

Knietoorthese als Opstahulp

Onderzoek naar mogelijkheden en vereisten

Kenny Heuseveldt, 20062057

26-9-2013

Een onderzoek naar de mogelijkheden en vereisten in het ontwerpen van een kleine knie orthese die dienst doet als een opstahulp voor senioren.

1. Inleiding en probleemstelling

Senioren zijn vaak minder snel en sterk dan ze altijd zijn geweest. Dit komt deels door de afbraak van spiervezels en een veranderde, zittende leefstijl. Met name de witte spiervezels, gebruikt voor korte, krachtige handelingen, worden op hogere leeftijden afgebroken. Dit heeft als resultaat dat ze voor het oog eenvoudige handelingen met grote moeite voltooien. Een dergelijke handeling is het opstaan uit een stoel, hierna de Sit-to-Stand beweging genoemd. Uiteraard zijn hiervoor al een keur aan hulpmiddelen op de markt, variërend van een simpele handgreep tot opstastoelen, -kussens en -bedden.

Deze systemen werken, maar hebben allemaal een nadeel: ze zijn groot, waardoor ze soms onmogelijk te vervoeren zijn. Kussens en handgrepen zijn draagbaar, maar zorgen wel dat iemand zijn of haar handen vol heeft. Een opstastoel is veel moeizamer te vervoeren en vereist tevens een aansluiting op het lichtnet, wat de kosten van een toch al prijzige stoel verder opdrijft.

Omdat de voornoemde systemen vrijwel alleen in het huis kunnen worden gebruikt, beperken ze iemand in de bewegingsvrijheid. Het kan mogelijk zijn om een kleiner, mobieler en handzamer systeem te ontwikkelen, bijvoorbeeld in de vorm van een bekrachtigde knieorthese.

Probleemstelling

Het doel van deze scriptie is vaststellen of een bekrachtigde knieorthese die dienst doet als opstahulpmiddel een reëel plan is. Deze orthese helpt de gebruiker bij de Sit-to-Stand zonder deze verder onnodig te belasten.

Bij de Sit-to-Stand beweging spelen ook andere gewrichten een rol. Deze worden in deze scriptie buiten beschouwing gelaten.

Deelproblemen:

- Hoe werkt de beoogde Sit-to-Stand?
- Benodigd moment

Inhoud

1. Inleiding en probleemstelling.....	1
Probleemstelling.....	1
2. Analyse en methode.....	3
Benodigde kniemomenten bij het opstaan.....	3
Methode Krachtenberekening	3
3. Andere verkrijgbare hulpmiddelen	8
4. Idee fase en schetsen	10
5. Risico Analyse	12
Mogelijke Risico's bij het gebruik van de orthese	12
6. Eisen en wensen	13
Eisen:	13
Wensen:.....	13
7. Evaluatie/de praktijk	14
Vering	14
Motor	17
8. Uitvoering.....	20
9. Discussie	24
Discussie	24
10. Conclusie	25
11. Bronnen:.....	26
Bibliografie	26
Bijlage 1	27
Berekening hoeksnelheden in de knie	27
Bijlage 2	29
Gevonden motoren	29

2. Analyse en methode

Benodigde kniemomenten bij het opstaan

Als een persoon gaat staan zijn er bepaalde kniemomenten noodzakelijk. Met behulp van bronnenonderzoek is geprobeerd te ontdekken hoe groot deze kniemomenten zijn. Uit verscheidene bronnen blijken echter verschillende knie rotatiemomenten, variërend van 0,06 Newtonmeter per kilogram lichaamsgewicht (Nm/kg) (Damien M. O'Meara, 2006) tot 1,57 Nm/kg (Shinsuke Yoshioka, 2009). Dit zou uitlopen op kniemomenten van 4,8 Nm tot 125,6 Nm bij een lichaamsgewicht van 80 kg. Deze variaties kunnen worden verklaard door bijvoorbeeld gebruik van hulpmiddelen zoals een speciale kruk of door de leeftijd en de manier van opstaan van de proefpersonen. Hierbij komt ook dat de onderzoekers niet allemaal dezelfde zithoogte hanteerden, waardoor iemand die hoog zit minder moment hoeft te leveren dan iemand die laag zit. Door de extreem grote verschillen tussen de in de literatuur gevonden kniemomenten, is besloten om zelf (kleinschalig) onderzoek te doen naar een meetbaar getal. Aan de hand van dit onderzoek worden de vereiste vermogens en geleverde kniemomenten van de orthese berekend.

Methode Krachtenberekening

Vooropgesteld zijn er twee hoofdvormen om de Sit-to-Stand beweging uit te voeren;

Methode 1: het lichaamsswaartepunt wordt binnen het steunvlak geplaatst voordat de Seat-off wordt ingezet. Deze methode wordt vooral gebruikt door senioren.

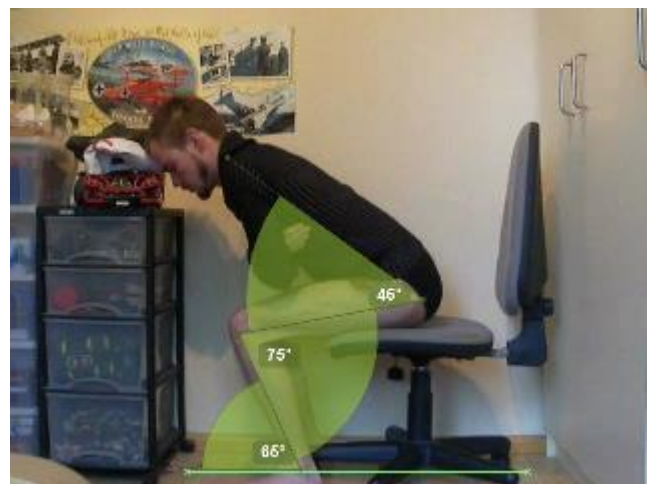
Methode 2: De Seat-off vindt plaats terwijl het lichaamsswaartepunt zich buiten het steunvlak bevindt. Deze methode hanteert een combinatie van snelheid en massatraagheid: via heupbuigers wordt het lichaam versneld naar voren gebracht, waarna goede timing van heupstrekkers en kniestrekkers ervoor zorgt dat iemand zichzelf opricht.

Doorgaans missen senioren, deels door het eerder genoemde afbreken van (witte) spiervezels (Burgerhout, Mooks, De Morree, & Zijlstra, 2008), de kracht en coördinatie om deze laatste methode zonder problemen te volbrengen.

Met filmopnames van een proefpersoon zijn hoekstanden opgemeten tijdens de vertraagde Sit-to-Stand beweging. Deze zijn opgenomen met een Pentax Optio M50, bij een beeldsnelheid van 30 frames per seconde. De proefpersoon voerde de Sit-to-Stand beweging 3 maal uit volgens methode 1, elke beweging duurde ongeveer 3 seconden. Deze methode lijkt het sterkst op wat senioren gebruiken.

Van deze drie bewegingen worden tussen seat-off en stijgen de hoekstanden vastgesteld. De hoekstanden zijn gemeten met het Freeware programma Kinovea. Met behulp van deze standen wordt vervolgens van enkele segmenten, te weten het onderbeen, bovenbeen en hoofd-armen-romp, het zwaartepunt bepaald met de gegevens van Dempster (John Wiley & Sons, inc.). Aan de hand van de zwaartepuntlijn is berekend hoeveel moment een senior op de knie zet.

Deze gegevens zijn voornamelijk ter oriëntatie op wat in de werkelijkheid gebeurt.



