd = 63.7 - 1.65 \cdot 14 = 40.6$

$P_{95}: x + z \cdot sd = 63.7 + 1.65 \cdot 14 = 86.8$

90% tussen 40.6 – 86.8 kg

Gewichtspercentages man + vrouw:	P_5	P_{95}
Hoofd (6.4%)	2.6kg	5.6kg
Nek (2.3%)	0.9kg	2.0kg
Romp (46%)	18.7kg	39.9kg
Bovenarmen (6.3%)	2.6kg	5.5kg
Onderarmen (3.4%)	1.4kg	3.0kg
Handen (1.2%)	0.5kg	1.0kg
Totaal:	26.7kg	57kg

Uit bovenstaande berekeningen volgt dat het steungewicht, van 90% van de Nederlandse bejaarden, ligt tussen de 26.7kg en 57kg. De handkracht(F_h) is met de volgende formule te berekenen: $F_h = m * g$. In deze formule staat g voor de gravitatieconstante met een afgeronde waarde van 10, de m staat voor massa, in dit geval het steungewicht en de F_h staat voor de handkracht. Uit deze berekening volgt dat de handkracht ligt tussen 267N – 570N. De richting van de handkracht is afhankelijk van de gebruiker. Wordt de rollator verticaal belast? Of oefent de gebruiker een voorwaarts gerichte kracht uit? Er ontstaat wrijvingskracht bij een niet zuiver gerichte handkracht.

2.4.3 Wrijvingskracht

Er treedt een extra kracht op, de wrijvingskracht, als de rollator niet zuiver verticaal belast wordt. De rollator zal weggrollen doordat er een voorwaartse component van de handkracht ontstaat. Er zijn twee situaties waarbij er wrijvingskracht optreedt.

2.4.3.1 Rolwrijving

Indien de wielen van de rollator niet gefixeerd zijn zal bij het ontstaan van een voorwaarts gerichte component van de handkracht de rollator weggrollen. Dit komt omdat de rolwrijvingscoëfficiënt klein is en daarmee snel overwonnen wordt. Hoe groot de rolwrijving is wordt in onderstaande berekening verduidelijkt.

Formule voor de berekening van rollende wrijving: $F_r = cr * N$.

(F_r : rollende wrijving, cr : rol wrijvingscoëfficiënt, N : normaalkracht)

De rollende weerstandcoëfficiënt²¹ van een fietswiel op beton (droog) is 0,002. Deze conditie is gekozen omdat deze het dichtst in de buurt komt van rollatorwielen op beton. De rollator weegt 8kg, daarmee $N = 80N$.

$$F_r = 0,002 * 80 = 0,16N$$

De rollende wrijvingskracht is 0,16N. De voorwaartse component moet minimaal 0,16N zijn om de rolwrijving te overwinnen en dus een voorwaartse beweging te creëren.

2.4.3.2 Slepende wrijving

Er is sprake van slepende wrijving als de wielen van de rollator gefixeerd zijn. De coëfficiënt voor slepende wrijving is groter dan die voor rolwrijving waardoor de rollator minder snel weg zal schuiven bij een schuin gerichte handkracht.

Formule voor de berekening van slepende wrijving: $F_w = f * N$.

(F_w = slepende wrijvingskracht. f = slepende wrijvingscoëfficiënt. N = normaalkracht)

De slepende wrijvingscoëfficiënt²¹ van een fietswiel op beton (droog) is 0,7. Deze conditie is gekozen omdat deze het dichtst in de buurt komt van rollatorwielen op beton.

De rollator weegt 8kg, daarmee $N = 80N$.

$$F_w = 0,7 * 80 = 56N$$

De slepende wrijvingskracht is 56N. De voorwaartse component moet minimaal 56N zijn om de slepende wrijving te overwinnen en dus een voorwaartse beweging te creëren.

Aan de hand van de grootte van de handkracht en de wrijvingskracht kan er berekend worden hoe schuin de gebruiker kan duwen voordat de rollator weggrolt. In deze berekening wordt gebruikt gemaakt van de maximale handkracht(F_h).

Tijdens rolwrijving:

$$F_h = 570N$$

$$F_{hx} = 0,16N$$

$$F_{hy} = 569,84N$$

$$a = \cos^{-1}(569,84 / 570) = 1,4^\circ$$

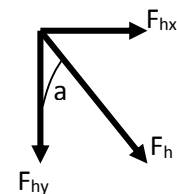
Tijdens slepende wrijving:

$$F_h = 570N$$

$$F_{hx} = 56N$$

$$F_{hy} = 514N$$

$$a = \cos^{-1}(514 / 570) = 26^\circ$$

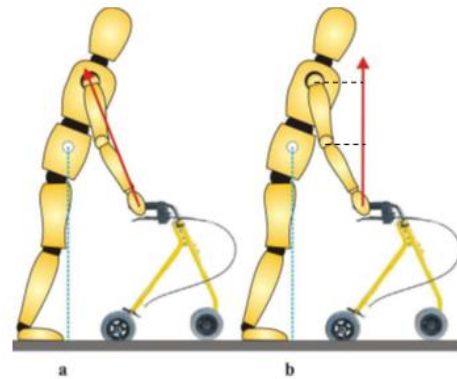


Figuur 13. Schematische weergave van de handkracht F_h met beide componenten voor de berekening van hoek a .

Er kan tijdens rolwrijving, t.o.v. de verticaal, maximaal met een $1,4^\circ$ hoek geduwd worden voordat de rollator weggrolt. Bij slepende wrijving is dit 26° t.o.v. de verticaal.

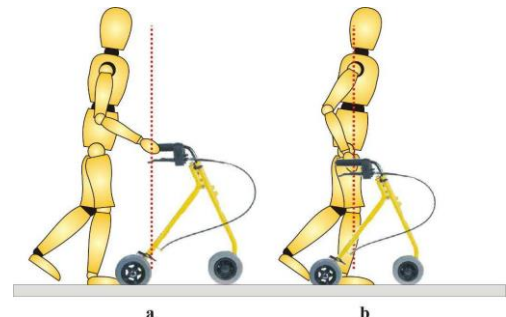
2.4.4 Gewrichtsmomenten

In figuur 14 wordt schematisch weergegeven wat het effect is van de richting van de handkracht op het schouder- en ellebooggewricht. Bij het uitoefenen van een handkracht op de rollator ontstaat een tegengestelde reactiekracht. Bij een schuin gerichte handkracht loopt deze reactiekracht door het schouder- en ellebooggewricht (zie a). Daardoor zijn de optredende momenten rond de twee gewrichten relatief klein. Deze belasting is daarom voor gebruikers makkelijker te realiseren. Gevolg van een zuivere verticale belasting is dat er een relatief groot moment ontstaat rond de beide gewrichten (zie b). De reactiekracht loopt voor de schouder en elleboog langs. Er kan geen verticale belasting uitgeoefend worden zonder dat er momenten in het schouder en ellebooggewricht optreden. Voor de schouder ontstaat er een retro flecterend moment, voor de elleboog een extenderend moment. De momentsarm voor het schoudergewricht is het grootst. Dat resulteert in een groter moment rond de schouder t.o.v. de elleboog. Voor Parkinsonpatiënten is het optreden van momenten rond het schouder en ellebooggewricht ongunstig omdat deze patiënten kampen met onder andere verminderde spierkracht. Het vermijden van momenten rond de schouder en elleboog is voor het gebruik van de rollator gunstiger.



Figuur 14. Effect van de richting van de handkracht op de gewrichten. In de figuur is met een rode lijn de reactiekracht getekend. a: schuine belasting. b: verticale belasting. (Deze figuur ontleend aan artikel 20)

Het vermijden van momenten rondom de gewrichten in combinatie met een zuivere verticale belasting kan behaald worden door de lichaamspositie van de persoon t.o.v. de rollator aan te passen. In plaats van achter de rollator te staan heeft de gebruiker meer baat bij staan het tussen de handvatten, zie figuur 15. Hierdoor kan de rollator zuiver verticaal belast worden en worden de optredende momenten voor de gewrichten van de gebruiker opgeheven^{19,20}.



Figuur 15. De positie van de gebruiker t.o.v. de rollator. a: achter de rollator. b: tussen de handvatten van de rollator. (Deze figuur ontleend aan artikel 20)

Voortkomende eisen:

- Het ontwerp moet een minimale handkracht van 267N kunnen verdragen.
- Het ontwerp moet een maximale handkracht van 570N kunnen verdragen
- Het ontwerp is gericht op het gebruik van een verticale handkracht.

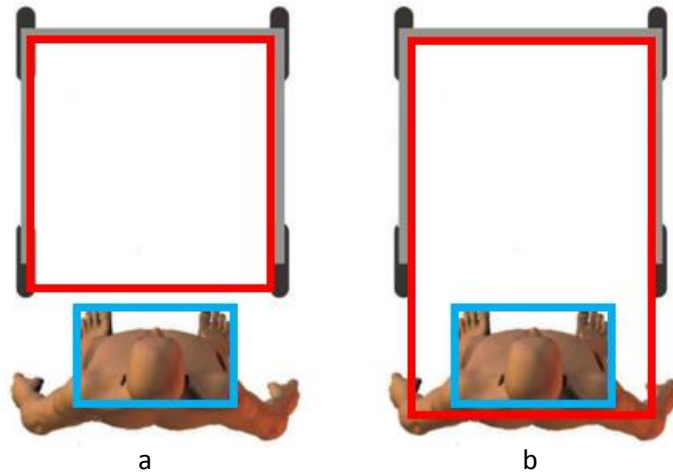
2.5 Analyse van het steunvlak en de handvatten

2.5.1 Steunvlak

Loophulpmiddelen, zoals een rollator, kunnen het steunvlak uitbreiden. Er moet dan wel aan een aantal voorwaarden worden voldaan. Uitbreiding van het steunvlak is mogelijk:

- Als de gebruiker de momenten rondom de gewrichten kan leveren.
- Als de rollator met zuiver verticaal gerichte krachten belast wordt.

Als de gebruiker met zuiver verticaal gerichte krachten de rollator belast, is het voor de rollator onmogelijk om weg te rollen. Indien de rollator met schuine krachten belast wordt, is de wrijving van de wielen t.o.v. de ondergrond belangrijk voor de uitbreiding van het steunvlak. Indien de rollator op de rem staat en genoeg remkracht kan leveren is steunen met schuine krachten mogelijk. Bij te weinig wrijving is uitbreiding van het steunvlak niet mogelijk, de rollator zal dan weggrollen. Er is voldoende wrijving met de ondergrond vereist als er met niet zuiver verticaal gerichte krachten opgestaan wilt worden. Om ervoor



Figuur 16. Schematische weergave van het steunvlak van de rollator (rood) en van de gebruiker (blauw). In figuur a zijn beide steunvlakken gescheiden. In figuur b overlapt het steunvlak van de rollator het steunvlak van de gebruiker.

te zorgen dat de gebruiker m.b.v. een rollator op kan staan, is het noodzakelijk dat het lichaamszwaartepunt (LZP) van de gebruiker zich binnen het steunvlak van de rollator bevindt. Op het moment dat de gebruiker loskomt van een zitting van een stoel valt zijn LZP buiten zijn steunvlak. De gebruiker zal weer terugvallen in de stoel. Om toch op te kunnen staan, is het noodzakelijk om het steunvlak van de rollator uit te breiden op een zodanige manier dat het LZP van de gebruiker zich binnen dit nieuwe steunvlak projecteert. In figuur 16 is schematisch het steunvlak van de rollator en van de gebruiker aangeduid met een rode en blauwe lijn. Het LZP van de gebruiker bevindt zich in het steunvlak van de gebruiker, maar niet binnen het steunvlak van de rollator, zie figuur 16a. Om met behulp van de rollator op te staan moet het steunvlak van de rollator worden vergroot tot onder het steunvlak van de gebruiker, zie figuur 16b. Dat maakt opstaan m.b.v. een rollator mogelijk.

2.5.2 Hoogte instelling van de handvatten

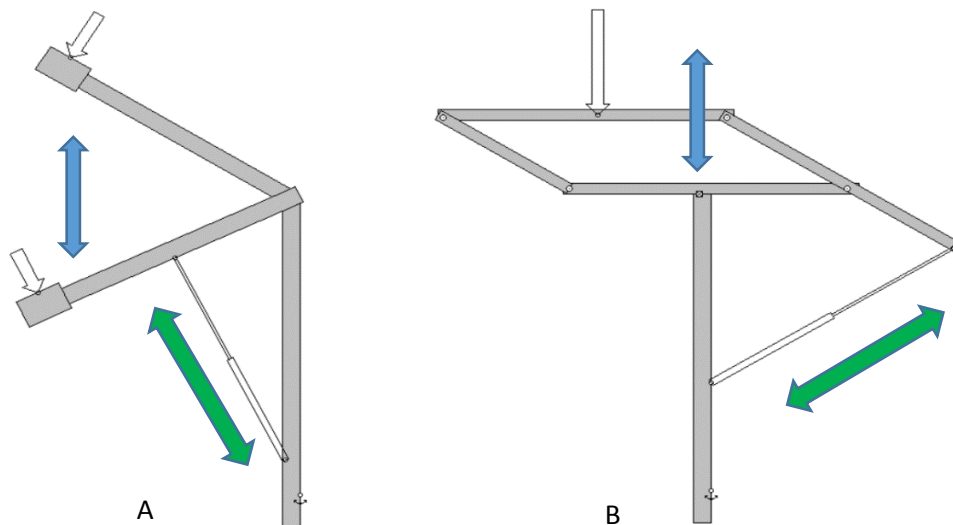
Om op te staan m.b.v. een rollator moet de gebruiker de handvatten gebruiken. Handvatten zijn immers de enige punten om de rollator aan vast te pakken. De hoogte van de handvatten (t.o.v. de grond) is dus van groot belang. Als er gekeken wordt naar de antropometrische data voor 90% van bejaarden, kan het hoogteverschil van de handvatten in kaart worden gebracht. In staande positie is de hoogte van de handen vanaf de grond gerekend 797,7mm. In zitpositie is dit 528,8mm. Dit geeft een hoogteverschil van 268,9mm en dat betekent dat de handvatten 268,9mm in hoogte verstelbaar moeten zijn. Voor een verdere berekening wordt naar bijlage 1 verwezen.

2.5.3 Constructie van de handvatten

Er zijn meerdere manieren om handvatten te verstellen in hoogte. Dit hangt samen met de richting van de uitgeoefende handkracht. In het programma Interactive Physics is het mogelijk om verschillende constructies te maken voor het verstellen van de handvatten in hoogte en er kan worden getoond wat er gebeurt met de handvatten als deze op verschillende manieren worden belast. Er wordt in deze modellen gebruik gemaakt van een actuator.

Bij het schuin belasten van de handvatten, zie figuur 17a, is het voor de gebruiker ongunstiger om op te staan vanuit een stoel. In het eerste deel van het traject, tot horizontaal, verplaatsen de handvatten naar de gebruiker toe. Doordat de actuator uitschuift wordt de gebruiker als het ware naar achteren

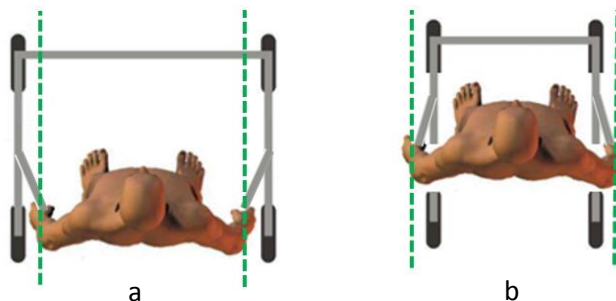
geduwd. Het zou voor de gebruiker gunstiger zijn als het lichaam naar voren toe (uit de stoel) zou worden geholpen. De constructie in figuur 17b maakt dit mogelijk. Door het uit-en inschuiven van de actuator wordt het handvat in horizontale richting in hoogte verplaatst. Ook verplaatst het handvat zich naar voren, wat opstaan uit een stoel gemakkelijker maakt voor de gebruiker. Constructie B is gunstiger dan constructie A als er gekeken wordt naar opstaan vanuit een stoel.



Figuur 17. Constructies voor het in hoogte verstellen van de handvatten in het programma Interactive Physics. Links met een schuine belasting met een schuine verplaatsing van de handvatten in hoogte. Rechts met een verticale belasting met horizontale verplaatsing van de handvatten in hoogte. De witte pijlen geven de handvatten weer, tevens de plaats van de uitgeoefende kracht. De groene pijlen geven de verplaatsing van de richting van de actuatoren weer. De blauwe pijlen geven de verplaatsing van de richting van de handvatten weer.

2.5.4 Positie van de handvatten t.o.v. de gebruiker

Bij de meeste uitvoeringen van bestaande rollators blijkt dat de handvat-breedte kleiner is dan de wielbreedte. Dit is gunstig, als er gekeken wordt naar het kantelgevaar. Kantelgevaar treedt op als de gebruiker op de rollator zijwaartse steun uitoefent. Met een bredere wielbasis t.o.v. de handvatbreedte wordt het kantelgevaar vermindert.



Figuur 18. De groene stippellijn geeft de handvatbreedte aan. a; handvatbreedte is kleiner dan de wielbasis, dat zorgt voor minder kantelgevaar. b; handvatbreedte is breder dan de wielbasis, dat zorgt voor een groter kantelgevaar.