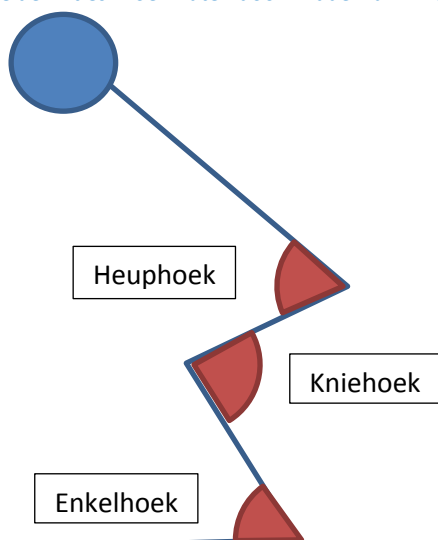
Figuur 1: Proefpersoon tijdens seat-off met hoekstanden.

De grootte van de tijdstappen per frame is bekend, namelijk 0,033 seconden. Daar er door de vertraagde beweging bij deze opnamesnelheid weinig tot geen verschil merkbaar is tussen twee opeenvolgende frames, vervallen vijf van de zes frames om bij grotere tijdstappen van 0,2 seconden uit te komen. Hiermee kunnen onder andere de hoeksnelheden worden berekend.

Voorbeeld:

tijdstap	0,2	seconden	In graden tenzij anders vermeld			
	tijd	8,36	8,56	8,76	8,96	9,16
Sit-to-stand 1		Beeld 1 Frame 1	Beeld 2 Frame 7	Beeld 3 Frame 13	Beeld 4 Frame 19	Beeld 5 Frame 25
	Enkelhoek	66	66	68	69	73
	Kniehoek	77	84	94	103	112
	Heuphoek	46	53	60	70	81

Tabel 1: De enkelhoek is gedefinieerd als de hoek tussen de tibia en de horizontaal. Zie de onderstaande figuur voor de overige definities. Hoekmaten door middel van Kinovea.

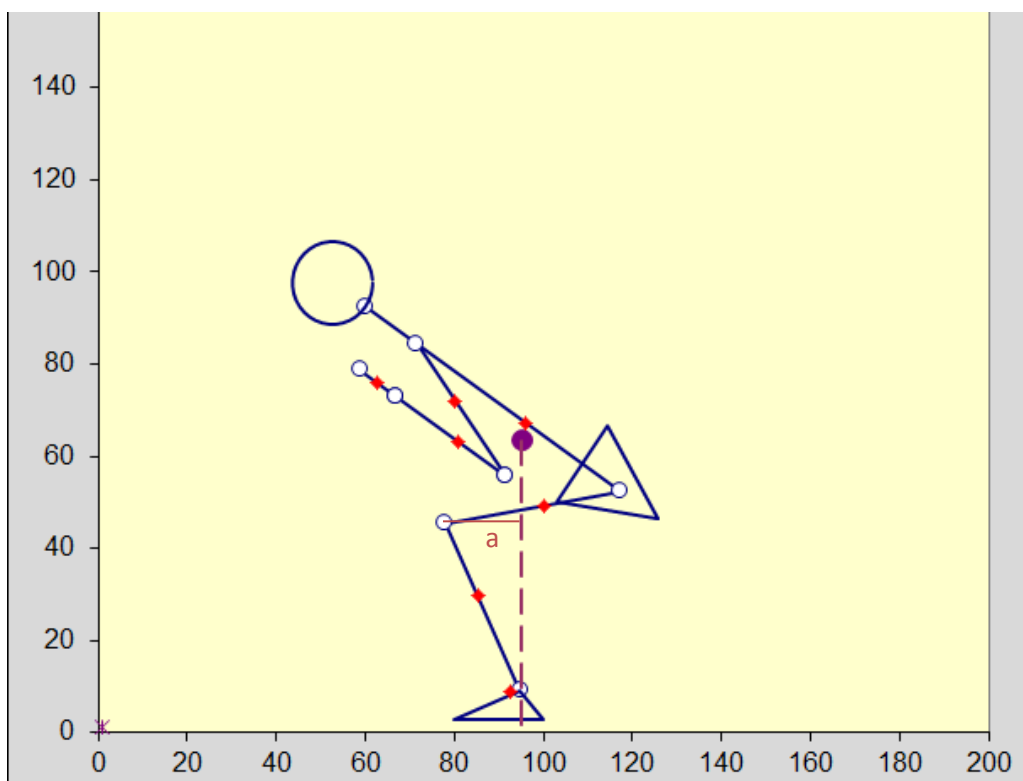


Deze hoekstandgegevens worden gebruikt om de Seat-off situatie uit te tekenen in een model gemaakt met Microsoft Excel. Met behulp van dit model worden de locaties van de zwaartepunten getraceerd. Er is voor de Seat-off positie gekozen, aangezien de momentsarmen van de projectie van het zwaartepunt tot de knie-as hier het grootst zijn.

Aan de hand van Dempster	Gewicht segment (%)	Massazwaartepunt vanaf proximaal (segment van totale lengte)
Bovenbeen (x2)	20	0,433
Romp+Arm+Hoofd	67,8	0,626

	Gewicht totaal (kg)	Afstand Massazwaartepunt vanaf draaipunt (cm)
Bovenbeen (x2)	16	24,9 (Vanaf knie)
Romp+Arm+Hoofd	54,24	47,6 (vanaf heup)
Boven knie	70,24	
Lichaamsgewicht	80	

Tabel 2: Gegevens van Dempster zoals gebruikt in de berekeningen en simulatie.



Figuur 2: Gedeeltelijk screenshot van de simulatie in Excel. Excelbestand verkregen op de Haagse Hogeschool. Door middel van dit bestand is het mogelijk om de locaties van gewrichten en het lichaamszwaartepunt op te roepen.

Aan de hand van de uit het Excel bestand verkregen coördinaten van de zwaartepunten van de knie worden de afstand tussen knie en de zwaartelijns berekend.

Hiermee kan worden berekend hoe groot de statische momenten zijn die door de knie moet worden geleverd om evenwicht te maken (andere momenten buiten beschouwing latend).

Massa boven knie * a (afstand zwaartelijns tot knie) = Flecterend moment op knie (Statisch moment)
 $702,4 \text{ Newton} * 0,138 \text{ m} = 96,93 \text{ Nm}$

Om deze positie vast te houden is een tegengesteld (extenderend) moment van dezelfde grootte nodig. Aangezien er hier sprake is van een extenderende beweging, is het werkelijke kniemoment groter. Omdat het een trage beweging betreft, hoeft dit extra moment niet heel groot te zijn. Daarom wordt het statisch moment met 10 procent vergroot:

$$96,93 * 1,1 = 106,623 \text{ Nm}$$

Dit moment wordt vervolgens gedeeld door het lichaamsgewicht om het moment per kilogram te duiden:

$$106,623 \text{ Nm} / 80 \text{ kg} = 1,333 \text{ Nm/kg ofwel } 0,6665 \text{ Nm/kg per been.}$$

Hiermee kan een schatting worden gemaakt van het benodigde moment voor andere personen.

Voor iemand van 120 kg speelt bijvoorbeeld een moment van $1,33 * 120 = 159,96 \text{ Nm}$, terwijl iemand van 60 kg een moment gebruikt van $79,98 \text{ Nm}$.

Ontwerpeis 1: De orthese kan voldoende moment leveren voor alle (gangbare) gewichtsklassen of op iemands gewicht worden aangepast. (1,333 Newtonmeter per kilogram lichaamsgewicht of 0,6665 Newtonmeter per kilogram lichaamsgewicht per been).

Als er sprake was geweest van een dynamische analyse, zou er meer gegevens nodig zijn geweest, evenals gecompliceerdere berekeningen. Zo zou aan de hand van de versnelling per tijdstap te hoekversnelling van alle gewrichten worden berekend om de totale versnelling van het lichaamsgewicht te berekenen. Aan de hand daarvan zouden dan de totale krachten en momenten die op en door de knie zijn geleverd worden berekend.

Een belangrijk aspect van de orthese is voorkomen dat de voet onder iemand wegschiet, bijvoorbeeld doordat de orthese te vroeg activeert of de bekrachtiging te groot is. Dit is voornamelijk van belang in de eerste fase van de Sit-to-Stand, de Seat-off, wanneer het volle gewicht nog niet op de voeten steunt.

Tijdens de Sit-to-Stand wisselt de reactiekracht van het lichaam op de ondergrond, vlak voor Seat-off steunt iemand immers nog voor een deel op de stoel. In de onderstaande tabel is uiteengezet bij hoeveel kniemoment er maximaal per been kan worden geleverd bij opeenvolgende waarde van wrijvingscoëfficiënt met de ondergrond en hoeveel van het lichaamsgewicht op de voet drukt. Er wordt uitgegaan van een gelijke gewichtsverdeling op beide voeten en een momentsarm tussen knie en voetzool van 0,44 meter.

Voorbeeld: uitgaande van een persoon van 80 kg, waarvan 70% van het lichaamsgewicht op de voeten rust bij een wrijvingscoëfficiënt (f) van 0,8.

Knie-voet lengte is 0,44 meter.

Lichaamsgewicht * percentage = gewicht op voeten (Fn)

$$800 \text{ Newton} * 0,7 = 560 \text{ Newton}$$

$F_n * f = \text{maximum Wrijvingskracht (Fw)}$

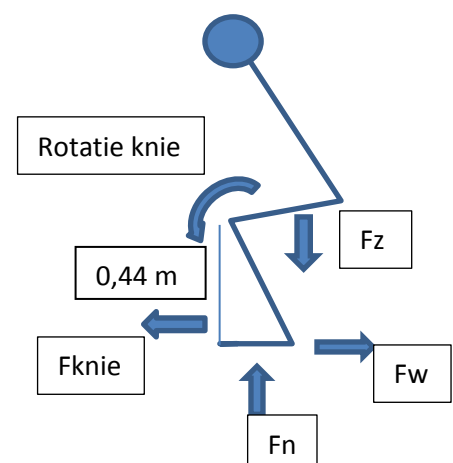
$$560 \text{ Newton} * 0,8 = 448 \text{ Newton}$$

$F_w * \text{Lengte knie-voet} = \text{Maximaal kniemoment (Mkmax)}$

$$448 \text{ Newton} * 0,44 \text{ meter} = 197,12 \text{ Nm}$$

$Mk_{\text{max}} / 2 = \text{Maximaal kniemoment per been (Mkmaxb)}$

$$197,12 \text{ Nm} / 2 = 98,56 \text{ Nm}$$



Mkmaxb / lichaamsgewicht = Maximum kniemoment per been per kilogram.
 98,56 Nm / 80 kg = 1,232 Nm/kg per been.

	f	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
Gewicht op voeten (%)	Maximaal kniemoment per been (Nm/kg)										
100		0,22	0,44	0,66	0,88	1,1	1,32	1,54	1,76	1,98	2,2
95		0,209	0,418	0,627	0,836	1,045	1,254	1,463	1,672	1,881	2,09
90		0,198	0,396	0,594	0,792	0,99	1,188	1,386	1,584	1,782	1,98
85		0,187	0,374	0,561	0,748	0,935	1,122	1,309	1,496	1,683	1,87
80		0,176	0,352	0,528	0,704	0,88	1,056	1,232	1,408	1,584	1,76
75		0,165	0,33	0,495	0,66	0,825	0,99	1,155	1,32	1,485	1,65
70		0,154	0,308	0,462	0,616	0,77	0,924	1,078	1,232	1,386	1,54
65		0,143	0,286	0,429	0,572	0,715	0,858	1,001	1,144	1,287	1,43
60		0,132	0,264	0,396	0,528	0,66	0,792	0,924	1,056	1,188	1,32
55		0,121	0,242	0,363	0,484	0,605	0,726	0,847	0,968	1,089	1,21

Tabel 3 Maximaal kniemoment. Bij elk wrijvingscoëfficiënt (f) en Normaalkracht (Fn) wordt berekend hoeveel wrijvingskracht er op de voeten staat. In deze tabel staat hoe groot het kniemoment op z'n moment mag zijn om verschuiven te voorkomen bij een knie-hak lengte van 0,44 meter. De groengekleurde vakken zijn de groottes van kniemoment waarmee de Sit-to-Stand kan worden uitgevoerd (groter dan 0,6665 Nm/kg per been).

Ontwerp eis 2: De orthese hoeft niet meer kniemoment per kilo per been te leveren dan wat in de groen gekleurde vakken staat aangegeven. (maximaal 2,2 Nm/kg per been).

Ter illustratie van de wrijvingscoëfficiënten is met behulp van een veerunster een eenvoudige proef uitgevoerd. Drie materialen en vier typen schoeisel zijn gewogen, de eerste drie materialen elk verzaaid met een extra gewicht. Deze zeven onderwerpen werden vervolgens op een ondergrond geplaatst en aan het veerunster voortgetrokken. Op het veerunster kon worden afgelezen hoeveel totale kracht het kost om de voorwerpen in beweging te krijgen (de totale wrijvingskracht). Deze kracht werd gedeeld door het gewicht om het wrijvingscoëfficiënt vast te stellen.

Wrijvings-coëfficiënt	Sok (katoen)	(kunst) leer	zacht rubber	sandaal	Wandel-schoen	Sneaker	"Nette" schoen
Plavuis tegel	0,274	0,524	0,478	0,550	0,800	0,786	0,350
tapijt (laag)	0,762	0,667	0,609	0,900	1,636	1,071	0,850
mat	0,810	0,667	0,587	0,900	1,255	1,179	0,850
Tapijt (middelhoog)	0,952	0,762	0,565	1,250	1,564	1,250	1,050
Laminaat	0,333	0,476	0,348	0,600	0,655	0,857	0,450

Tabel 4: Praktische voorbeelden voor wrijvingscoëfficiënten

In de tabel komen waarden voor die groter zijn dan 1. Dit komt niet enkel door het gebruikte materiaal, maar ook door het profiel van zowel de schoenzool als de ondergrond, welke in elkaar grijpen om meer weerstand (en dus grip) opleveren. Een doorsnee bergschoen heeft een ruwer profiel dan een sandaal, wat meer grip oplevert.

3. Andere verkrijgbare hulpmiddelen

Er zijn al enkele bestaande specifieke hulpmiddelen voor de Sit-to-Stand beweging op de markt. Deze worden hieronder kort benoemd.

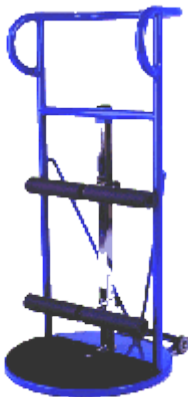


opsta kussen

Een draagbaar kussen dat een extra zetje geeft voor de Sit-to-Stand handeling. Deze benadert zodoende de gangbare handeling. Ook verkort deze de weg terug van stand naar zit. Dit hulpmiddel is instelbaar en tilt tot 80% van het lichaamsgewicht. Maximaal draagvermogen is 155 kg. Het kussen dat deze kracht levert weegt 3,6 kg, terwijl de zwaarste (elektrisch bediend) neerkomt op 5,8 kg.