Voortkomende eisen:

- Het ontwerp vergroot het steunvlak zodanig dat op het moment van loskomen van de zitting het steunvlak onder de gebruiker projecteert.
- De handvatten zijn minimaal 268,9mm in hoogte verstelbaar.
- Door middel van horizontale verplaatsing van de handvatten zijn deze verstelbaar in hoogte.
- Het ontwerp heeft een bredere wielbasis ten opzichte van de handvatbreedte.

3. Pakket van Eisen

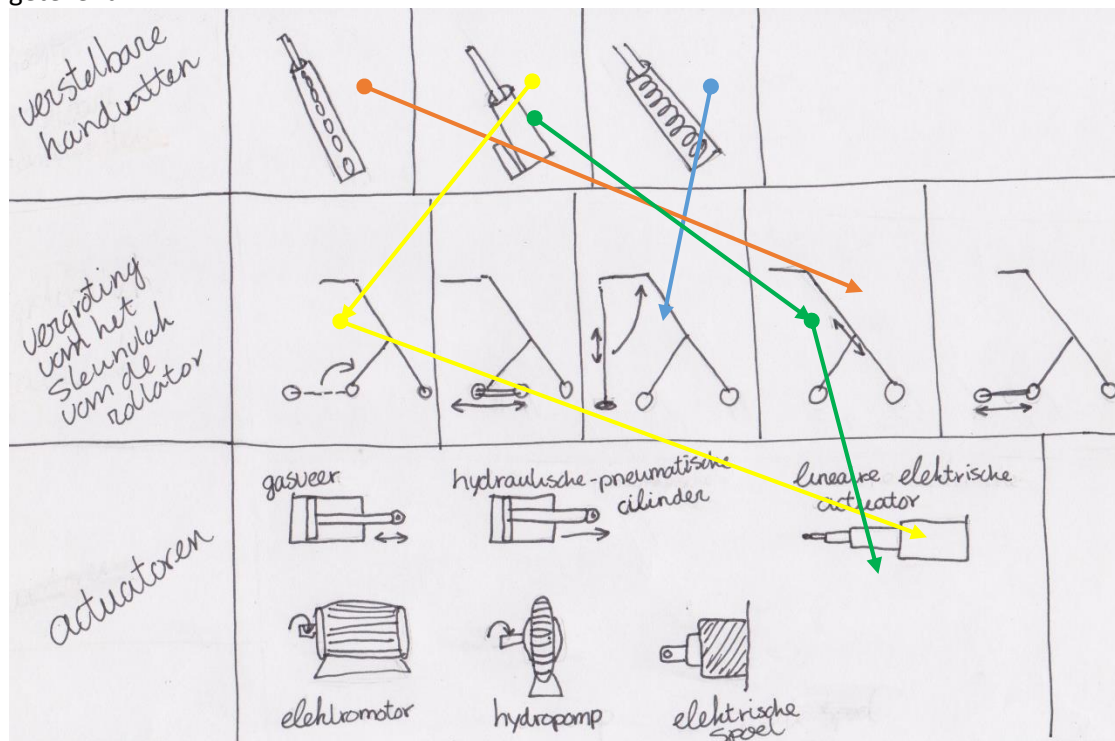
Uit de analyses zijn een aantal belangrijke eisen naar voren gekomen. Deze eisen zijn voor het ontwerp van de rollator belangrijk en worden in het pakket van eisen weergegeven.

Pakket van Eisen

1. Gebruik van het ontwerp vereist geen complexe handelingen of dubbeltaken. (p.10)
2. Het ontwerp voorkomt vallen in voorwaartse en zijwaartse richting tijdens het maken van transfers. (p.10)
3. Het ontwerp wordt uitgerust met een ingebouwde laser. (p.11)
4. Het ontwerp wordt uitgerust met een omgekeerd remsysteem. (p.11)
5. Het frame van het ontwerp bestaat uit aluminium buizen. (p.11)
6. Het ontwerp is gericht voor het gebruik van de flexor-strategie. (p.14)
7. Het ontwerp zorgt voor extra ondersteuning tijdens de extensie fase. (p.14)
8. Het ontwerp moet een minimale handkracht van 267N kunnen verdragen. (p.17)
9. Het ontwerp moet een maximale handkracht van 570N kunnen verdragen. (p.17)
10. Het ontwerp is gericht op het gebruik van een verticale handkracht. (p.17)
11. Het ontwerp vergroot het steunvlak zodanig dat op het moment van loskomen van de zitting het steunvlak onder de gebruiker projecteert. (p.19)
12. De handvatten zijn minimaal 268,9mm in hoogte verstelbaar. (p.19)
13. Door middel van horizontale verplaatsing van de handvatten zijn deze verstelbaar in hoogte. (p.19)
14. Het ontwerp heeft een bredere wielbasis ten opzichte van de handvatbreedte. (p.19)

4. Ontwerp

Voorafgaand aan de tot stand gekomen concepten zijn er verschillende ideeën en schetsen gemaakt. Deze zijn terug te vinden in bijlage 5. Met behulp van een morfologische kaart zijn er concepten getekend.



■ Concept 1
 ■ Concept 2
 ■ Concept 3
 ■ Concept 4

Morfologische kaart

4.1 Concepten

Concept 1

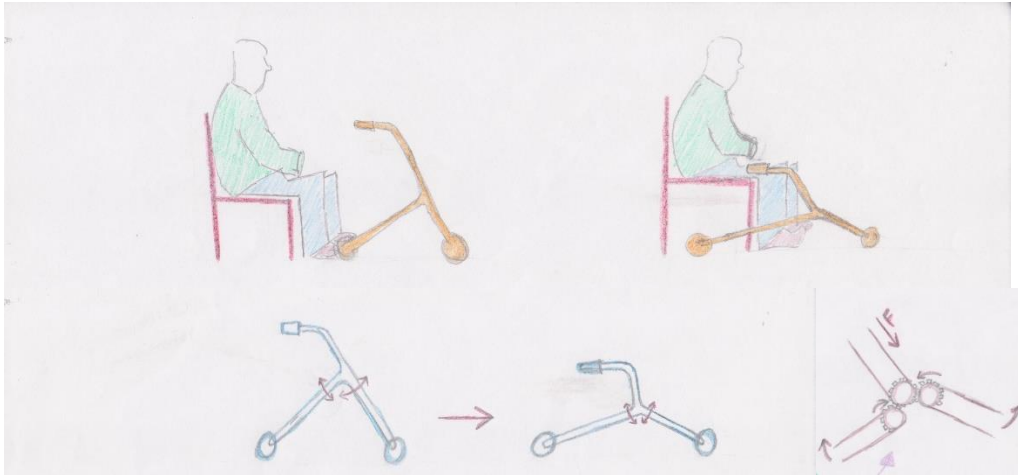
Uitbreiding van het steunvlak wordt gerealiseerd door twee extra buizen die door middel van scharnierpunten bij de wielen in-en uitklapbaar zijn. De gebruiker kan steunen op het bovenste deel van de buizen. De hoogteverstelling van de handvatten wordt gerealiseerd door het plaatsen van een drukveer in beide schuin gerichte stangen van het frame boven het zitje.



Concept 1

Concept 2

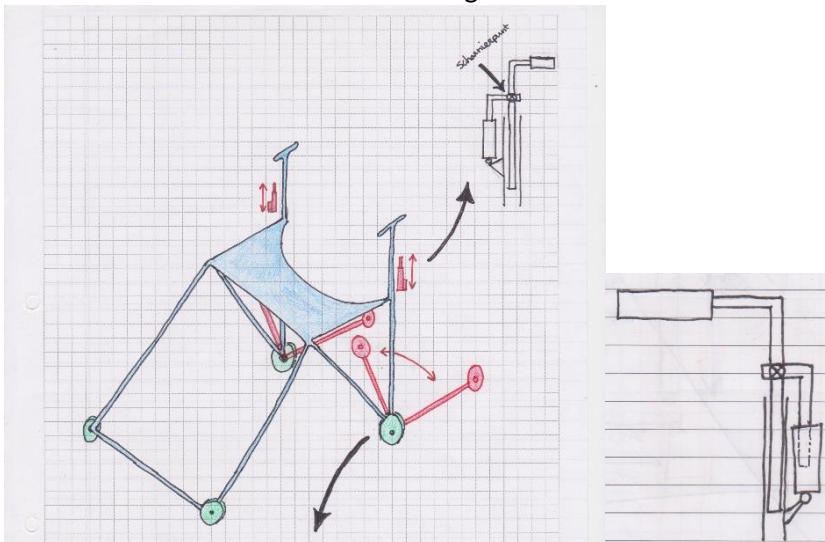
De hoogteverstelling van de handvatten en de uitbreiding van het steunvlak worden in dit concept beide gerealiseerd door een speciale buisconstructie. Het frame bestaat uit verschillende buizen en door middel van een drukkracht is de rollator in hoogte verstelbaar. Dit komt tot stand door het scharnierpunt in het midden van het buizenframe. Door de kracht die de gebruiker uitoefent op het frame zakt de rollator als het ware in zodat de gebruiker de handvatten op de juiste positie heeft om op te kunnen staan.



Concept 2

Concept 3

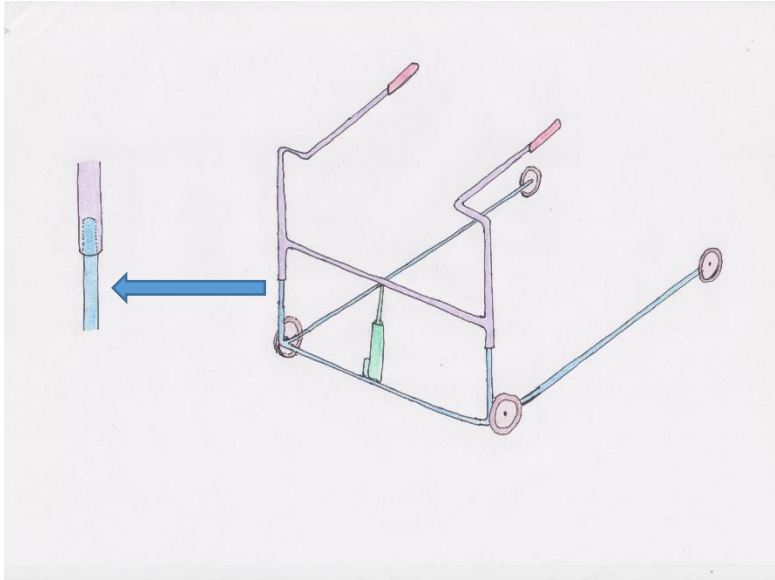
In dit concept wordt de hoogteverstelling van de handvatten gerealiseerd door het plaatsen van een actuator. De buis diameter van de handvatten is kleiner dan die van het buizenframe van de rollator. Op deze manier kunnen de buizen in elkaar schuiven. Door de lengte van de handvatten ontstaat er een momentsarm als de gebruiker kracht uitoefent op de handvatten, op deze manier ontstaat er een buigmoment. In dit concept wordt de actuator geplaatst op de beide buizen met verschillende diameters. Het plaatsen van een extra scharnierpunt bij de actuator en de handvatten zorgt ervoor dat de actuator niet op buiging belast wordt. Het vergroten van het steunvlak wordt gerealiseerd door een extra buis met wiel, rood getekend in de tekening van concept 3. Het plaatsen van een scharnierpunt bij de achterste wielen van de rollator zorgt ervoor dat deze buis met wiel in en uitgeklapt kan worden.



Concept 3

Concept 4

Het frame van dit concept bestaat uit twee delen, het bovenste en onderste deel. Beide delen van het frame hebben een verschillende buisdiameter. De diameter van de buis van het bovenste deel is groter dan die van het onderste deel zodat het mogelijk is dat beide delen over elkaar heen kunnen schuiven. Door middel van het plaatsen van een lineaire actuator in het midden van de buizenconstructie is het mogelijk de handvatten in hoogte te verstellen. Ook is de handvatbreedte in dit concept aangepast. Deze is namelijk minder breed dan de wielbreedte of wielbasis. Dit maakt het voor de constructie mogelijk om als het ware om een stoel heen te schuiven met de wielen, terwijl de handvatten boven het zitgedeelte van de stoel blijven. Dit maakt het voor de in zit gepositioneerde gebruiker mogelijk om te steunen op de handvatten. De achterste wielen, of de lengte van de rollator, lopen zodanig ver door dat het steunvlak van de gebruiker binnen het steunvlak van de rollator valt.



Concept 4

4.2 Keuze eindconcept

Voor de keuze van het eindconcept wordt gebruik gemaakt van de kardinale methode. Er wordt een weegfactor aan elke eis gegeven tot een maximum van 4. Daarna worden de eisen gewogen op de concepten met de volgende schaal:

- 9 = voldoet zeer goed aan eis
- 8,7,6 = voldoet goed aan eis
- 5 = voldoet redelijk aan eis
- 4,3,2 = voldoet matig aan eis
- 1 = voldoet slecht aan eis

Uit de kardinale methode blijkt concept 4 het beste naar voren te komen. Dit concept scoort de meeste punten. Concept 4 wordt gekozen als eindconcept. Dit concept wordt verder uitgewerkt.

Eisen	Weegfactor	Concept			
		1	2	3	4
1	2	6	5	7	7
2	3	5	5	6	7
3	1	4	4	4	4
4	1	4	4	4	4
5	2	5	5	6	7
6	2	5	5	5	6
7	2	4	5	4	7
8	3	5	6	6	7
9	3	5	6	6	7
10	2	5	5	7	7
11	4	5	6	7	7
12	4	6	6	7	8
13	2	5	6	8	8
14	3	5	5	5	8
Totaal		172	192	215	242

4.3 Uitwerking eindconcept

Voor het uitwerken van het eindconcept zijn allereerst maten en afmetingen nodig. Deze worden berekend en bepaald met behulp van de Antropometrie van Nederlandse Bejaarden. De afmetingen van het eindconcept zijn gericht voor 90% van de Nederlandse Bejaarden.

4.3.1 Antropometrie

Eerst worden de afmetingen van een stoel bepaald die geschikt is voor het zitten van 90% van de Nederlandse Bejaarden. Hierbij is de maximale maat(P95) maatgevend, 90% van de populatie kan op deze stoel zitten. In figuur 19 staan de benodigde maten weergegeven en de berekening daarvan is als volgt:

90% van de doelgroep kan het gebruiken.

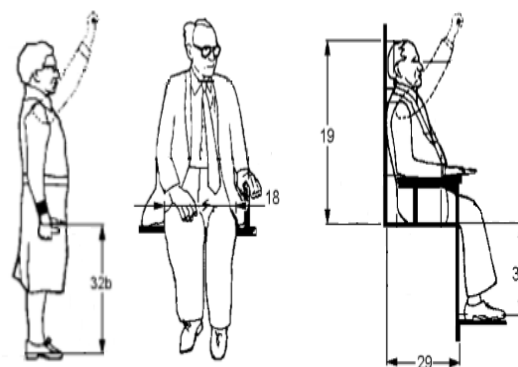
P5: $x - z * sd$ P95: $x + z * sd$

x = gemiddelde waarde z = 1.65 voor 5% en 95%

- | | |
|-------------------------|---|
| 19. Zithoogte | $799 + 1.65 * 53 = 886.5\text{mm}$ |
| 30. Zitting hoogte | $421 + 1.65 * 35 = 478.8\text{mm}$ |
| 29. Zitdiepte | $489 + 1.65 * 34 = 545.1\text{mm}$ |
| 18. Heupbreedte zittend | $374 + 1.65 * 39 = 438.4\text{mm} \rightarrow 618.4\text{mm}^*$ |

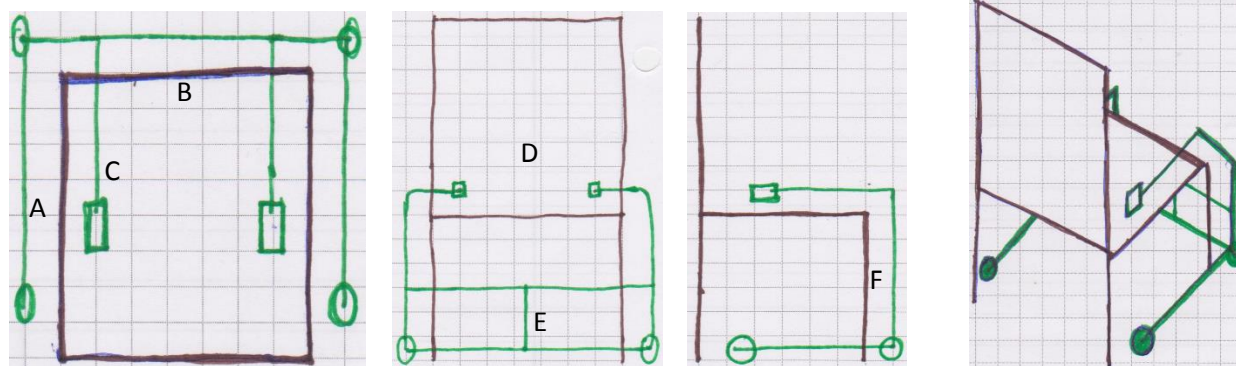
De dikte van het materiaal van de stoel wordt op 20mm aangenomen. Dit is een realistische afmeting voor de dikte van het materiaal van stoelen.

* Aan de waarde van de heupbreedte wordt 180mm toegevoegd om zo de stoelbreedte te bepalen.



Figuur 19. Bejaarden, Nederlandse Bejaarden.
Figuur ontleend aan Antropometrische data, Bert Broeren, bijlage 1.

De maten en afmetingen van de rollator worden aan de hand van de afmetingen van de stoel bepaald/berekend. In figuur 20 zijn verschillende aanzichten getekend van de rollator en stoel. De letters in deze figuur geven de afmetingen van de rollator aan. Onder figuur 19 worden de afmetingen bepaald/berekend door middel van het aangeven van de letters A t/m F.



Figuur 20. Vereenvoudigde weergave van de aanzichten van de stoel met rollator met bijbehorende afmetingen aangeduid met de letters A t/m F. Van links aan rechts: Boven-aanzicht, Vooraanzicht, Zijaanzicht en 3D-aanzicht.

A: Lengte rollator = 600mm

Maat A aangenomen als er gekeken wordt naar de zitdiepte.

B: Breedte rollator = 657,5mm

Maat aangenomen als er gekeken wordt naar de breedte van de handvatten en een speling van 130mm.

C: Diepte buis van de handvatten = 500mm

Maat aangenomen als er gekeken wordt naar de zitdiepte.

D: Breedte tussen de handvatten = 527,5mm

Maat D aangenomen als er gekeken wordt naar de elleboogbreedte, verwijzing naar bijlage 1.

E: Hoogte actuator = 284mm

Maat aangenomen als er gekeken wordt naar de lengte van de gekozen actuator en de benodigde hoogte instelling van de handvatten.

F: Hoogte rollator = 528,8mm

Maat aangenomen als er gekeken wordt naar de hoogte van het zitvlak en een speling van 50mm, verwijzing naar bijlage 1.

4.3.2 Optredend buigmoment

In figuur 21 is in een schematisch zijaanzicht van de rollator het optredend moment getekend en weergegeven in punt X.

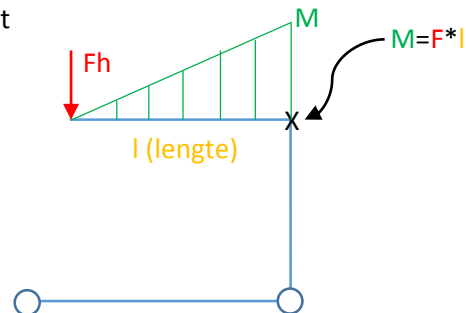
Berekening van het optredende buigmoment is als volgt:

$$M = F_h * l$$

F_h: uitgeoefende handkracht = 500N

l: momentsarm = 500mm

M: optredend moment in punt X = 500*500=250.000N/mm



Figuur 21. Vereenvoudigde weergave van het optredende moment in punt X.

4.3.3 Buisdiameter

De diameters die voor de berekeningen zijn gekozen, zijn reële buisprofielen voor een ontwerp voor een rollator. Er is gekozen om berekeningen te doen voor zowel een rond als rechthoekig buisprofiel. Zie bijlage 3 voor afmetingen van buisprofielen uit het MCB-boek²². In onderstaande berekeningen wordt de buigspanning voor elk buisprofiel berekend met de volgende formule:

$$\sigma_b = M_b / W_b$$

σ_b : buigspanning (N/mm²)

M_b: buigend moment (N/mm)

W_b: Weerstandsmoment tegen doorbuigen (N/mm³)

Rond buisprofiel

1. buitenbuis(d): 22mm, binnenbuis(di): 18mm, dikte(w): 2mm

$$W_b = \pi (22^4 - 18^4) / (32 * 22) = 577 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 577 = 433 \text{ N/mm}^2$$

2. buitenbuis(d): 30mm, binnenbuis(di): 26mm, dikte(w): 2mm

$$W_b = \pi (30^4 - 26^4) / (32 * 30) = 1155 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 1155 = 216 \text{ N/mm}^2$$

3. buitenbuis(d): 32mm, binnenbuis(di): 28mm, dikte(w): 2mm

$$W_b = \pi (32^4 - 28^4) / (32 * 32) = 1331 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 1331 = 187 \text{ N/mm}^2$$

4. buitenbuis(d): 35mm, binnenbuis(di): 31mm, dikte(w): 2mm

$$W_x = \frac{\pi(d^4 - d_i^4)}{32d}$$

Figuur 22. Formule voor de berekening van het weerstandsmoment voor een ronde buis²³.

$$W_b = \pi (35^4 - 31^4) / (32 \cdot 35) = 1618 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 1618 = 154 \text{ N/mm}^2$$

Rechthoekig buisprofiel

1. lange zijde(h): 24mm, korte zijde(b): 19mm, dikte (w): 2mm

$$W_b = (19 \cdot 24^3) - (19 - 2 \cdot 2)(24 - 2 \cdot 2)^3 / (6 \cdot 24) = 990 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 990 = 277 \text{ N/mm}^2$$

2. lange zijde(h): 30mm, korte zijde(b): 20mm, dikte (w): 2mm

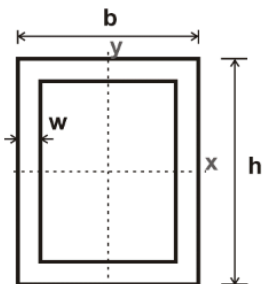
$$W_b = (20 \cdot 30^3) - (20 - 2 \cdot 2)(30 - 2 \cdot 2)^3 / (6 \cdot 30) = 1437 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 1437 = 173 \text{ N/mm}^2$$

3. lange zijde(h): 35mm, korte zijde(b): 25mm, dikte (w): 2mm

$$W_b = (25 \cdot 35^3) - (25 - 2 \cdot 2)(35 - 2 \cdot 2)^3 / (6 \cdot 35) = 2125 \text{ mm}^3$$

$$\sigma_b = 250.000 / 2125 = 117 \text{ N/mm}^2$$



$$W_x = \frac{bh^3 - (b-2w)(h-2w)^3}{6h}$$

Figuur 23. Formule voor de berekening van het weerstandsmoment voor rechthoekige buis²⁴.

4.3.4 Doorbuiging

Voor het ontwerpen van onderdelen van producten is het van belang dat de onderdelen de belasting aankunnen die tijdens het gebruik ondervonden worden. Vaak worden onderdelen te sterk gemaakt (overdimensionering). Er zijn twee methodes om onderdelen te ontwerpen op basis van doorbuiging.

1. Kiezen van het materiaal en daarmee de maximale doorbuiging berekenen.
2. Kiezen van een maximale doorbuiging en daarmee de materiaaleisen berekenen.

Het materiaal is in de vorige paragraaf gekozen en met deze gegevens wordt de doorbuiging berekend. De formule om de doorbuiging van een materiaal, als gevolg van een bepaalde belasting, te berekenen wordt weergegeven in figuur 24.

Hieronder volgt verduidelijking van de formule:

$$f = (P \cdot L^3) / (3 \cdot E \cdot I)$$

met:

f= doorbuiging (mm)

P= belasting (N)

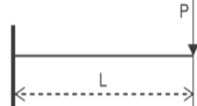
L= lengte/momentsarm (mm)

E= elasticiteitsmodulus (N/mm²)

De elasticiteitsmodulus is voor een aantal groepen materialen bekend²⁶. Voor aluminium is deze 70.000N/mm².

I= traagheidsmoment (mm⁴)

De belasting, de lengte en de elasticiteitsmodulus zijn in de volgende berekeningen hetzelfde, namelijk P=500N , L=500 en E=70.000

Belastingsituatie		Max. moment	Doorbuiging
Aan n zijde ingeklemd met een puntbelasting op het andere einde.		M = PxL	$f = \frac{PxL^3}{3xEI}$

Figuur 24. Formules voor de berekening van het moment en doorbuiging op een bepaalde belastingsituatie.

De berekeningen voor de doorbuiging komen voort uit de in de vorige paragraaf gekozen buisdiameters. Er is gekozen om berekeningen uit te voeren tot een maximale diameter van 35mm. Dit de gekozen grens tussen realistische en onrealistische afmetingen van buisprofielen voor een rollator.

Ronde buis

1.buitenbuis(d) 22mm, binnenbuis(di) 18mm

2.buitenbuis(d) 30mm, binnenbuis(di) 26mm

3.buitenbuis(d) 32mm, binnenbuis(di) 28mm

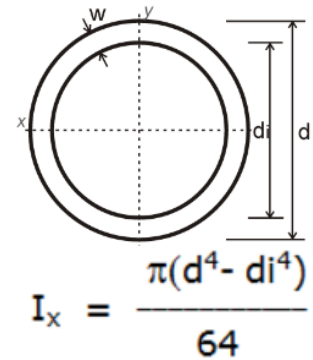
4.buitenbuis(d) 35mm, binnenbuis(di) 31mm

1. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = \pi (22^4 - 18^4) / 64 = 6346$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 6346) = 47 \text{ mm}$

2. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = \pi (30^4 - 26^4) / 64 = 17329$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 17329) = 17 \text{ mm}$

3. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = \pi (32^4 - 28^4) / 64 = 21300$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 21300) = 14 \text{ mm}$

4. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = \pi (35^4 - 31^4) / 64 = 28329$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 28329) = 10 \text{ mm}$



Figuur 25. Formule voor de berekening van het traagheidsmoment voor een ronde buis²².

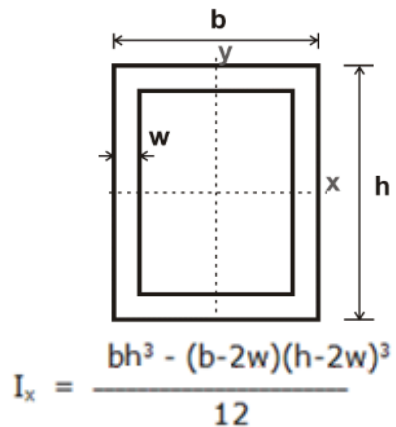
Rechthoekige buis

1. breedte(b) 19mm, hoogte(h) 24mm, dikte(w) 2mm
2. breedte(b) 20mm, hoogte(h) 30mm, dikte(w) 2mm
3. breedte(b) 25mm, hoogte(h) 35mm, dikte(w) 2mm

1. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = 19 * 24^3 - (19 - 2 * 2)(24 - 2 * 2)^3 / 12 = 8093$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 8093) = 37 \text{ mm}$

2. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = 20 * 30^3 - (20 - 2 * 2)(30 - 2 * 2)^3 / 12 = 11125$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 11125) = 27 \text{ mm}$

3. $f = ?$, $P = 500$, $L = 500$, $E = 70.000$
 $I = 25 * 35^3 - (25 - 2 * 2)(35 - 2 * 2)^3 / 12 = 21649$
 $f = (500 * 500^3) / (3 * 70000 * 21649) = 14 \text{ mm}$



Figuur 26. Formule voor de berekening van het traagheidsmoment voor een rechthoekige buis²³.

4.3.5 Actuatorkeuze

Voor de keuze van een lineaire actuator, die gepast is voor het plaatsen op een rollator, moeten er verschillende aspecten worden onderzocht. De afmetingen, maximaal te leveren kracht en de prijs/kwaliteit verhouding zijn belangrijke onderdelen.

Afmetingen

De actuator wordt uiteindelijk in het ontwerp verwerkt met als doel het verstellen van de handvatten in hoogte. Zoals berekend moeten de handvatten 268.9mm in hoogte verstelbaar zijn. De actuator moet minimaal 268.9mm uitschuifbaar zijn.

Kracht (Dynamic force)

Het lichaamsgewicht van 90% van Nederlandse bejaarden ligt tussen de 40.6 – 86.8 kg. Gekeken naar de situatie dat de persoon in zitpositie zijn/haar volledige lichaamsgewicht gebruikt om op te staan m.b.v. een rollator, is het noodzakelijk dat de actuator een kracht van minimaal 868N kan leveren om te voldoen aan 90% van de Nederlandse bejaarden.

Prijs/ kwaliteit

De prijs van lineaire actuatoren kan variëren van honderden tot duizenden euro's. Dit verschil kan o.a. verwerkt zijn in de kwaliteit van het materiaal en het krachtsverschil van actuatoren. Voor de keuze van een lineaire actuator die toegepast wordt op een rollator wordt een prijsrange van 50-250 euro aangehouden. Deze range wordt aangehouden omdat prijzen van Parkinson rollators zoals de FellowRoll en de Umotion rond de duizend euro liggen. Op deze manier ligt de prijs van een actuator in verhouding t.o.v. de prijs van een rollator. Voorbeelden van lineaire actuatoren die aan de bovenstaande punten voldoen:



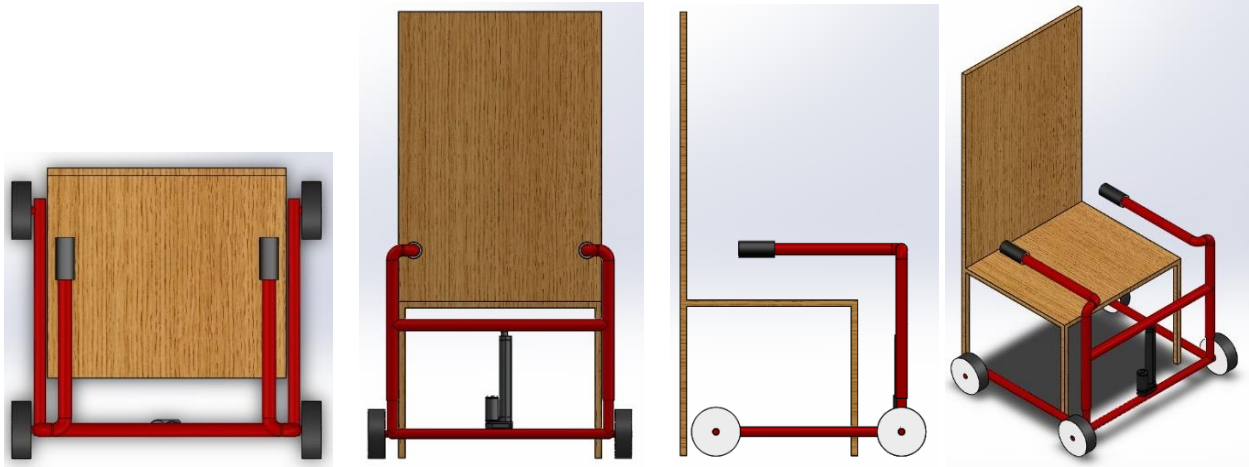
Figuur 17. De DLA-standard²⁷. Elektrische Cilinder 015 Power Klasse 2²⁸. Lineaire actuator LA12 LINAK²⁹.

Er wordt gekozen voor de DLA-standard actuator om te gebruiken in het ontwerp. Deze voldoet het beste aan de benodigde aspecten. Voor de specificaties van de actuatoren wordt verwezen naar bijlage 2b.

4.3.6 Ontwerp model in SolidWorks

De berekeningen voor buisdiameters en doorbuiging zijn gemaakt voor zowel een rond als een rechthoekig buisprofiel. Deze twee profielen zijn gekozen omdat rond en rechthoekig realistische buisprofielen zijn voor het ontwerp van een rollator. Met behulp van verschillende testen in het programma SolidWorks kan er een conclusie getrokken worden welk buisprofiel het optimaalst blijkt voor het ontwerp. Onderstaand figuur 28 geeft het ontwerp model in SolidWorks weer met een rond buisprofiel. Dit ontwerp model is ook voor een rechthoekig buisprofiel gemaakt. Beide constructies zullen worden geëvalueerd. Hieronder volgen de gegevens van het ontwerp model in SolidWorks:

Afmetingen:	Afmetingen stoel: verwijzing naar hoofdstuk 3.4.1
	Afmetingen rollator model: verwijzing naar hoofdstuk 3.4.1
Materiaal:	SolidWorks DIN Materials: DIN Aluminum Alloy 3.0255(EN AW 1350A), Yield STR: 160 N/mm ²
	Dit materiaal is gekozen omdat het precies de toelaatbare Yield Strength bezit.
Buisafmetingen:	
Rond(diameter):	boven frame: 35mm, 31mm en dikte 2mm
	onder frame: 30mm, 26mm en dikte 2mm
Rechthoek:	boven frame: lange zijde 35mm, korte zijde 25mm en dikte 2mm
	onder frame: lange zijde 31mm, korte zijde 21mm en dikte 2mm
Actuator:	DLA Standard series, model: DLA XXA 200 IP65



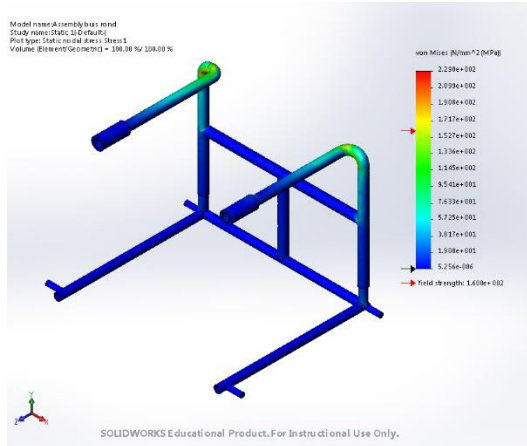
Figuur 28. Aanzichten van het ontwerp in Solid Works met het ronde buisprofiel. V.L.N.R: het bovenaanzicht, vooraanzicht, zijaanzicht en 3D aanzicht.