Sta op stoel

De meest bekende opstahulp. Ze lijken sterk op een normale fauteuil, maar hebben een systeem ingebouwd waardoor de stoel oprijst en voorover kantelt. Deze systemen zijn groot en prijzig, waarbij veel acht wordt geslagen op gebruiksgemak en comfort (er zijn zelfs varianten met rug verwarming). Mede hierdoor dienen deze systemen aangesloten te zijn op het lichtnet.



Opstahulp

Soort combinatie tussen een kruk en een kruiwagen waar de gebruiker zich aan optrekt, van links naar rechts Transi, Return en Turner. Deze zijn opklapbaar voor vervoer binnenshuis. Ze leveren stabiliteit en zijn instelbaar aan de eisen/bouw van de gebruiker. Gewicht varieert van 11 tot 15 kg. Draagvermogen reikt tot 150-180 kg.

Exoskelet

Een groeiend aandeel in de revalidatie bestaat uit Exoskeletten.

Een exoskelet is een geavanceerde versie van de al bekende orthese. Een exoskelet onderscheidt zich van een standaard orthese in dat exoskeletten elektronisch aangestuurd worden en actief aan de beweging bijdragen, terwijl menig orthese slechts passieve ondersteuning levert. Het verschil met de orthese die in deze scriptie wordt uitgewerkt en een echt exoskelet is dat de laatste met sensoren en ingebouwde computers 'zelf' bijhoudt hoeveel bekrachtiging op welk moment moet worden geleverd.

Exoskeletten hebben als groot voordeel dat deze sterk en betrouwbaar zijn. Ze worden aan het lichaam gedragen en zorgen vaak dat ze genoeg kracht leveren om de belasting van de gebruiker op de orthese op te wekken.

Ze zijn nog geen algemeen goed, mede door de hoge prijs en onbekendheid op de markt. Ook zijn de meeste van deze ortheses nog in ontwikkeling.

Exoskeletten geven de gebruiker extra belasting in het moeten dragen van een krachtbron (vaak in een rugzak) en de skeletten zelf wegen dikwijls enkele kilo's.

Deze typen orthese zijn vele malen gecompliceerder dan een standaard orthese. Een exoskelet bevat meerdere sensoren en ingebouwde computersystemen om de orthese aan te sturen, waardoor het systeem een continue energievoorziening nodig heeft. Daarbij is de Sit-to-Stand beweging dermate infrequent dat een exoskelet dat puur op deze handeling is gericht een onpraktische keuze lijkt.



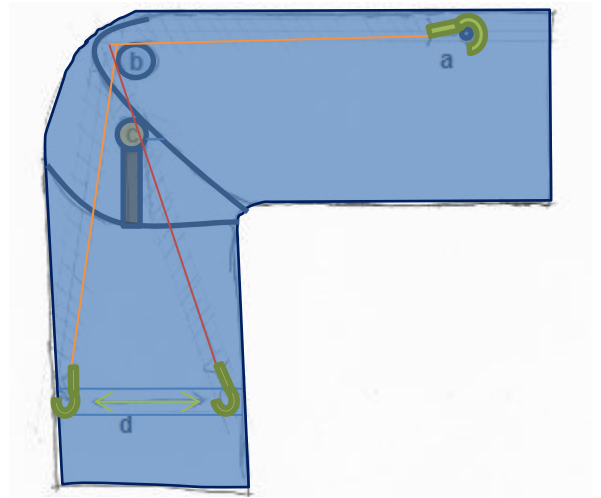
Figuur 3: Voorbeelden van twee been georiënteerde exoskeletten: een trainondersteuning (Robots.nu, 2013) en een 'normaal' been systeem voor dagelijks gebruik (Singularity Hub, 2012)

Ontwerp eis 3: De orthese moet eenvoudig te vervoeren zijn (niet breder dan 5 centimeter ten opzichte van het been), geschikt zijn voor buitenshuis gebruik en mag per orthese maximaal 1 kg wegen in verband met draagbaarheid.

4. Idee fase en schetsen

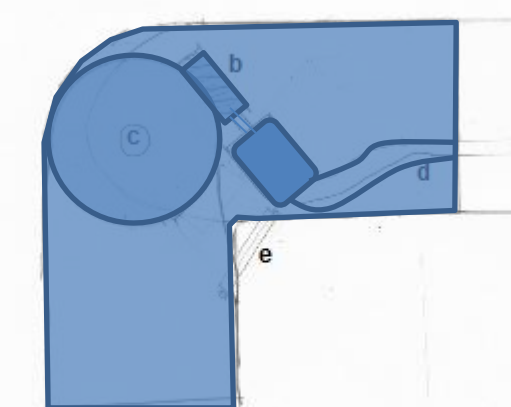
Er bestaan verschillende opties om een orthese tot een bekrachtingsysteem om te vormen. Al dat wordt vereist is een constructie waardoor de orthese op 'eigen' kracht in beweging komt. Een van de eerst verkende opties is het hanteren van een veersysteem. Door te gaan zitten zou een veer op spanning kunnen worden gebracht, welke vervolgens de energie weer teruggeeft bij het gaan staan. Veren zijn vrij efficiënt en zijn relatief goedkoop. Eventueel zou het mogelijk zijn om met een hefboom de veer op spanning te brengen alvorens te gaan staan.

De veer kan eventueel ook worden vervangen door een elastiek.



Figuur 4: Schets van het veer systeem. Een aparte constructie (onderbeen, d) zorgt dat de veer door het rotatiepunt (c) in de knie loopt, waardoor de knie in rust niet wordt gestrekt. a: ankerpunt bovenbeen. b: geleidingspunt voor veer. De oranje lijn is de veer in actieve stand, de rode voor de veer in ruststand.

Een andere optie bestaat uit een motor met overbrengingen. Deze heeft als voordeel dat het niet eerst op spanning hoeft te worden gebracht. Een elektromotor is daarentegen vrij duur, zwaar en groot, mede door de voeding. Aangezien de Sit-to-Stand doorgaans een beperkt aantal keren wordt uitgevoerd, kan de accu relatief klein blijven. Bovendien kan de accu ver van de motor worden geplaatst, mits er een elektriciteitsleiding tussen de accu en de motor loopt. Een met motor aangedreven systeem biedt een keur aan opties: de motor kan bijvoorbeeld, via een overbrenging systeem (van heup of middel naar knie), ook elders op het lichaam worden geplaatst en toch de knie aandrijven. De aandrijving zelf kan gebruik maken van tandwielen of tandriemen. Dit systeem laat erg veel te wensen over, omdat bij een lange overbrengingsketen vrijwel altijd zou hinderen: een motor op de rug knelt tegen een stoelleuning, op de buik kunnen motortrillingen als hinderlijk worden ervaren, en op de zij of heup geplaatst zitten ze in de weg bij het gaan en staan. Een verlengde keten is erg kwetsbaar en de orthese zou erg groot en zwaar worden. Bovendien kan de motor erg eenvoudig ontkoppeld raken, daar de rug niet altijd gestrekt is. Dit kan met een elastische riem worden opgevangen, maar deze riem zou vervolgens continu kracht tussen bijvoorbeeld middel en heup leveren, wat zou hinderen in het dagelijks handelen.