5. Evaluatie

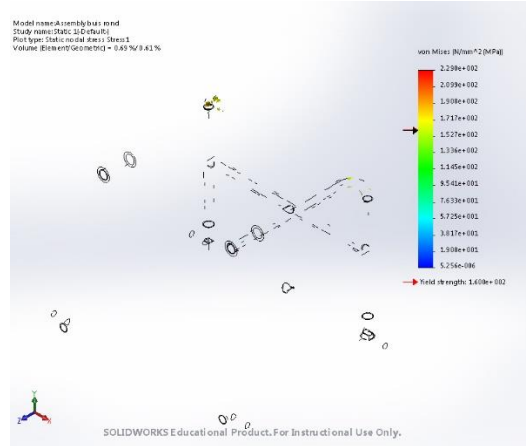
Het ontwerp is geëvalueerd in het programma SolidWorks met bijbehorende SIMULATIE-studies. Voor de complete studies wordt verwezen naar bijlage 6a en 6b. Deze studies geven de optredende spanning als gevolg van de belasting(stress) en de verplaatsing van het materiaal(displacement) weer. Zowel de ronde als het rechthoekige buisprofiel zijn geëvalueerd. De constructie van het ontwerp is voor de SIMULATIE-studies aangepast. De actuator is vervangen door een buis met dezelfde diameter als het frame zelf. Dit is gedaan voor vereenvoudiging van de berekening van de constructie. Ook de wielen zijn niet meegenomen in de simulatiestudie. Als fixatie punt worden daarom de vier wiel assen genomen. De geleverde kracht die per handvat op het ontwerp staat is 500N. De constructie wordt getoetst aan 50kg belasting per handvat.

5.1 Rond buisprofiel

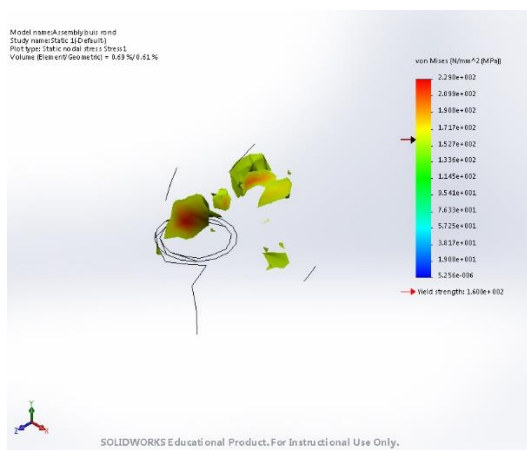
Figuur 29 geeft de optredende spanning in de constructie weer. Door middel van ISO-clipping kan worden aangegeven hoeveel materiaal meer spanning ondervindt dan toegestaan. De toegestane hoeveelheid spanning dat het materiaal aankan is weergegeven in de figuren 29, 30 en 31 met een pijl. Figuur 31 geeft een ingezoomd beeld van het materiaal dat meer spanning ondervindt dan toegestaan. Het gekleurde materiaal kan de optredende spanning niet aan en zal breken/scheuren/verbuigen.



Figuur 29. Optredende spanning (stress)



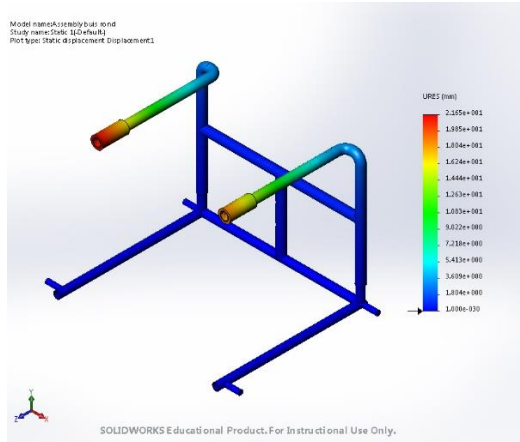
Figuur 30. ISO-clipping van de optredende spanning



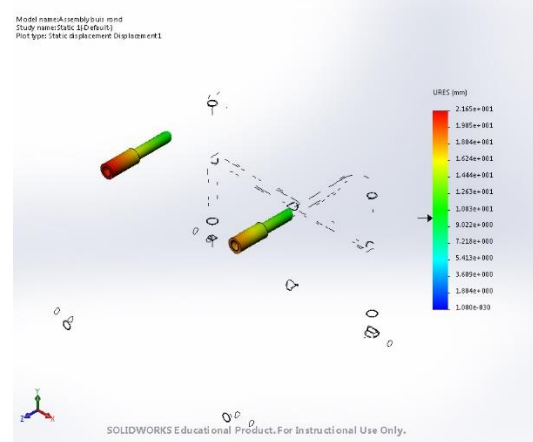
Figuur 31. ISO-clipping van de optredende spanning ingezoomd

Onderstaande figuren geven de verplaatsing van het materiaal als gevolg van de belasting weer. In figuur 32 is te zien dat het roodgekleurde materiaal 21mm verplaatst als gevolg van de belasting. In figuur 33 wordt al het materiaal weergegeven dat meer dan 10mm verplaatsing vertoont als gevolg van de belasting. Dit resultaat kan door verschillende oorzaken tot stand gekomen zijn:

- Een te lange momentsarm
- Een te kleine buisdiameter van het materiaal
- Een te smalle dikte van het materiaal
- Een te grote uitgeoefende kracht



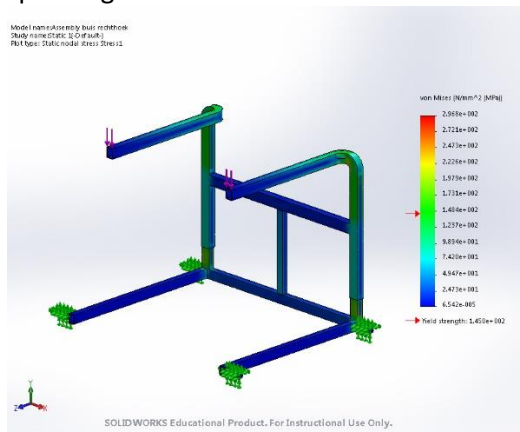
Figuur 32. Optredende verplaatsing van het materiaal



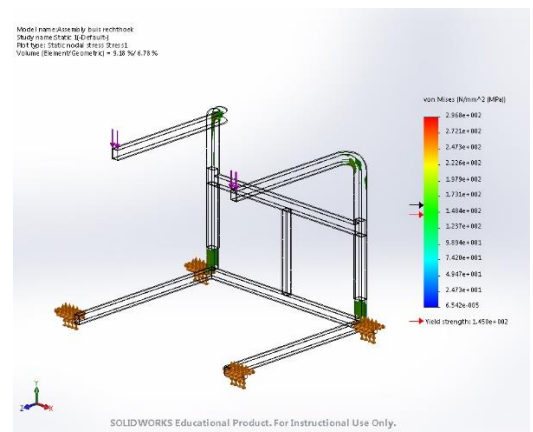
Figuur 33. ISO-clipping van de verplaatsing van materiaal. ISO-clipping gesteld op 10mm

5.2 Rechthoekig buisprofiel

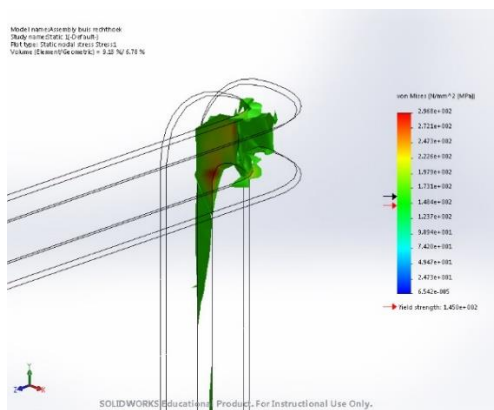
Dit zelfde is gedaan voor de constructie met rechthoekig buisprofiel. Het gekleurde materiaal in figuur 35, 36 en 37 geeft een te hoge spanning van het materiaal weer. Dit materiaal kan de optredende spanning niet aan.



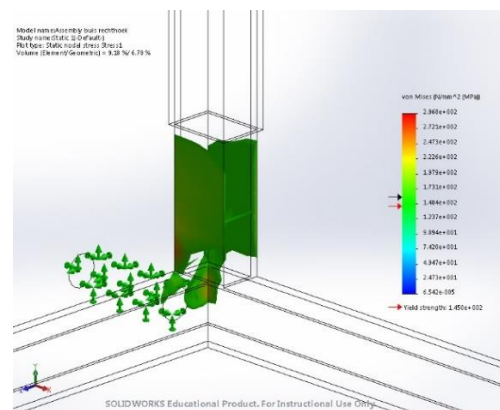
Figuur 34. Optredende spanning (stress)



Figuur 35. ISO-clipping van de optredende spanning



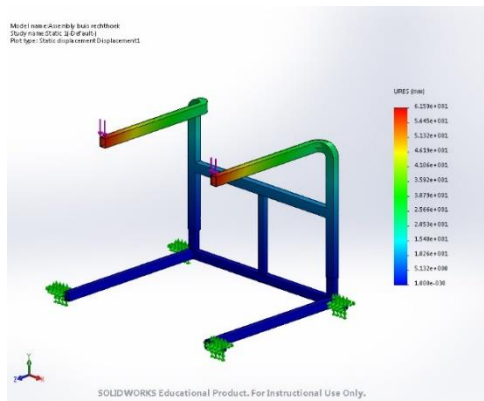
Figuur 36. ISO-clipping van de optredende spanning



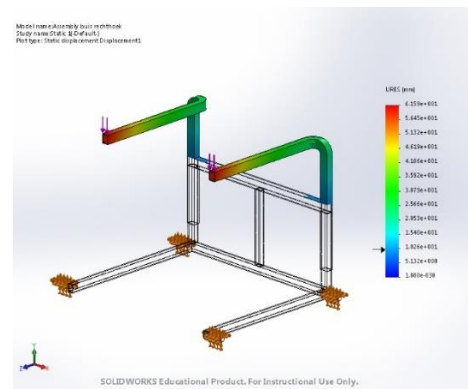
Figuur 37. ISO-clipping van de optredende spanning ingezoomd

De onderstaande afbeeldingen geven de verplaatsing van het materiaal als gevolg van de belasting weer, zie figuur 38. In figuur 39 is al het materiaal gekleurd dat meer dan 10mm verplaatst door middel van ISO-clipping. In figuur 40 is al het materiaal gekleurd dat meer dan 30mm verplaatst ten gevolge van de belasting. Dit resultaat kan door verschillende oorzaken tot stand gekomen zijn:

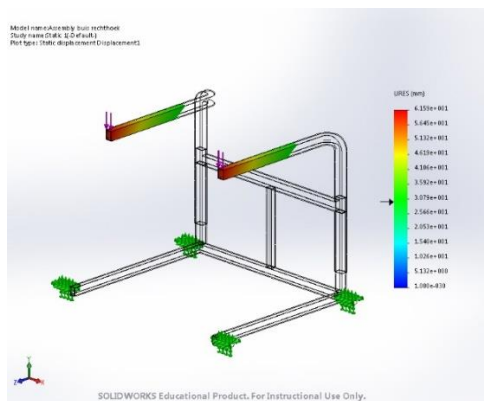
- Een te lange momentsarm
- Een te kleine buis diameter van het materiaal
- Een te smalle dikte van het materiaal
- Een te grote uitgeoefende kracht
-



Figuur 38. Optredende verplaatsing van het materiaal



Figuur 39. ISO-clipping van de verplaatsing van materiaal. ISO-clipping gesteld op 10mm



Figuur 40. ISO-clipping van de verplaatsing van materiaal. ISO-clipping gesteld op 30mm

6. Conclusie

Parkinsonpatiënten ondervinden problemen tijdens het gebruik van een rollator. Door hun handicap is het voor hen onmogelijk om op een normale manier een rollator te gebruiken. Het veranderde gangbeeld wat deze patiënten hebben, in combinatie met de andere symptomen, belemmert hen in het gebruik van een rollator. De grootste problemen worden duidelijk als de patiënt transfers wil inzetten. Transfers zijn het verplaatsen van zit naar staan en van staan naar zit. Door het onvolledig kunnen controleren van spierbewegingen ontstaat er valgevaar. Het einddoel van dit project is het onderzoeken of het mogelijk is om voor het valprobleem een oplossing te ontwerpen en om een aanzet te krijgen voor het mogelijk construeren van een specifieke rollator. In opdracht van BrabantZorg is er onderzoek gedaan naar mogelijke oplossingen om dit probleem te verhelpen.

Als er gekeken wordt naar de resultaten van de verschillende SIMULATIE-studies, kan er geconcludeerd worden dat door de relatief grote verplaatsing van het materiaal bij beide constructies als gevolg van de belasting, het niet gelukt is om een realistisch ontwerp te maken. Dit houdt in dat het bij dit ontwerp, met de gekozen afmetingen ed., niet mogelijk is om met behulp van de rollator op te staan vanuit een stoel of zitpositie zonder dat het materiaal verbuigt.

Als er gekeken wordt naar wat er in theorie mogelijk is dan zal het voor een Parkinsonpatiënt wel mogelijk zijn om met behulp van een rollator op te staan vanuit zitpositie. Door deze aanpassing wordt de juiste lichaamshouding gewaarborgd. Het ontwerp bezit een voldoende groot steunvlak wat voor de gebruiker nodig is tijdens het maken van de transfers en voor het opstaan met behulp van een rollator. Daarbij zorgt het geleidelijke verplaatsen van de hoogte van de handvatten door middel van een actuator ervoor dat de gebruiker gecoördineerd en stabiel de transfers kan inzetten.

Door dit onderzoek kan er geconcludeerd worden dat de doelstelling wel behaald is maar dat er geen realistisch ontwerp gemaakt is om het probleem op te lossen.

7. Discussie

De verplaatsing van het materiaal als gevolg van de belasting is groot. Bij het ronde buisprofiel is dit meer dan 21mm, bij het rechthoekige buisprofiel meer dan 30mm. Dit zijn relatief grote verplaatsingen voor het materiaal. Het resultaat zal zijn dat het materiaal verbuigt en niet meer naar zijn oorspronkelijke vorm terugkeert. In een vervolgstudie kan dit probleem verholpen worden door te kijken naar de volgende punten:

- De keuze van het materiaal
- De diameters van het buisprofiel van het materiaal
- De dikte van het profiel van het materiaal
- De lengte van de momentsarm
- Steunelementen binnen het ontwerp toevoegen
- De uitgeoefende kracht van de gebruiker

In dit onderzoek is de keuze van het materiaal van het frame van de rollator aluminium. In een vervolgonderzoek kan gekeken worden naar ander materiaal om op deze manier een realistische oplossing te krijgen. Er kan gedacht worden aan het gebruik van constructiestaal, RVS ed., met een kleine dikte van het materiaal of een sterk, licht en makkelijk vervormbare kunststof.

De diameter, dikte van het materiaal en de lengte van de momentsarm hangen samen. In dit onderzoek zijn deze drie punten onderzocht. Als gevolg zijn er resultaten, uitkomsten en waarden aan deze drie punten gehecht die voor dit specifieke ontwerp vereist zijn. De doorbuiging van het materiaal staat centraal hierin. Stel er wordt voor het ronde buisprofiel een maximale doorbuiging gekozen, aangenomen een doorbuiging van 2mm, dan zal deze doorbuiging worden gerealiseerd bij een

buitenbuis diameter van 60mm en een binnenbuis diameter van 56mm. Dit is voor de keuze van een buisdiameter voor een rollator onrealistisch groot.

Berekening:

$$I = \pi (60^4 - 56^4) / 64 = 153423 \quad \rightarrow \quad f = (500 \cdot 500^3) / (3 \cdot 70000 \cdot 153423) = 1,9 \text{ mm}$$

Ook zijn voor het rechthoekige buisprofiel, bij een aangenomen realistische doorbuiging, de afmetingen onrealistisch als deze worden toegepast in het ontwerp voor een rollator. De afmetingen van het rechthoekige buisprofiel zijn bij een doorbuiging van 3,5mm namelijk: 30mm breed en 100mm hoog.

Berekening:

$$I = 30 \cdot 100^3 - (30 - 2 \cdot 2)(100 - 2 \cdot 2)^3 / 12 = 84392 \quad \rightarrow \quad f = (500 \cdot 500^3) / (3 \cdot 70000 \cdot 84392) = 3,5 \text{ mm}$$

In een vervolgonderzoek kan er gekeken worden naar een ander idee/ontwerp waardoor deze punten wel zorgen voor een realistisch model.

In een vervolgonderzoek kan er aandacht besteed worden aan extra ontwerpen die te maken zijn die uiteindelijk leiden tot een realistisch ontwerp. Er kan een geheel nieuw ontwerp getekend worden en/of er kan gekeken worden naar het plaatsen van steunelementen binnen dit ontwerp om op deze manier de verplaatsing van het materiaal te beperken. Er kan dan gedacht worden aan een 'driehoek constructie'. Deze constructie zorgt d.m.v. extra ondersteuning van de handvatten ervoor dat de momentsarm van de handvatten kleiner wordt. Dit leidt tot een verminderde verplaatsing van de handvatten als gevolg van de belasting van de gebruiker. Met een dergelijke constructie zullen wellicht de resultaten anders zijn. Dat kan leiden tot een andere conclusie.

De uitgeoefende kracht van de gebruiker op de rollator wordt opgevangen door 1 actuator. In principe zou het mogelijk zijn om meerdere actuatoren in het ontwerp te plaatsen voor de verdeling van de belasting. De keuze voor 1 actuator is markttechnisch bepaald. De actuator moet dan wel krachtiger zijn. Een krachtigere actuator is geen factor 2 duurder. Hier kan in een vervolgonderzoek naar gekeken worden.

Er is gekozen om berekeningen uit te voeren voor twee verschillende buisprofielen. Een rond en een rechthoekig buisprofiel zijn nader uitgewerkt om op deze manier een keuze te maken in het gewenste profiel voor het ontwerp. In een vervolgonderzoek kan gekeken worden naar het aantal kilogram materiaal wat er benodigd is voor het maken van deze constructies voor zowel rond als rechthoekig buisprofiel. Op deze manier kunnen de kosten in kaart worden gebracht voor het maken van de constructies.

Ook kan er in een vervolgonderzoek gekeken worden naar de kosten van vorming van buisconstructies. Er is in dit ontwerp sprake van gevormde buisconstructies. Het is niet mogelijk om gebogen of vervormde buis afmetingen te produceren. Deze profielen moeten gemaakt worden. In een vervolgonderzoek kan naar de productie kosten voor het vervormen/buigen van buisprofielen gekeken worden.

In dit onderzoek bestaat de evaluatie uit verschillende testen waaraan het buisprofiel is getoetst. In een vervolgonderzoek kan er aandacht besteed worden aan het vervaardigen van het gekozen concept.

Literatuurlijst

- [1] L.A.P.S de Souza, M.B. Curtarelli, M. Mukherjee, V.C. Dionisio. *The effect of the partially restricted sit-to-stand task on biomechanical variables in subjects with and without Parkinson's disease*. Journal of Electromyography and Kinesiology 21 (2011) 719-726
- [2] Philippa M. Dall, Andrew Kerr. 2010, *Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults*. Applied ergonomics 41:1 2010 Jan pg 58-61
- [3] C.A.M. Doorenbosch, J. Harlaar, M.E. Roebroek, G.J. Lankhorst. *Two strategies of transferring from sit-to-stand; the activation of monoarticular and biarticular muscles*. .I. Biomechanics, Vol. 27. No. 11, pp. 1299-1307, 1994
- [4] A.L. Hof, M.G.J. Gazendam, W.E. Sinke, The condition for dynamic stability.. 24-03-2004
- [5] Shepherd RB, Gentile AM. Sit-to-stand: functional relationship between upper body and lower limb segments. Hum Mov Sci. 1994; 13; 187-840
- [6] M. Fujimoto, Li-Shan Chou. *Dynamic balance control during sit-to-stand movement: An examination with the center of mass acceleration*. Journal of Biomechanics 45(2012)543–548
- [7] S. Nuzik, R. Lamb, A. VanSant, S. Hirt. *Sit-to-stand movement pattern: A kinematic study*. PHYS THER. 1986; 66:1708-1713
- [8] M. Schenkman, R.A. Berger, P O Riley, R.W. Mann, W.A. Hodge. *Whole-body movements during rising to standing from sitting*. PHYS THER. 1990; 70:638-648
- [9] Kerr KM, White JA, Barr DA, Mollan RAB. Standardization and definitions of the sit-stand-sit movement cycle. Gait Posture. 1994; 2: 182-190
- [10] F. Smithson, M.E. Morris, R. Iansek. *Performance on clinical tests of balance in Parkinson's disease*. PHYS THER. 1998; 78:577-592.
- [11] L.M. Inkster, J.J. Eng. *Postural control during a sit-to-stand task in individuals with mild Parkinson's disease*. Exp Brain Res (2004) 154: 33–38
- [12] F.B. Horak, J.G. Nutt and L.M. Nashner. *Postural inflexibility in Parkinsonian subjects*. Journal of the Neurological Sciences, 111 (1992)46-58
- [13] V.K. Ramsey, T.A. Misko, M.Horvat. *Muscle activation and force production in Parkinson's patients during sit to stand transfers*. Clinical Biomechanics 19 (2004) 377-384
- [14] N. Jordan, H.J. Sagar, J.A. Cooper. *A component analysis of the generation and release of isometric force in Parkinson's disease*. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry 1992; 55:572-576
- [15] H. Nogaki, S. Kakinuma, M. Morimatsu. *Muscle weakness in Parkinson's disease: a follow-up study*. Parkinsonism and Related Disorders 8 (2001) 57±62
- [16] Marion M.P. Van der heijden, Kenneth Meijer, Paul J.B. Willems, Hans H.C.M. Savelberg. *Muscles limiting the sit-to-stand movement. An experimental simulation of muscle weakness*. Gait & Posture 30 (2009) 110–114
- [17] M E Roebroek, C A M Doorenbosch, J Harlaar, R Jacobs, G J Lankhorst. *Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer*. Clin. Biomech. 1994; 9: 235-244, July
- [18] Inkster M, Eng J, MacIntyre D, Stoessl JA. Leg muscle strength is reduced in Parkinson's disease and relates to the ability to rise from a chair. Mov Disord. 2003; 18: 157-162.
- [19] M.K.Y. Mak, O. Levin, J. Mizrahi, C.W.Y. Hui-Chan. *Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease*. Clinical Biomechanics 18 (2003) 197–206
- [20] A. Lagerberg. 2005, *De Rollator*. Versus tijdschrift voor fysiotherapie.
- [21] www.engineeringtoolbox.com/rolling-friction-resistance-d_1303.html
- [22] <https://www.mcb.eu/nl/downloads>
- [23] <http://www.mile17.nl/buis.php>

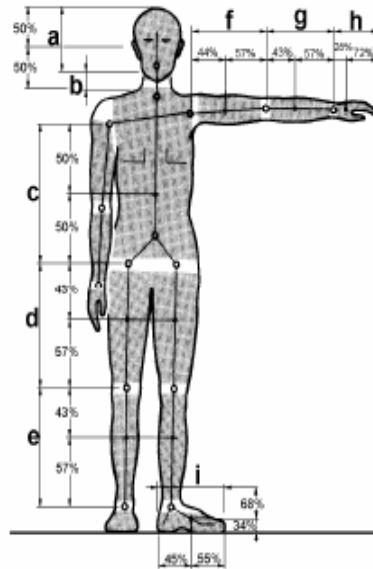
- [24] <http://www.mile17.nl/koker.php>
- [25] 'Simulation COSMOS in Solid Works', Haagse Hogeschool, Opleiding Bewegingstechnologie, Bert Broeren, 2 mei 2013
- [26] http://www.mcbboek.nl/MCB_h14/Eenvoudige_methode_voor_de_berekening_van_draagvermogens_van.htm
- [27] <http://www.transmotec.com/linear-actuators/DLA/DLA-Series.aspx>
- [28] <http://droplineaireaandrijftechniek.nl/elektrische-cilinders/>
- [29] <https://www.indi.nl/nl-nl/p/aandrijftechniek/lineaire-actuators/lineaire-actuators/Lineaire-actuators-LA12-LINAK-PROD261443>
- [30] <https://www.hersenstichting.nl/alles-over-hersenen/hersenaandoeningen/parkinsonisme>
- [31] <http://www.hersenletsel-uitleg.nl/oorzaken-ziektenbeelden/hersenletsel-bij-degeneratieve-ziekte-ms-parkinson-c-huntington/ziekte-van-parkinson>
- [32] <https://www.parkinsonfonds.nl/over-de-ziekte-van-parkinson/symptomen-van-parkinson/>
- [33] <http://www.parkinsonnet.nl/parkinson>
- [34] <http://www.levenmetparkinson.nl/content/parkinson/behandeling-van-parkinson.asp>
- [35] http://www.parkinsonnet.nl/media/5357/rlparkinson_vtencover_151206.pdf
- [36] <http://www.fellowroll.com/parkinson-af-as-rollators/>
- [37] <http://www.umotion.eu/nl/de-umotion>
- [38] http://www.demetaalgids.nl/index.php?page=metalen&metaal=Aluminium+en+aluminium+legeringen&id=1&pagina=Voor+en+nadelen&pagina_id=25

Bijlage 1

Gewichtspercentages van lichaamsdelen van het totale lichaam.

10. Gewichtspercentage van lichaamsdelen van het totale lichaam

Aanduiding	Man:	Vrouw:	M+V
a. Hoofd	7.1	5.7	6.4
b. Nek	2.5	2	2.3
c. Romp	45.8	46.3	46
d. Bovenbenen	21	23	22
e. Onderbenen	9	10.5	9.8
f. Bovenarmen	6.6	6	6.3
g. Onderarmen	3.8	3.1	3.4
h. Handen	1.3	1	1.2
i. Voeten	2.9	2.4	2.6
	100%	100%	100%

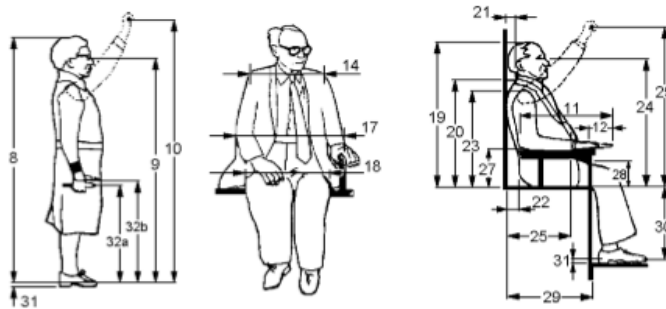


Gewichtspercentages (M+V):

Hoofd:	$40.6 \times 6.4 / 100 = 2.6$	$86.8 \times 6.4 / 100 = 5.6$
Nek:	$40.6 \times 2.3 / 100 = 0.9$	$86.8 \times 2.3 / 100 = 2.0$
Romp:	$40.6 \times 46 / 100 = 18.7$	$86.8 \times 46 / 100 = 39.9$
Bovenarmen:	$40.6 \times 6.3 / 100 = 2.6$	$86.8 \times 6.3 / 100 = 5.5$
Onderarmen:	$40.6 \times 3.4 / 100 = 1.4$	$86.8 \times 3.4 / 100 = 3.0$
Handen:	$40.6 \times 1.2 / 100 = 0.5$	$86.8 \times 1.2 / 100 = 1.0$
Totaal:	26.7kg	57kg

Antropometrie Nederlandse bejaarden

7. Bejaarden Nederlandse bejaarden (Molenbroek et al., 1984)



Bejaarden maten in mm Omschrijving	Gemeten bejaarden (ongeschoeid)				
	n	$\bar{x}$	sd	p5	p95
7 gewicht [kg]	815	63.7	14	41.8	87.7
8a lichaamslengte doorgezakt	609	1571	89	1435	1733
8b lichaamslengte normaal	261	1579	92	1443	1744
8c lichaamslengte gestrekt	261	1594	93	1456	1758
9 ooghoogte staand	569	1465	93	1318	1608
10 reikhoogte staand	556	1681	125	1474	1881
11 onderarm lengte tot vingertop	819	442	28	400	492
12 handlengte	818	175	12	156	195
13 handbreedte	820	77	6	67	88
14 schouderhoogte	817	396	32	345	450
17 elleboogbreedte	820	445	50	365	528
18 heupbreedte zittend	818	374	39	316	447
19 zithoogte	817	799	53	713	880
20 hoogte cervicaal 7 zittend	815	591	44	517	660
21 rugleuning tot cervicaal 7	818	80	28	37	127
22 rugleuning tot sacrum	797	26	22	1	71
23 schouderhoogte zittend	821	554	42	486	620
24 ooghoogte zittend	811	694	57	593	787
25 buikdiepte zittend	819	316	43	251	388
26 reikhoogte zittend	413	973	123	740	1157
27 elleboog-zitvlakhoogte	807	218	34	158	275
28 dijbeendikte	820	121	18	92	150
29 zitdiepte	820	489	34	433	545
30 zittinghoogte	816	421	35	364	482
31 hakhoogte	821	36	11	20	53
32a vuisthoogte staand	582	705	50	622	789
32b palmhoogte staand	273	702	58	611	802
33 knijpkracht in N	70	100	34	58	161
leeftijd in jaren	822	81.3	8	66.5	94.0

Antropometrie van Nederlandse bejaarden (Molenbroek et al., 1984)

Hoogte instelling handvatten (90% van de bevolking)

De verstelling van de handvatten wordt bepaald door:

- de hoogte van de handen in staande positie.
- een maat te nemen die iets hoger is dan de hoogte van het zitvlak (vanaf de grond gezien).

Hoogte staand (maat 32b): $P95 = 702 + 1.65 * 58 = 797.7\text{mm}$

Hoogte zit (maat 30): $P95 = 421 + 1.65 * 35 = 478.8\text{mm} \rightarrow 528.8\text{mm}^*$

*Om de hoogte van de handvatten in zit positie te bepalen wordt de zitting hoogte (maat 30) + speling genomen. Deze speling wordt gesteld op 50mm.

De handvatten zijn 268.9mm in hoogte verstelbaar. ($797.7 - 528.8 = 268.9$)

Maat 17: Elleboogbreedte: $P95: 445 + 1.65 * 50 = 527.5\text{mm}$

Bijlage 2a

Tabel met de mechanische eigenschappen van aluminium. Tabel ontleend aan: 'Simulation COSMOS in Solid Works', Haagse Hogeschool, Opleiding Bewegingstechnologie, Bert Broeren, 2 mei 2013

ALMgSi0,5 (6060): profielen, rond, buis

Category	Type			Functional unit
Metals non ferro	Aluminium (wrought)			kg
Property	Min	Max	Unit	Remarks
Price	2.06	2.29	EURO	(Al rest, Mg 0.5, Si 0.5, Fe (wt.%))
Young's modulus	70000	70000	MPa	Tensile str 215 N/mm ² Yieldstr. 160 N/mm ²
Shear modulus	27000	27000	MPa	
Tensile strength	90	300	MPa	
Elongation	5	16	%	
Compressive strength				
Creep strength				
Fatigue	140	155	MPa	
Bending strength				
Hardness	30	75	Brinell	
Impact strength				
Yield strength	65	250	MPa	
Thermal expansion	23.4	23.5	e-6/K	
Thermal conductivity	200	220	W/m.K	
Specific heat	960	960	J/kg.K	
Melting temperature	575	635	°C	
Glass temperature				
Service temperature	-100	150	°C	
Density	2630	2630	kg/m ³	

Bijlage 3

MCB boek aluminium buisprofiel rond

Aluminium EN AW-6060 T66

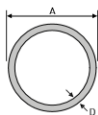
Ronde buizen, geëxtrudeerd

Chemische samenstelling: volgens EN 573-3

Mechanische eigenschappen: volgens EN 755-2

Toleranties: volgens EN 755-8

- In handelslengten van ca. 6 meter.
- De technische gegevens staan in tabel 1 en 4 op pagina 582 en 589.
- Technische leveringsvoorwaarden volgens EN 755-1.
- Overzicht vergelijking assortiment op pagina 574.



Vervolg tabel

A x D in mm	Gewicht kg/m	A x D in mm	Gewicht kg/m	A x D in mm	Gewicht kg/m	A x D in mm	Gewicht kg/m	A x D in mm	Gewicht kg/m	A x D in mm	Gewicht kg/m
6 x 1	0,04	22 x 2	0,35	35 x 3	0,83	48 x 4	1,52	70 x 1,5	0,89	95 x 2,5	2,00
8 x 1	0,06	22 x 2,5	0,42	35 x 5	1,30	48,3 x 4	1,53	70 x 2	1,17	100 x 2	1,70
10 x 1	0,08	23 x 1,5	0,28	35 x 6	1,51	50 x 1,5	0,63	70 x 2,5	1,46	100 x 2,5	2,10
10 x 2	0,14	24 x 1,5	0,29	36 x 1,5	0,45	50 x 2	0,83	70 x 3	1,74	100 x 3	2,52
12 x 1	0,10	25 x 1,5	0,31	37 x 2,5	0,75	50 x 2,5	1,03	70 x 5	2,81	100 x 4	3,32
12 x 1,5	0,14	25 x 2	0,40	38 x 1,5	0,47	50 x 3	1,22	70 x 8	4,29	100 x 5	4,11
13 x 1,5	0,15	25 x 2,5	0,49	38 x 2,6	0,80	50 x 4	1,59	70 x 10	5,19	100 x 10	7,78
14 x 1	0,11	25 x 3	0,57	38 x 3	0,91	50 x 5	1,95	75 x 2	1,26	108 x 3	2,73
14 x 1,5	0,16	25 x 5	0,87	38 x 4	1,18	50 x 10	3,46	75 x 2,5	1,57	110 x 3	2,77
14 x 2	0,21	26 x 1,5	0,32	40 x 1,5	0,50	50,8 x 1,62	0,69	75 x 5	3,03	110 x 5	4,54
15 x 1	0,12	27 x 2	0,43	40 x 2	0,66	54 x 1,5	0,68	76 x 3	1,90	115 x 5	4,76
15 x 1,5	0,18	28 x 1,5	0,34	40 x 2,5	0,81	54 x 2	0,90	80 x 1,5	1,02	120 x 3	3,04
15 x 2	0,22	28 x 2	0,45	40 x 3	0,96	55 x 2	0,92	80 x 2	1,35	120 x 4	4,01
16 x 1	0,13	28 x 3	0,65	40 x 4	1,25	55 x 2,5	1,14	80 x 2,5	1,68	120 x 5	4,97
16 x 1,5	0,19	30 x 1	0,25	40 x 5	1,51	55 x 5	2,16	80 x 3	1,99	120 x 10	9,52
16 x 2	0,24	30 x 1,5	0,37	40 x 10	2,59	57 x 2	0,95	80 x 4	2,63	125 x 4	4,19
16 x 3	0,34	30 x 2	0,48	42 x 1,5	0,53	57 x 5	2,25	80 x 5	3,24	128 x 4	4,29
18 x 1,5	0,21	30 x 2,5	0,60	42 x 2	0,69	60 x 1,5	0,76	80 x 10	6,05	130 x 5	5,40
18 x 2	0,28	30 x 3	0,70	42 x 3	1,01	60 x 2	1,00	80 x 15	8,43	133 x 4	4,47
19 x 1,5	0,23	30 x 4	0,90	42 x 4	1,32	60 x 2,5	1,24	84 x 2	1,42	135 x 5	5,62
20 x 1	0,16	30 x 5	1,08	45 x 1,5	0,56	60 x 3	1,48	85 x 2,5	1,78	140 x 4	4,70
20 x 1,5	0,24	32 x 1,5	0,40	45 x 2	0,74	60 x 3,5	1,71	89 x 3	2,23	140 x 5	5,84
20 x 2	0,31	32 x 2	0,52	45 x 2,5	0,92	60 x 4	1,94	90 x 2	1,52	148 x 4	4,98
20 x 2,5	0,38	32 x 2,5	0,64	45 x 3	1,09	60 x 5	2,38	90 x 2,5	1,89	150 x 5	6,27
20 x 3	0,44	32 x 3	0,75	45 x 5	1,73	60 x 10	4,32	90 x 3	2,26	160 x 5	6,71
20 x 5	0,45	35 x 1,5	0,44	48 x 1,5	0,60	63 x 3	1,56	90 x 5	3,68	165 x 5	6,92
22 x 1	0,18	35 x 2	0,57	48 x 2	0,79	65 x 2	1,09	90 x 10	6,92	200 x 5	8,43
22 x 1,5	0,27	35 x 2,5	0,70	48 x 3	1,17	65 x 2,5	1,35	90 x 15	9,73	200 x 8	13,29