Figuur 5: Schets van wormwiel aangedreven systeem. De motor (a) bevindt zich lateraal aan het been. De voeding is elders op het lichaam geplaatst. In de knieholte een schets van een lineaire potentiometer (e) voor eventuele feedback naar aandrijving. b: worm. c: rotatiepunt en wormwiel. d: kabels van/naar accu.

Een andere, meer reële mogelijkheid is het plaatsen van de motor op het bovenbeen om de knie of het onderbeen direct aan te drijven. Eén systeem maakt gebruik van een wormwielaandrijving. Een wormwielaandrijving is stil, is eenvoudig en goedkoop af te dekken, kent een erg grote overbrengingsverhouding waardoor de worm meerdere rotaties moet maken en is zelf remmend, zodat iemand bij het uitvallen of uitschakelen van de motor niet direct terugvalt. Een andere optie hanteert een ketting- of tandriemaandrijving, met een eventuele optie voor een aandrijving aan beide kanten van het been. In beide gevallen wordt de onderste helft van de orthese (te weten, het deel aan het onderbeen) uit nagenoeg één stuk vervaardigd, met een tandwiel aan de laterale zijde van de knie. Door middel van dit tandwiel wordt de

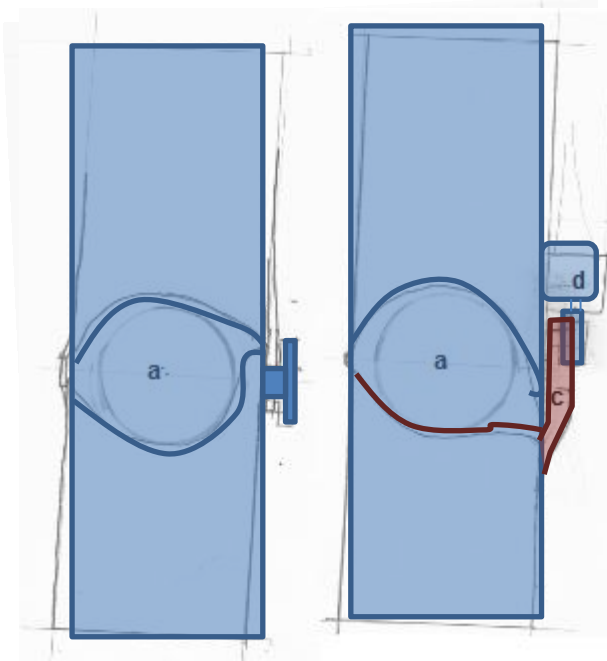
opstahulp aangedreven. Dit systeem wordt echter vrij groot en kwetsbaar en zou meer in de weg zitten.

Een schijfmotor is een nog directere optie.

Deze motoren worden op het rotatiepunt geplaatst om op deze wijze direct de kniebeweging te bekrachtigen. Hiermee is minder gewicht en materieel op het bovenbeen aanwezig. Bovendien kan een directe koppeling moeilijker per ongeluk verbroken worden. Dit spaart ook materiaal uit voor

een tandwielkast, aangezien er geen draaiende tandwielen zijn. In verband met het grote kniemoment zou echter ook een grote motor nodig zijn.

Ook van belang is de regulering van de kracht die door het systeem wordt geleverd. Aanvankelijk, bij de seat-off, is het vereiste moment het grootst. Deze zal echter gaandeweg afnemen, omdat tijdens de beweging de momentsarmen tussen knie en lichaamszwaartepunt steeds kleiner wordt. Een veer kan dit automatisch doen, maar een elektrisch systeem vereist een uitgebreidere aanpak. De beweging zou in een dergelijk geval kunnen worden voorgeprogrammeerd. Anderzijds kan een lineaire potentiometer worden gebruikt om aan te geven wanneer het systeem uit kan schakelen. Dit kan zorgen dat een langere of kortere cyclustijd voldoende wordt ondersteund.



Figuur 6: Schetsen van vooraanzichten. In beide gevallen is een ruimte gelaten om de knieschijf niet te hinderen (a). Links: door een gat is een apart tandwiel (b) direct op het onderbeenstuk aangesloten. Deze hecht aan op een verloopstuk die door een ruimte die in het bovenbeenstuk is gelaten. Deze laatste heeft een duidelijkere verbinding tussen beide delen van de orthese. Rechts: de methode met wormwielaandrijving. Het onderbeenstuk bestaat uit een gedeeltelijk wormwiel (c) aan de laterale zijde.

5. Risico Analyse

Mogelijke Risico's bij het gebruik van de orthese

Gelijkschakelen van de beweging in beide benen

Aangezien de orthese twee benen bekrachtigt, moet worden voorkomen dat de systemen ongelijk activeren. Dit betekent bijvoorbeeld dat een bekrachtiging in het linker been sterker of later activeert dan die in het rechterbeen. Met een elektrische motor is dit te verhelpen door een gelijkschakelaar te gebruiken. Een veersysteem kan ongelijk activeren, waardoor er een te grote belasting op een veer kan komen staan, met wegschieters of een ongelijke bekrachtiging tot gevolg.

Hier komt ook bij dat beide voeten naast elkaar op de grond moeten staan bij activatie. Aangezien dit vaker voorkomt bij de trage Sit-to-Stand zou deze vereiste in principe geen beletsel vormen.

Gebruiker raakt bekneld/blijft ergens aan hangen tijdens de Sit-to-Stand

De orthese levert niet alle kracht vereist voor de beweging. Met een veersysteem zou de gebruiker zich vrij eenvoudig terug kunnen laten vallen. Een motor aangedreven systeem wordt moeilijker. Het zou een mogelijkheid moeten zijn om de beweging halverwege terug te kunnen draaien, al dan niet automatisch. Een wormwiel is zelf remmend tot op een zeker niveau. Een schijfmotor zou bij de-activatie geen of een beperkte remmende functie hebben. Voor beide situaties is dan afdoende dat het systeem wordt uitgeschakeld. Dit kan ofwel handmatig, ofwel automatisch. Deze laatste zou een versnellingssensor in het gewricht of een druksensor bovenop het been kunnen zijn.

Het systeem activeert wanneer dit niet de bedoeling, bijvoorbeeld in zit of het gaan zitten

Dit kan worden veroorzaakt door het per ongeluk overhalen van een schakelaar die de motor activeert, of een veer die in actieve positie verschuift bij het verzitten. Dit heeft als gevolg dat een voet wegschiet, aangezien er nu minder wrijvingskracht aanwezig is.

Aangezien dit in sommige gevallen erg moeilijk is terug te draaien, is een dergelijke situatie onacceptabel.

Een veer aangedreven systeem kan problemen geven bij het aan- en uittrekken en het gaan zitten

Bij het aantrekken zou de gebruiker de veer handmatig moeten aanspannen, waar iemand kort na het ontwaken misschien niet de kracht voor heeft. Bij het uittrekken van de orthese kan de veer wederom problemen geven door samentrekking, waardoor bijvoorbeeld een deel van de orthese wordt gelanceerd. Bij het gaan zitten kan de veer ervoor zorgen dat de voet(en) wegschiet(ten). Voor het voorkomen van dit probleem moet nog een oplossing worden gevonden.

Een veer aangedreven systeem schiet los en veroorzaakt schade

De veer kan breken, een van de ophangpunten kan los breken of de veer glipt van het ophangpunt. Deze ophangpunten moeten dan zodanig in de orthese zelf worden verwerkt dat deze maximaal trekkracht kan weerstaan.

Vingers, stof en/of haren raken bekneld in het systeem

Dit moet uiteraard worden voorkomen. Een tandwielkast biedt hier uitkomst. Ook het afdekken van scharnierpunten in de orthese zelf verdient hiervoor aanbeveling.

6. Eisen en wensen

Eisen:

- Helpt bij een Sit-to-Stand cyclustijd van 3 seconden;
- Geleverde momenten zijn instelbaar afhankelijk van het gewicht van de drager of wat nodig is, bijvoorbeeld 50% van het totale moment (motoren doen dit automatisch);
- Het geleverde moment van de orthese moet aangepast zijn aan het maximaal mogelijke moment in de 1^e fase van de beweging in verband met de belasting en wrijving (zie pagina's 5 en 7);
- De drager draagt zelf de helft van de krachten en momenten bij tijdens de Sit-to-Stand beweging, de orthese vangt de andere helft op;
- Moet 16 repetities per dag kunnen voltooien zonder krachtverlies van de accu's (elektrisch gemotoriseerd);
- Moet, bijvoorbeeld in geval van nood, toestaan dat de beweging halverwege weer ongedaan kan worden gemaakt of anderszijds afgebroken, bij voorkeur ontgrendeling;
- De totale orthese weegt niet meer dan 1 kg per been;
- Orthese mag bij overige standaardbewegingen (zoals gaan) niet hinderen of knellen. De knieschijf moet vrij blijven van onderdelen of obstructie;
- Beperkte warmteopbouw vanuit materiaal, temperatuurgrens op contactoppervlak met de huid gesteld op 30 graden;
- Mag geenszins irriteren, dus geen allergeen materiaal;
- Moet afvoer van transpiratievocht toestaan;
- Bewegende onderdelen (draaiende tandwielen of kettingen) moeten worden afgedekt opdat er geen vingers of kleding klem kan komen te zitten, bewegende delen maken geen huidcontact;
- De orthese moet onder gewone kleding passen;
- Motor/aandrijving mag niet verder dan 3-4 centimeter uitsteken;

Wensen:

- Eenvoudig te onderhouden;
- Eenvoudig/zelfstandig aan te trekken;
- Lange levensduur (3 jaar, 18000 laag frequente repetities);
- Streefgewicht 500 tot 600 gram per been;
- De orthese is bestand tegen het volle lichaamsgewicht (Moment van 160 Newtonmeter per been);
- Kan onder (normale) kleding worden gedragen.

7. Evaluatie/de praktijk

Er wordt vanaf hier uitgegaan van een gebruiker van 120 kg. Op deze wijze zal het systeem sterk genoeg kunnen zijn om het grootste deel van de senioren te kunnen ondersteunen.

Vering

Wat is nodig:

Een totaal geleverd kniemoment van $120 \cdot 1,333 = 159,96 \text{ Nm}$.

Ervan uitgaande dat de gebruiker zelf de helft van de kracht levert en twee ortheses draagt, moet een kwart van dit moment (39,99 Nm) per veer worden geleverd. De veer krijgt, wegens de geringe beschikbare ruimte op de knie, een beperkte momentsarm van 30 millimeter (0,03 meter).

Met deze momentsarm en een gebruiker die de helft van de kracht zelf levert zou elke veer een kracht van 1333 Newton (133,3 kg) moeten kunnen leveren of, als aan beide zijden van de knie een veer wordt geplaatst, 666,5 Newton (66,65 kg).

$120 \text{ kg} \cdot 1,333 \text{ Nm/kg} = 159,96 \text{ Nm}$

$159,96 \text{ Nm} / 4 = 39,99 \text{ Nm}$ per been

$39,99 \text{ Nm} / 0,03 \text{ m} = 1333 \text{ Newton}$ per veer (een per been)

$1333 \text{ Nm} / 2 = 666,5 \text{ Newton}$ per veer (twee per been)

De veren moet na 4-5 centimeter verlenging voldoende kracht kunnen leveren.

Bij gebruik van een elastiek worden dezelfde waarden gebruikt.

Uiteraard moet de ophanging waarmee de veer aan de orthese is bevestigd eveneens deze krachten langdurig kunnen leveren.

Wat bestaat:

Er bestaan trekveren in vele maten en soorten. Trekveren vervaardigd van pianostaal draad zijn doorgaans de sterkste. Een trekveer die 1333 N aan kracht kan leveren is (voor particulieren) echter niet of zeer moeilijk te krijgen. Dit komt waarschijnlijk door de gebrekkige vraag naar dergelijke extremen en de beschikbare materialen.

De sterkste veren voldoen

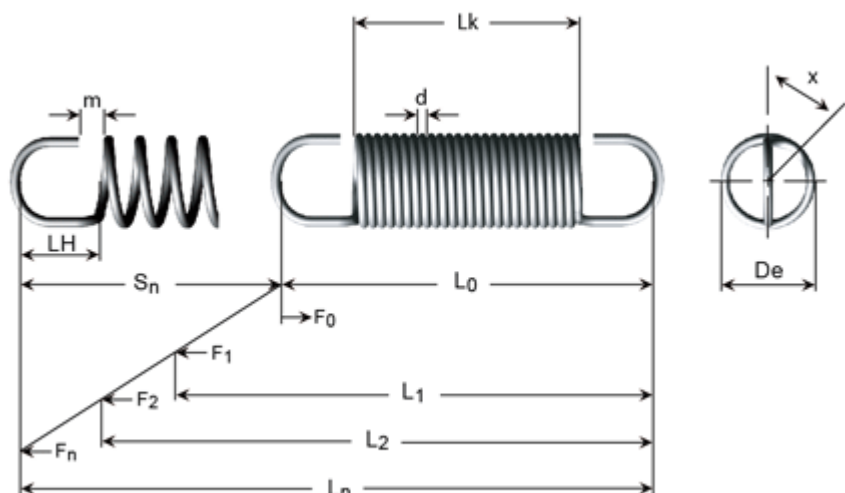
niet aan de eenzijdige

eisen (figuur 6).

Veren aan beide zijden is

ook geen goede optie.

Deze zijn weliswaar in de juiste sterkte te krijgen, maar zijn vrij breed (figuur 7). Zeker aan de mediale zijde van het been zou dit bijna 6,5 centimeter aan ruimte gebruiken, waardoor de drager erg breed zou moeten gaan en staan.