MCB boek aluminium buisprofiel rechthoekig

Aluminium EN AW-6060 T66

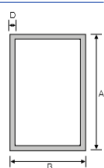
Rechthoekige buizen, geëxtrudeerd

Chemische samenstelling: volgens EN 573-3

Mechanische eigenschappen: volgens EN 755-2

Toleranties: volgens EN 755-8

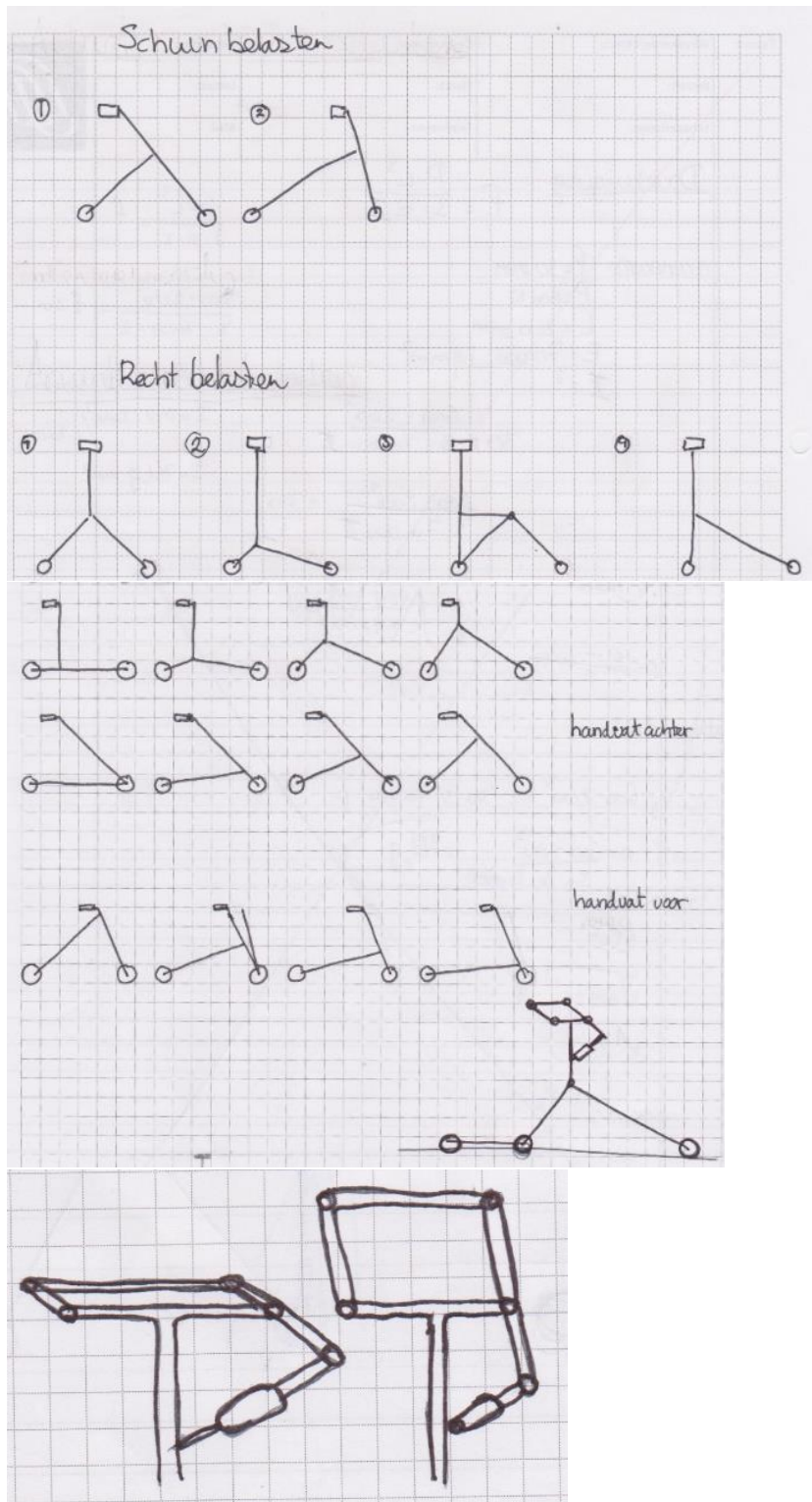
- In handelslengten van ca. 6 meter.
- De technische gegevens staan in tabel 1 en 4 op pagina 582 en 589.
- Technische leveringsvoorwaarden volgens EN 755-1.



A x B x D in mm	Gewicht kg/m	A x B x D in mm	Gewicht kg/m	A x B x D in mm	Gewicht kg/m
20 x 10 x 1	0,15	40 x 30 x 2	0,73	60 x 40 x 4	2,03
20 x 10 x 1,5	0,22	40 x 30 x 2,5	0,90	60 x 40 x 4*	2,03
20 x 10 x 2	0,29	40 x 30 x 3	1,06	60 x 45 x 3	1,64
20 x 15 x 1,5	0,26	45 x 20 x 2	0,67	60 x 50 x 3	1,72
20 x 15 x 2	0,34	45 x 25 x 2	0,73	65 x 35 x 2,5	1,31
25 x 15 x 1,5	0,31	50 x 15 x 2	0,67	70 x 20 x 2	0,95
25 x 15 x 2	0,40	50 x 20 x 1,5	0,55	70 x 30 x 2	1,06
25 x 20 x 2	0,45	50 x 20 x 2	0,73	80 x 20 x 2	1,06
30 x 15 x 1,5	0,35	50 x 20 x 3	1,04	80 x 30 x 2	1,17
30 x 15 x 2	0,45	50 x 25 x 1,5	0,60	80 x 30 x 3	1,72
30 x 20 x 1,5	0,39	50 x 25 x 2	0,78	80 x 40 x 2	1,28
30 x 20 x 2	0,51	50 x 25 x 3	1,14	80 x 40 x 2,5	1,58
30 x 20 x 3	0,73	50 x 30 x 2	0,84	80 x 40 x 3	1,88
30 x 25 x 2	0,56	50 x 30 x 2,5	1,03	80 x 40 x 4	2,47
35 x 15 x 2	0,51	50 x 30 x 3	1,22	80 x 50 x 2	1,39
35 x 20 x 1,5	0,43	50 x 40 x 2	0,95	80 x 50 x 3	2,05
35 x 20 x 2	0,56	50 x 40 x 2,5	1,17	80 x 50 x 4	2,69
35 x 20 x 2,5	0,69	50 x 40 x 3	1,39	80 x 50 x 5	3,31
35 x 25 x 2	0,62	50 x 40 x 4	1,81	80 x 60 x 3	2,21
40 x 10 x 2	0,51	60 x 20 x 2	0,84	80 x 60 x 4	2,91
40 x 15 x 2	0,56	60 x 25 x 3	1,31	100 x 18 x 2	1,26
40 x 20 x 1,5	0,47	60 x 30 x 2	0,95	100 x 20 x 2	1,28
40 x 20 x 2	0,62	60 x 30 x 3	1,39	100 x 25 x 2	1,33
40 x 20 x 2,5	0,76	60 x 40 x 2	1,06	100 x 25 x 3	1,97
40 x 20 x 3	0,89	60 x 40 x 2,5	1,31	100 x 30 x 2	1,39
40 x 25 x 2	0,67	60 x 40 x 3	1,55	100 x 30 x 3	2,05

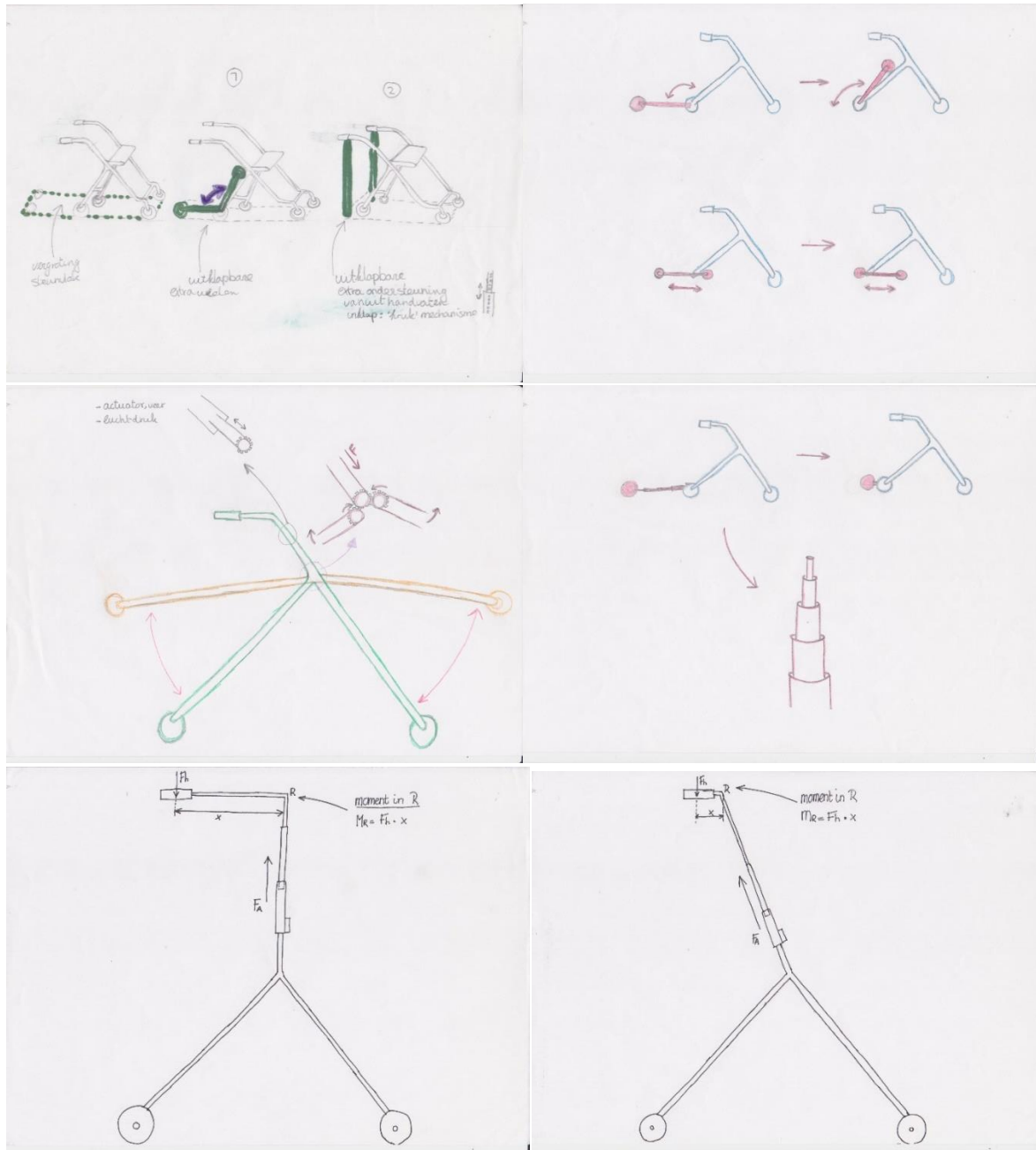
Bijlage 4

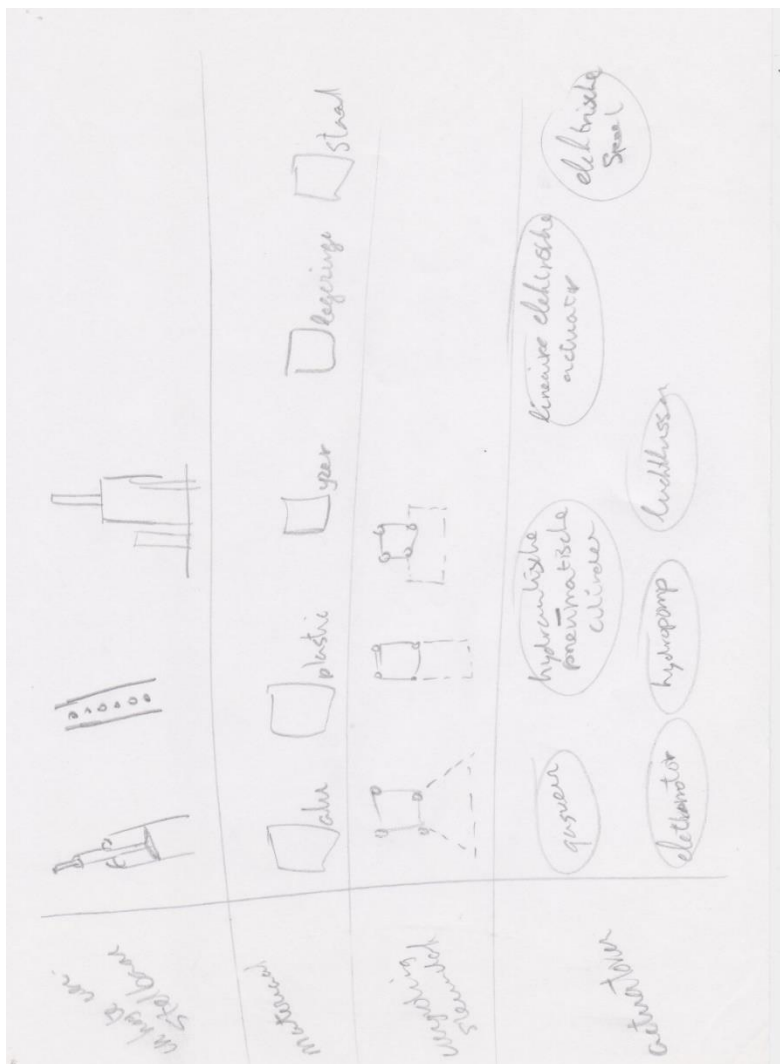
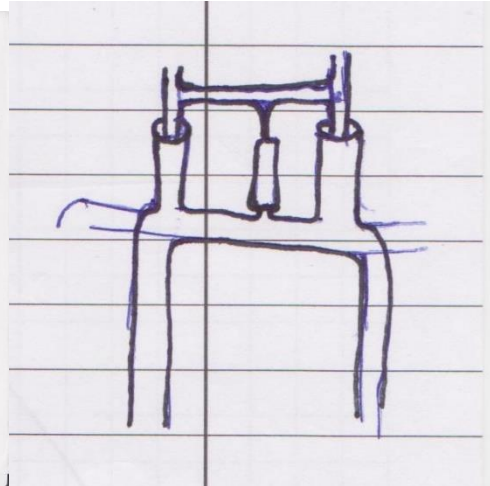
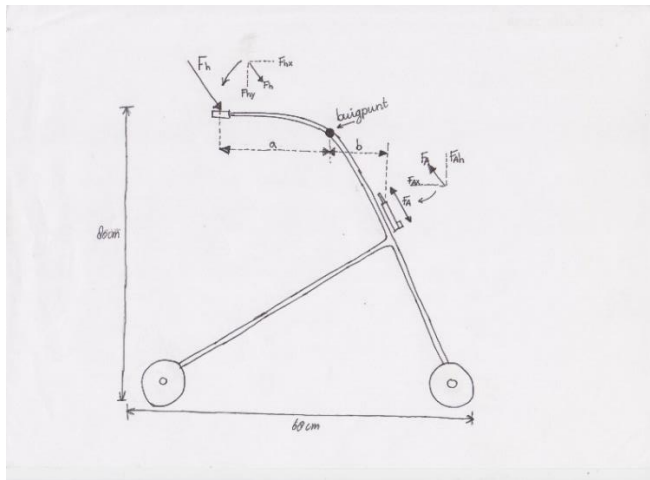
Schetsen handvat Interactive Physics



Bijlage 5

Ideefase en schetsen





Bijlage 6a



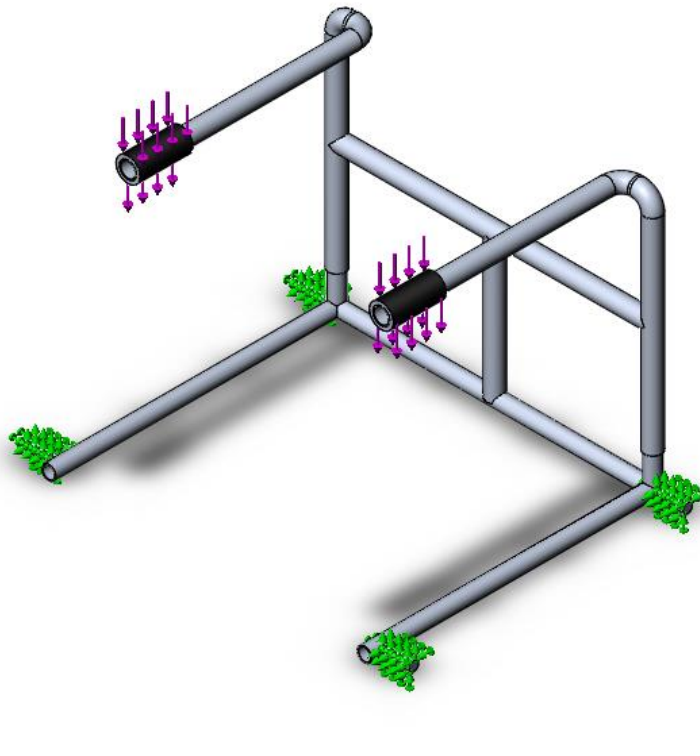
Simulation of Assembly buis rond

Date: vrijdag 10 december 2016

Designer: Solidworks

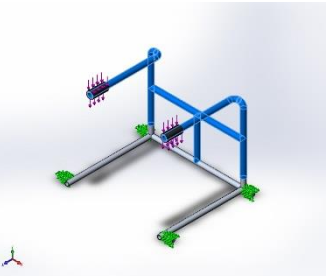
Study name: Static 1

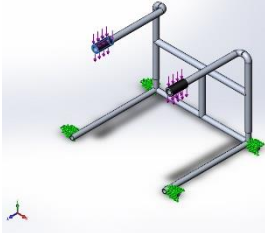
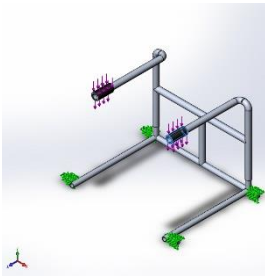
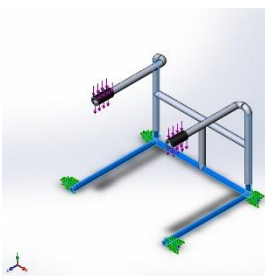
Analysis type: Static



Model name: Assembly buis rond
Current Configuration: Default

Solid Bodies

Document Name and Reference	Treated As	Volumetric Properties	Document Path/Date Modified
Cut-Extrude1 	Solid Body	Mass:1.61865 kg Volume:0.000599501 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:15.8628 N	D:\School\Solid Works\Model rond buis profil\Frame boven rond.SLDPRT Dec 15 19:25:20 2016
Boss-Extrude5	Solid Body	Mass:0.297411 kg Volume:0.000110152 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:2.91462 N	D:\School\Solid Works\Model rond buis profil\Frame boven rond.SLDPRT Dec 15 19:25:20 2016

			
Boss-Extrude6 	Solid Body	Mass:0.297411 kg Volume:0.000110152 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:2.91462 N	D:\School\Solid Works\Model rond buis profiel\Framen boven rond.SLDPRT Dec 15 19:25:20 2016
Boss-Extrude5 	Solid Body	Mass:1.52988 kg Volume:0.000566623 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:14.9928 N	D:\School\Solid Works\Model rond buis profiel\Framen onder rond.SLDPRT Dec 16 15:57:34 2016

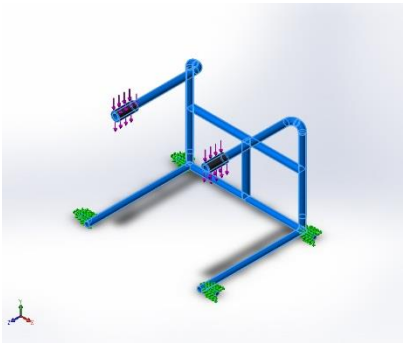
Study Properties

Study name	Static 1
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 (D:\School\Solid Works\Model rond buis profiel)

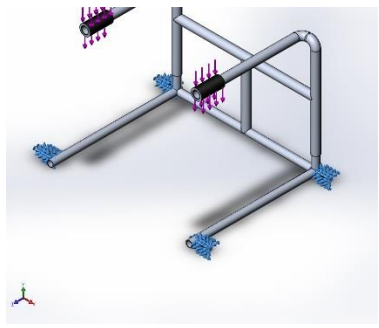
Units

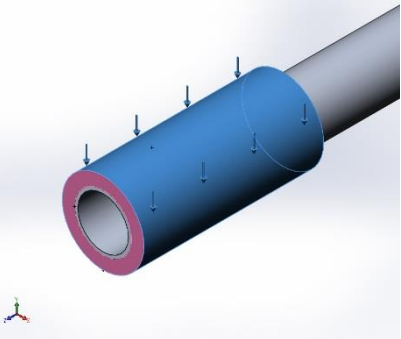
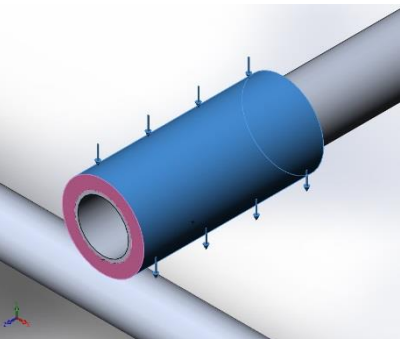
Unit system:	SI (MKS)
Length/Displacement	mm
Temperature	Kelvin
Angular velocity	Rad/sec
Pressure/Stress	N/m ²

Material Properties

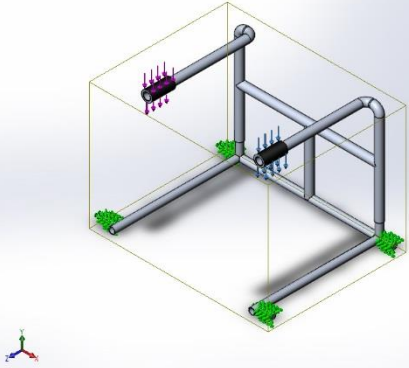
Model Reference	Properties	Components
	Name: 3.0255 (EN-AW 1350A) Model type: Linear Elastic Isotropic Default failure criterion: Unknown Yield strength: 1.6e+008 N/m^2 Tensile strength: 1.8e+008 N/m^2 Elastic modulus: 7e+010 N/m^2 Poisson's ratio: 0.3897 Mass density: 2700 kg/m^3 Shear modulus: 2.7e+010 N/m^2 Thermal expansion coefficient: 2.4e-005 /Kelvin	SolidBody 1(Cut-Extrude1)(Frame boven rond-1), SolidBody 2(Boss-Extrude5)(Frame boven rond-1), SolidBody 3(Boss-Extrude6)(Frame boven rond-1), SolidBody 1(Boss-Extrude5)(frame onder rond-1)
Curve Data:N/A		

Loads and Fixtures

Fixture name	Fixture Image	Fixture Details		
Fixed-1		Entities: 4 face(s) Type: Fixed Geometry		
Resultant Forces				
Components	X	Y	Z	Resultant
Reaction force(N)	-0.0271734	999.949	-0.0244185	999.949
Reaction Moment(N.m)	0	0	0	0

Load name	Load Image	Load Details
Force-1		Entities: 1 face(s) Reference: Face< 1 > Type: Apply force Values: -500, ---, --- N
Force-2		Entities: 1 face(s) Reference: Face< 1 > Type: Apply force Values: ---, 500, --- N

Contact Information

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

Mesh information

Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used:	Blended curvature-based mesh
Jacobian points	4 Points
Maximum element size	21.6634 mm
Minimum element size	7.22105 mm
Mesh Quality Plot	High
Remesh failed parts with incompatible mesh	Off

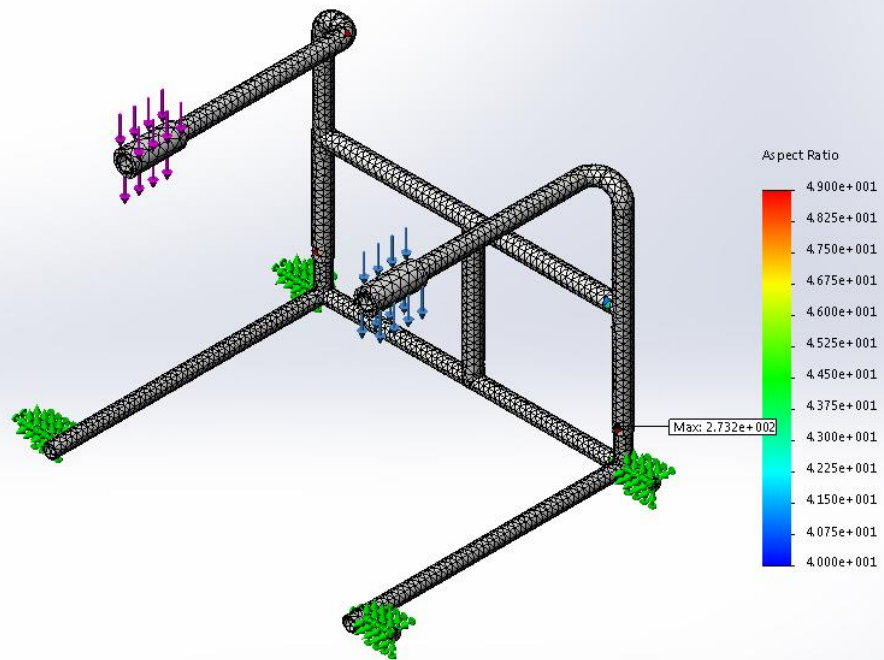
Mesh information - Details

Total Nodes	56804
Total Elements	28398
Maximum Aspect Ratio	273.23
% of elements with Aspect Ratio < 3	11.2
% of elements with Aspect Ratio > 10	6.19
% of distorted elements(Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:08
Computer name:	DTP11485

Mesh Quality Plots

Name	Type	Min	Max
Mesh Quality Plot1	Aspect Ratio	1.098e+000 Element: 21879	2.732e+002 Element: 2061

Model name: Assembly buis rond
 Study name: Static 1-(Default)
 Plot type: Aspect ratio Mesh Quality Plot1
 Global value: 1.09812 to 273.227



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Assembly buis rond-Static 1-Mesh Quality Plot-Mesh Quality Plot1

Resultant Forces

Reaction forces

Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N	-0.0271734	999.949	-0.0244185	999.949

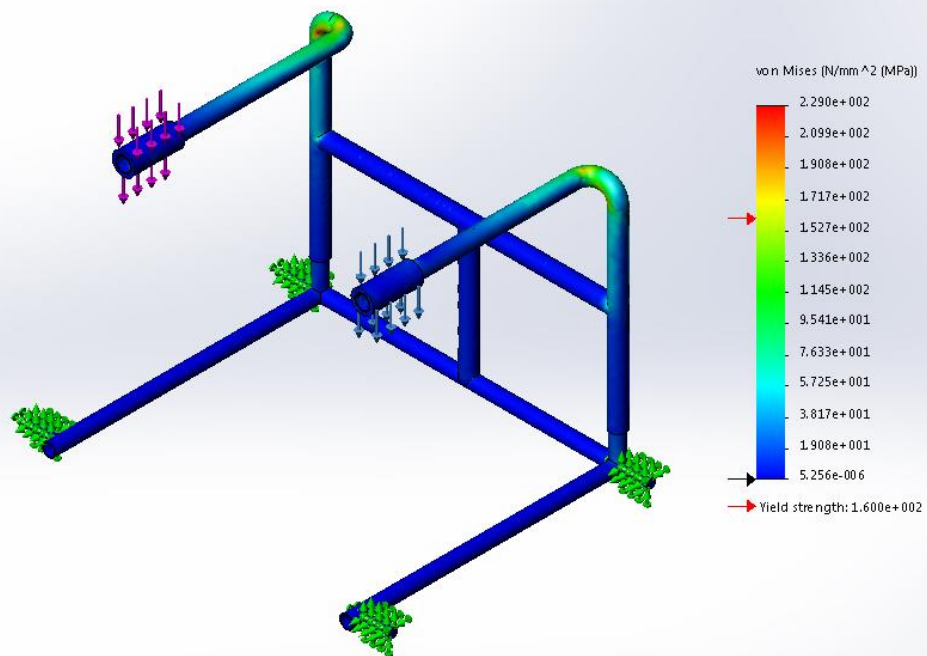
Reaction Moments

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

Study Results

Name	Type	Min	Max
Stress1	VON: von Mises Stress	5.256e-006N/mm ² (MPa) Node: 45768	2.290e+002N/mm ² (MPa) Node: 5427

Model name: Assembly buis rond
 Study name: Static 1(Default)
 Plot type: Static nodal stress Stress1
 Volume (Element/Geometric) = 100.00 %/ 100.00 %

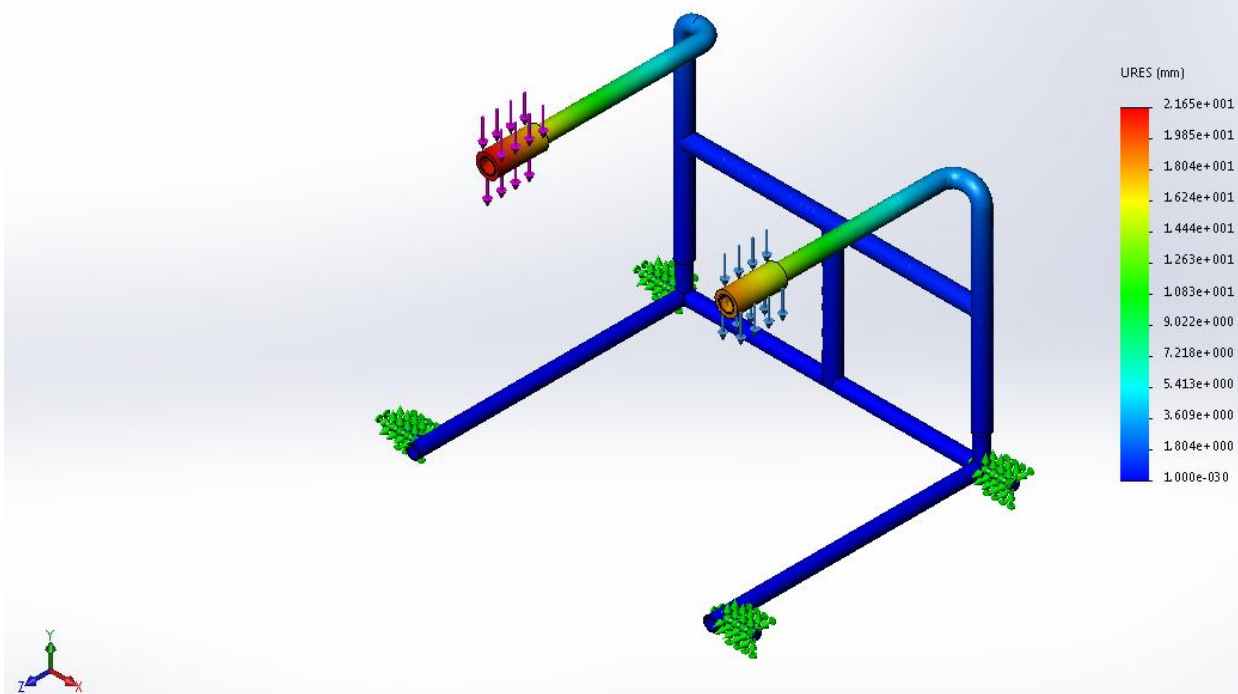


SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Assembly buis rond-Static 1-Stress-Stress1

Name	Type	Min	Max
Displacement1	URES: Resultant Displacement	0.000e+000mm Node: 25747	2.165e+001mm Node: 23993

Model name: Assembly buis rond
 Study name: Static 1 (Default)
 Plot type: Static displacement: Displacement1

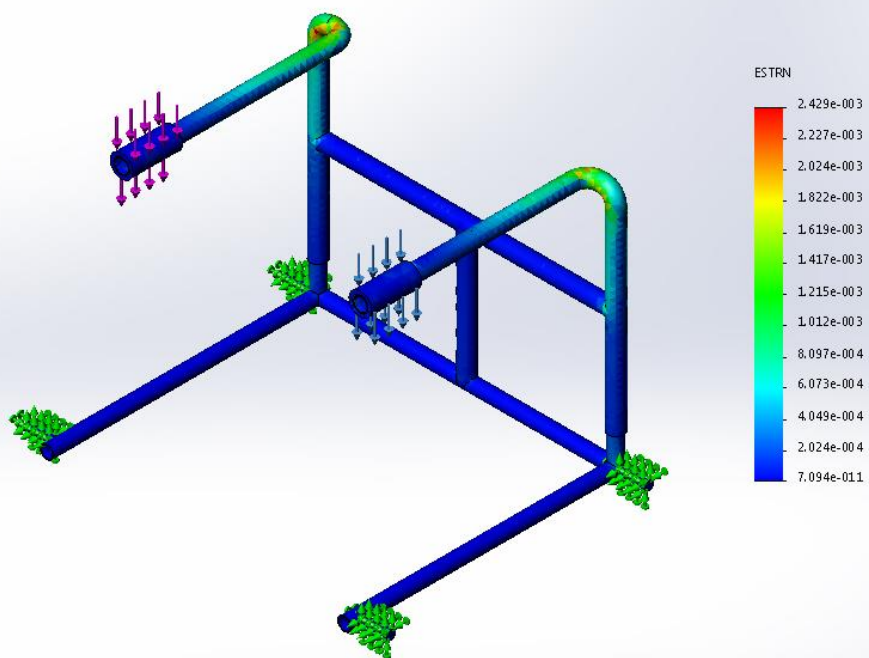


SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Assembly buis rond-Static 1-Displacement-Displacement1