Figuur 7 Afbeelding van een veer met technische gegevens.

d Draad mm	De Buitendiameter mm	LO Vrije lengte mm	Ln Max. belaste lengte mm	Sn Max. slag mm	Fn Max. kracht N	FO Initiële kracht N	R Veerconstante N/mm
Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	1110,00 ▼	Kies ▼	Kies ▼
5,00	25,00	79,00	90,90	11,90	1110,00	163,95	79,50
5,00	25,00	109,00	128,00	19,00	1110,00	165,70	49,70
5,00	25,00	154,00	183,70	29,70	1110,00	165,54	31,80

d Draad mm	De Buitendiameter mm	LO Vrije lengte mm	Ln Max. belaste lengte mm	Sn Max. slag mm	Fn Max. kracht N	FO Initiële kracht N	R Veerconstante N/mm
Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	924,60 ▼	Kies ▼	Kies ▼
5,00	25,00	79,00	90,90	11,90	924,60	136,58	66,22
5,00	25,00	109,00	128,00	19,00	924,60	132,30	41,70
5,00	25,00	154,00	183,70	29,70	924,60	137,85	26,49

Figuur 8: Tabellen van beschikbare veren bij hoogst verkrijgbare maximum kracht. De leverancier geeft zelf aan dat deze kracht beter niet gebruikt kan worden. Tabel en andere gegevens zijn te vinden op Industriele-veren.nl (Sodemann industrifjedere a/s)

d Draad mm	De Buitendiameter mm	LO Vrije lengte mm	Ln Max. belaste lengte mm	Sn Max. slag mm	Fn Max. kracht N	FO Initiële kracht N	R Veerconstante N/mm
Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	685,00 ▼	Kies ▼	Kies ▼
4,50	32,00	86,30	115,30	29,00	685,00	102,10	20,10
4,50	32,00	113,00	159,60	46,60	685,00	97,84	12,60
4,50	32,00	154,00	226,60	72,60	685,00	102,02	8,03
4,50	32,00	221,00	337,00	116,00	685,00	103,84	5,01

d Draad mm	De Buitendiameter mm	LO Vrije lengte mm	Ln Max. belaste lengte mm	Sn Max. slag mm	Fn Max. kracht N	FO Initiële kracht N	R Veerconstante N/mm
Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	Kies ▼	673,10 ▼	Kies ▼	Kies ▼
5,00	36,00	96,60	128,80	32,20	673,10	98,97	17,83
5,00	36,00	127,00	178,50	51,50	673,10	102,48	11,08
5,00	36,00	172,00	252,40	80,40	673,10	101,46	7,11
5,00	36,00	247,00	376,00	129,00	673,10	99,05	4,45

Figuur 9: Veren voor twee per been.

Elastieken die 66 (of 33) kg kunnen leveren zijn op de markt erg moeilijk te vinden.

Dit komt hoogst waarschijnlijk door een gebrek aan vraag. Daarbij wordt de (maximaal) leverbare kracht bijna nooit specifiek vermeldt.

Uiteindelijk is er een bron gevonden die wel wat informatie oplevert. Deze elastieken verlengen met 120% (worden ruim twee maal zo lang) en breken na bijvoorbeeld 125 lbs, ofwel (125 * 0,45) 56,25 kg. Deze Elastieken kunnen meer dan genoeg kracht hebben en zijn smal genoeg, maar er wordt nergens melding gemaakt van de hoeveelheid kracht die het elastiek levert en een rek van 120% is erg extreem. Met een maximale slag van 50 millimeter zou het elastiek erg kort moeten zijn.

Size	Color/Trace	Diameter inch/mm	Min. Breaking Strength in lbs ±	Elongation	Order #	Price for 10 ft Length
1/4"	White/Black	.250/6.35	125 lbs	120% ± 15	RS250-CER10	\$8.00
1/4"	Black	.250/6.35	125 lbs	120% ± 15%	RS250-MER10	\$8.00
5/16"	White/Black	.312/7.93	185 lbs	120% ± 15%	RS312-CER10	\$9.00
5/16"	Black	.312/7.93	185 lbs	120% ± 15%	RS312-MER10	\$9.00
3/8"	White/Black	.375/9.52	215 lbs	120% ± 15%	RS375-CER10	\$10.00
3/8"	Black	.375/9.52	215 lbs	120% ± 15%	RS375-MER10	\$10.00
7/16"	White/Black	.437/11.09	280lbs	120% ± 15%	RS437-CER10	\$12.00
1/2"	White/Black	.500/12.70	325 lbs	120% ± 15%	RS500-CER10	\$13.00
1/2"	Black	.500/12.70	325 lbs	120% ± 15%	RS500-MER10	\$13.00
5/8"	White/Black	.625/15.88	500 lbs	120% ± 15%	RS625-CER10	\$20.00
5/8"	Black	.625/15.88	500 lbs	120% ± 15%	RS625-MER10	\$20.00

Figuur 10: Tabel van leverbaar elastisch bungee touw via reefscuba.com (Reefscuba). Kracht in engelse ponden (1 lbs = 0,45 kg).

Overige gedachten:

Een veer is schoon, goedkoop en eenvoudig, maar kent als bekrachtiging enkele problemen:

- De veer zou problemen kunnen opleveren bij het aantrekken van de orthese.
- Bij het gaan zitten zouden de veren op spanning kunnen worden gebracht. Dit is een probleem als bij het gaan zitten de voeten wegschieten. Een gestrekt been bij het zitten is onhandig en is moeilijker terug naar een negentig graden positie terug te brengen wanneer er een continu strekkende kracht op wordt geleverd. Bovendien kan een sterke veer op deze manier blessures veroorzaken.
- Een hefboom om de veer op te spannen geeft praktische problemen, onder andere wegens beperkte ruimte: de gebruiker zou door de stof van diens broek heen grip moeten hebben op de hendel en vervolgens een slag moeten verplaatsen. Hierdoor zou de hefboom zelf van beperkte lengte moeten zijn om te kunnen worden gebruikt.
- Een veersysteem kan aan de gebruiker worden aangepast door meerdere veren aan te brengen. Dit kan erg veel ruimte innemen.
- Als het ophangpunt niet sterk genoeg is, kan de veer losschieten. Dit zorgt dat de orthese minder effectief wordt, en kan schade aanrichten.

Motor

Wat is nodig:

Een motor of aanverwant systeem die op de knie een Rotatiemoment van 159,96 Nm levert en een vermogen (P) van 26 Watt, uitgaande van een Sit-to-Stand beweging over 3 seconden:

Moment * Gemiddelde hoeksnelheid = vermogen (P)

$159,96 \text{ Nm} * (0,5 \text{ radialen} / 3 \text{ seconden})$

$159,96 \text{ Nm} * 0.1667 \text{ radialen/seconde} = 26,66 \text{ Watt}$

Of 79,98 Nm en 13,33 Watt per been.

Dit zijn tevens de vereisten voor een schijfmotor aandrijving, of beiden gehalveerd als er plaats is voor twee motoren per been: ongeveer 40 Nm en 6,7 Watt per been.

Voor een wormwiel systeem zou dit uitkomen op het volgende.

Rendement van een wormwiel = 0,5

Vermogen op knie = 26,66 Watt

Moment op knie = 159,96 Nm

Vermogen motor Totaal = $26,66 / 0,5 = 53,32 \text{ Watt}$

Vermogen per been = 26,66 Watt

Overbrengingsverhouding Wormwiel = 1:40 (een rotatie van het wormwiel is veertig rotaties van de worm)

Moment geleverd door motor = $159,96 / 40 = 3,999 \text{ Nm} \rightarrow 1,9995 \text{ Nm}$ per been of as moment.

Voor een beweging van 90 graden ($\frac{1}{4}$ rotatie) zou de motor 10 rotaties in 3 seconden moeten leveren, dus 200 rotaties per minuut.