Name	Type	Min	Max
Strain1	ESTRN: Equivalent Strain	7.094e-011 Element: 22457	2.429e-003 Element: 10426

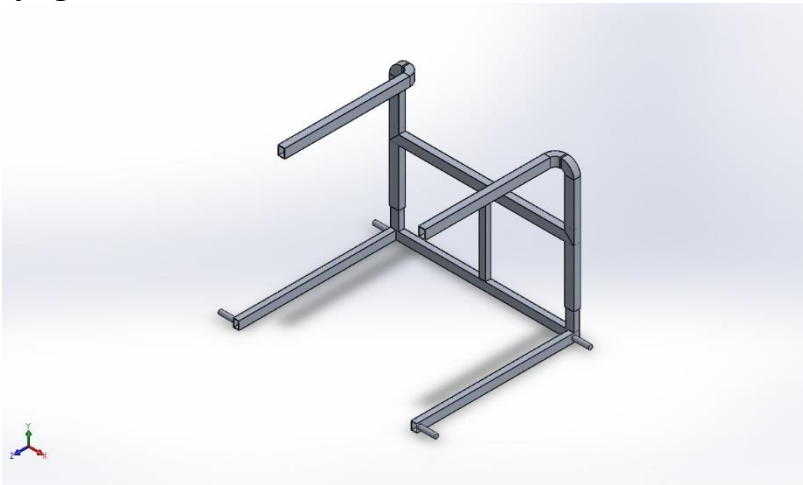
Model name: Assembly buis rond
Study name: Static 1 (Default)
Plot type: Static strain Strain1



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Assembly buis rond-Static 1-Strain-Strain1

Bijlage 6b



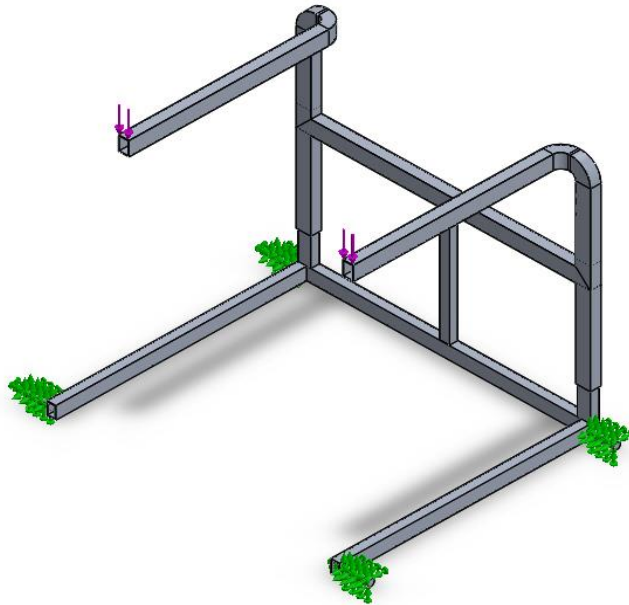
Simulation of Assembly buis rechthoek

Date: vrijdag 16 december 2016

Designer: Solidworks

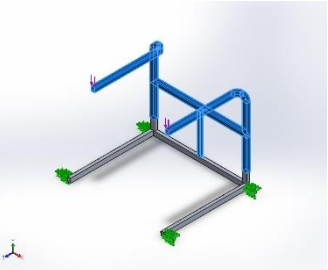
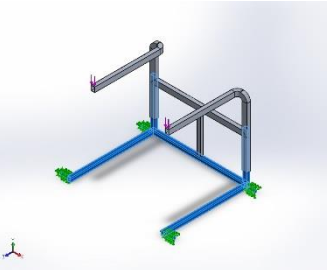
Study name: Static 1

Analysis type: Static



Model name: Assembly buis rechthoek
Current Configuration: Default

Solid Bodies

Document Name and Reference	Treated As	Volumetric Properties	Document Path/Date Modified
Boss-Extrude5 	Solid Body	Mass:1.70272 kg Volume:0.000630635 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:16.6866 N	D:\School\Solid Works\Model rechthoek buis profiel\Framen boven rechthoek.SLDPRT Dec 16 17:00:40 2016
Boss-Extrude4 	Solid Body	Mass:1.44684 kg Volume:0.000535866 m ³ Density:2700 kg/m ³ Weight:14.179 N	D:\School\Solid Works\Model rechthoek buis profiel\Framen onder rechthoek.SLDPRT Dec 16 16:57:48 2016

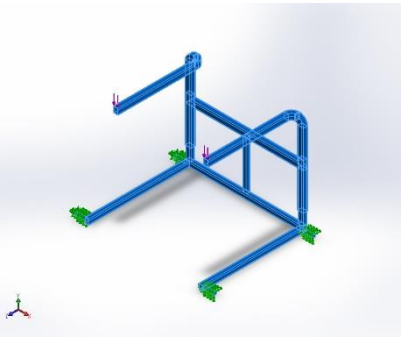
Study Properties

Study name	Static 1
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 (D:\School\Solid Works\Model rechthoek buis profiel)

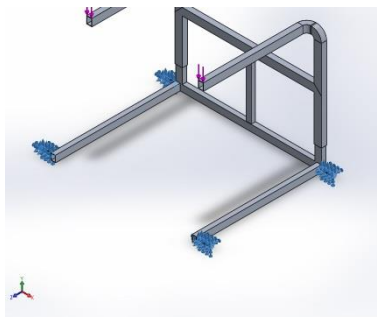
Units

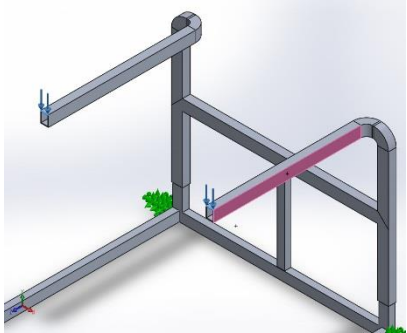
Unit system:	SI (MKS)
Length/Displacement	mm
Temperature	Kelvin
Angular velocity	Rad/sec
Pressure/Stress	N/m ²

Material Properties

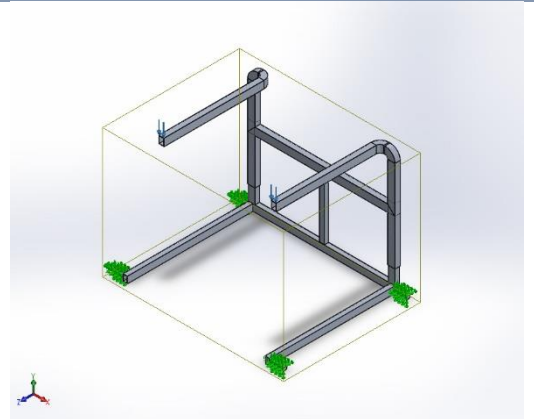
Model Reference	Properties	Components
	Name: 6063-T5 Model type: Linear Elastic Isotropic Default failure criterion: Unknown Yield strength: 1.45e+008 N/m² Tensile strength: 1.85e+008 N/m² Elastic modulus: 6.9e+010 N/m² Poisson's ratio: 0.33 Mass density: 2700 kg/m³ Shear modulus: 2.58e+010 N/m² Thermal expansion coefficient: 2.3e-005 /Kelvin	SolidBody 1(Boss-Extrude5)(Frame boven rechthoek-1), SolidBody 1(Boss-Extrude4)(frame onder rechthoek-1)
Curve Data:N/A		

Loads and Fixtures

Fixture name	Fixture Image	Fixture Details		
Fixed-1		Entities: 4 face(s) Type: Fixed Geometry		
Resultant Forces				
Components	X	Y	Z	Resultant
Reaction force(N)	0.848282	999.845	0.121338	999.846
Reaction Moment(N.m)	0	0	0	0

Load name	Load Image	Load Details
Force-1		Entities: 2 edge(s) Reference: Face< 1 > Type: Apply force Values: ---, 500, --- N

Contact Information

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

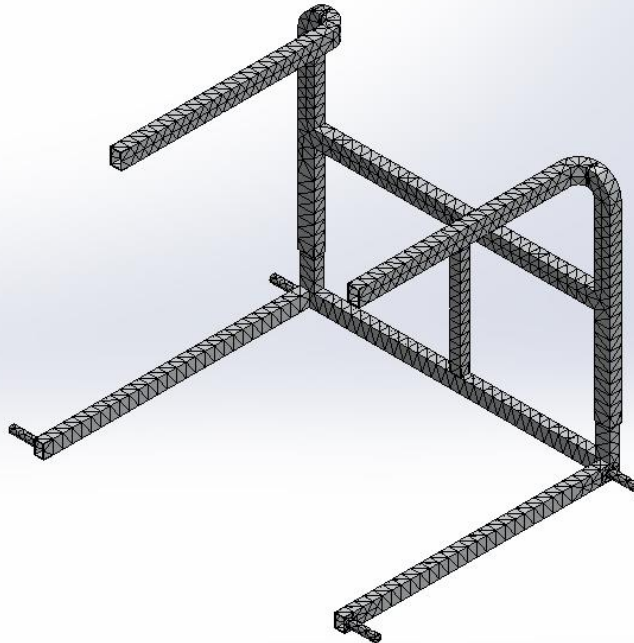
Mesh information

Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used:	Standard mesh
Automatic Transition:	Off
Include Mesh Auto Loops:	Off
Jacobian points	4 Points
Element Size	21.2668 mm
Tolerance	1.06334 mm
Mesh Quality Plot	High
Remesh failed parts with incompatible mesh	Off

Mesh information - Details

Total Nodes	16139
Total Elements	8015
Maximum Aspect Ratio	54.625
% of elements with Aspect Ratio < 3	1.92
% of elements with Aspect Ratio > 10	70.6
% of distorted elements(Jacobian)	0
Time to complete mesh(hh:mm:ss):	00:00:04
Computer name:	DTP11485

Model name: Assembly: buis rechthoek
 Study name: Static 1 (Default)
 Mesh type: Solid Mesh



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Resultant Forces

Reaction forces

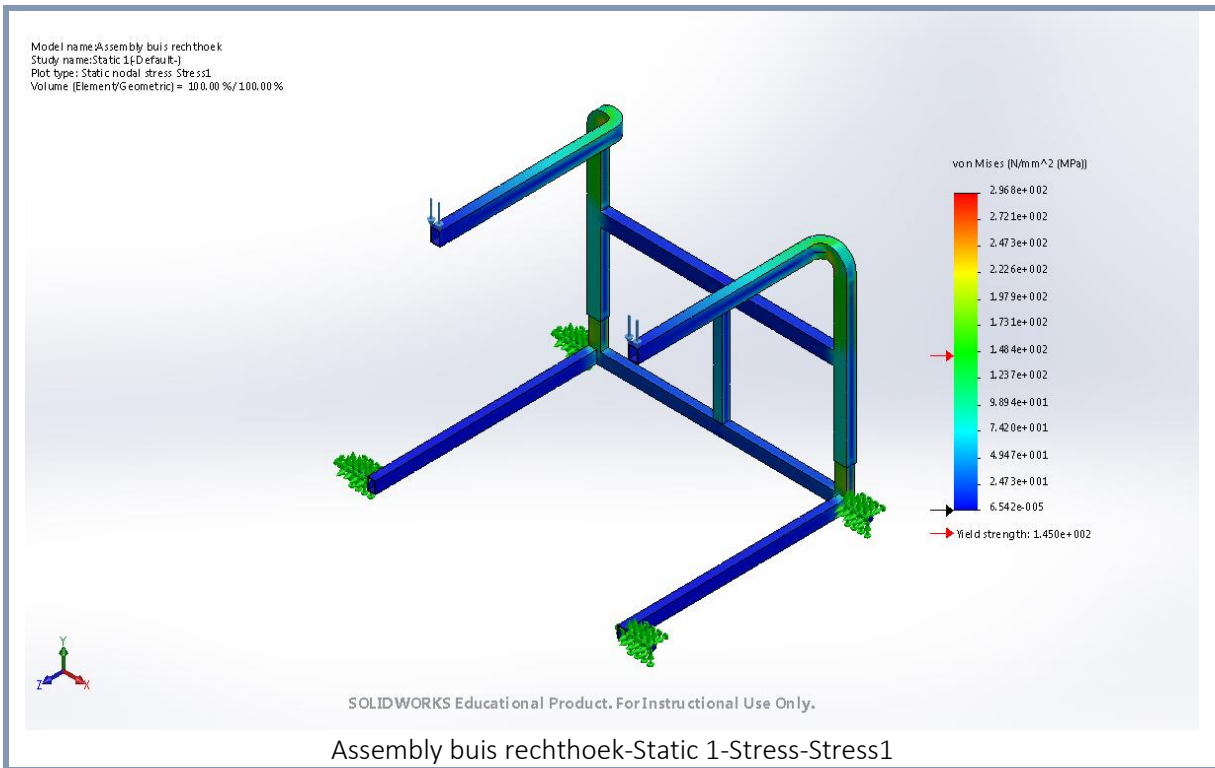
Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N	0.848282	999.845	0.121338	999.846

Reaction Moments

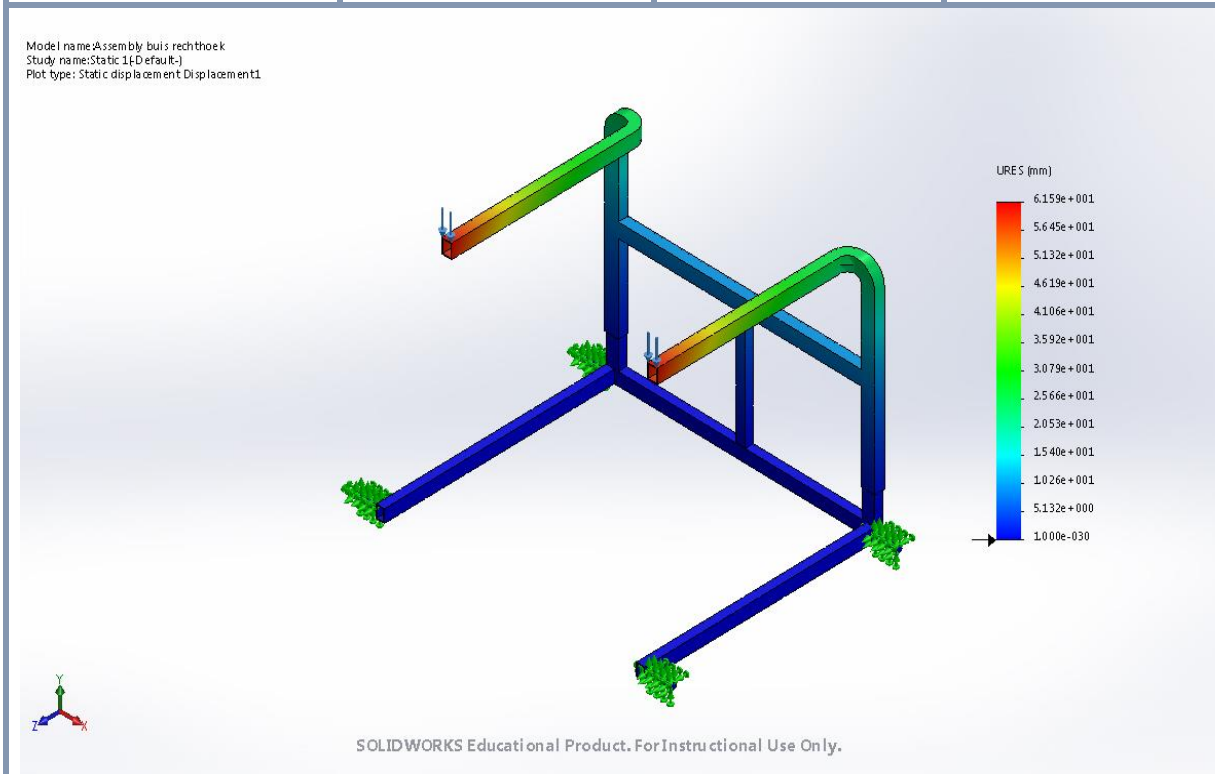
Selection set	Units	Sum X	Sum Y	Sum Z	Resultant
Entire Model	N.m	0	0	0	0

Study Results

Name	Type	Min	Max
Stress1	VON: von Mises Stress	6.542e-005N/mm ² (MPa) Node: 15667	2.968e+002N/mm ² (MPa) Node: 7888



Name	Type	Min	Max
Displacement1	URES: Resultant Displacement	0.000e+000mm Node: 8994	6.159e+001mm Node: 233



Assembly buis rechthoek-Static 1-Displacement-Displacement1