Of, bij een overbrengingsverhouding van 1:200:

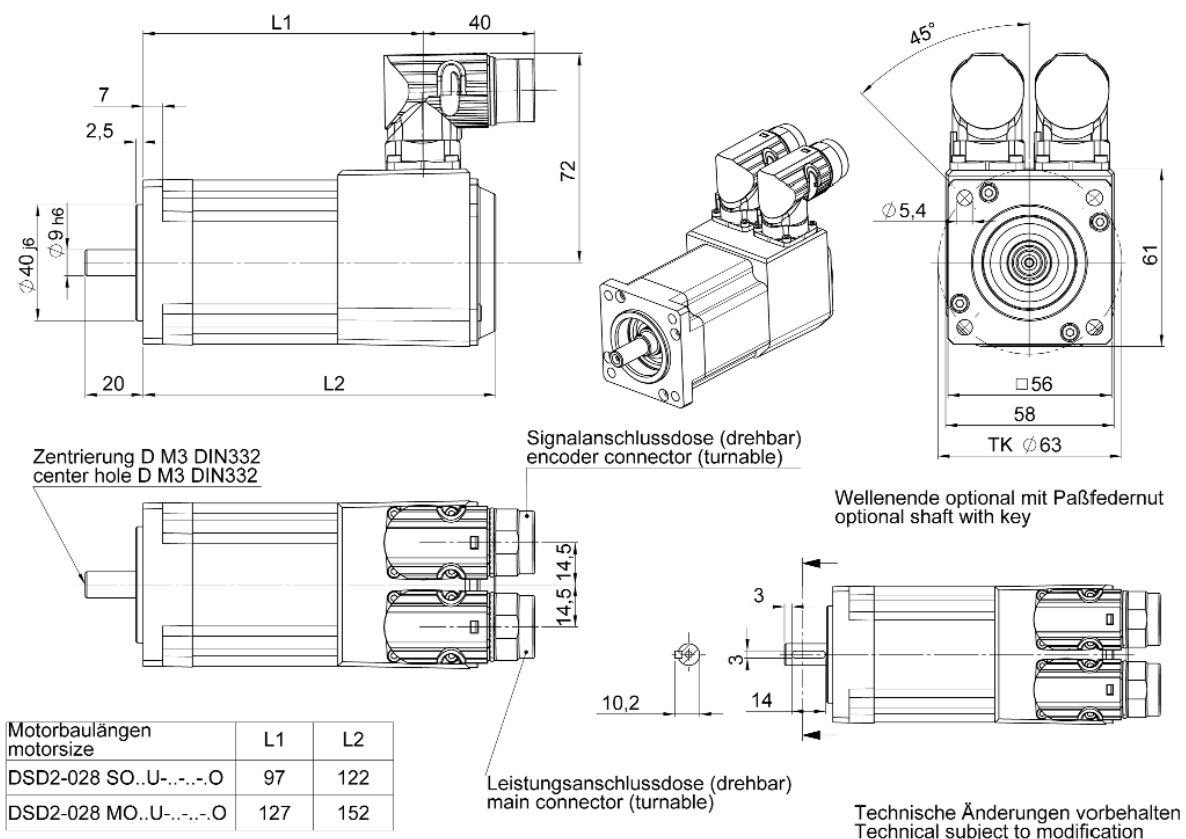
$159,96 / 200 = 0,7998 \rightarrow 0,3999 \text{ Nm}$ per been.

In dit geval moet de motor 50 rotaties in 3 seconden maken, dus 1000 rotaties per minuut.

Wat bestaat:

	DSD 28	DSD 36	DSD2-045	DSD2-056	DSD2-071	DSD2-100
P_N [kW]	0,3-0,6	0,4-0,9	0,73-2,4	1,3-7,8	3-25	1,9-42
n_N [min ⁻¹]	4500-6000	4000-6000	3000-6000	2000-6000	2000-6000	1200-6000
J [kgcm ²]	0,13-0,2	0,18-0,42	1,0-1,9	3,6-6,6	11,7-18,9	52-105
M_0 [Nm]	0,7-1,2	1,2-2,8	2,7-5,8	7-20	17-73	42-210
M_{0max} [Nm]	2,0-3,9	2,8-8,4	12-28	25-57	53-105	105-280

Figuur 11: Technische gegevens van een elektromotor



Figuur 12: maten voor geschakelde elektromotor

Kleine motoren die 2 Nm halen zijn beschikbaar. Dit zijn echter zogenoemde “stepper” motoren (stapsgewijs) of volwaardige servomotoren. Enkele 24-volts motoren die wel 2 Nm bereiken hebben een rotatiesnelheid van 63 omwentelingen per minuut, veel minder dan de minimaal vereiste 200. Servomotoren wegen minimaal 1,5 kg per stuk, wat de maximale gewichtsgrens van 1 kg ruimschoots overschrijdt.

Motoren met een draaimoment van 0,40 Nm en een bruikbaar toerental zijn ook beschikbaar. Deze zijn echter eveneens te zwaar en 78 millimeter breed, veel te groot om aan de gestelde eisen te voldoen.

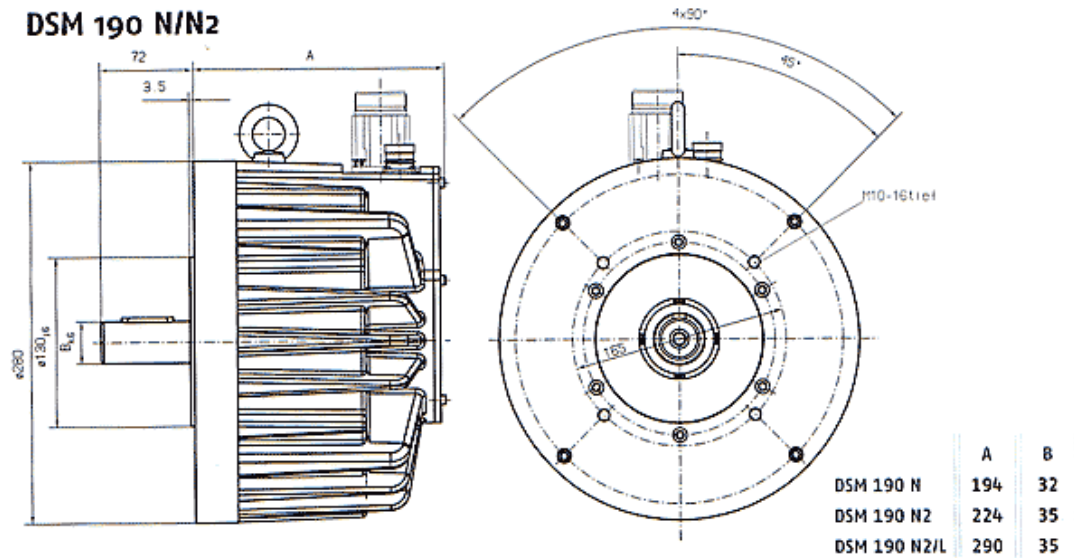
Schijfmotoren van Baumüller (Baumüller) leveren een maximaal Moment van 60 Nm, een vermogen van 6300 Watt en steken 194 mm uit. Een maat kleiner komt neer op 14,4 Nm en 4500 Watt bij een breedte van eveneens 194 mm. Bij een kniemoment van 152,16 Nm waarbij de gebruiker zelf de helft van het vermogen bijdraagt en aan elk been een motor draagt, zou een kleinere motor van 38 Nm voldoende zijn.

Deze type motoren zouden enkel voor extreem laag gewicht raadzaam zijn.

DSM 115 - 190 Technical data

	DSM 115 N/I 1)	DSM 115 N2)	DSM 117 N	DSM 130 N	DSM 150 N	DSM 170 N	DSM 190 N	DSM 190 N2/L
P_N [W]	205	410	470	1400	2260	3000	4500	6300
n_M [min-1]	3000	3000	3000	3000	3000	3000	3000	1000
J [kgcm ²]	10	10	10	18	40	60	90	120
M_N [Nm]	0.65	1.3	1.5	4.5	7.2	9.6	14.4	60.0

Figuur 13: Technische gegevens van enkele schijfmotoren van Baumüller



Figuur 14: Maten van elektrische schijfmotor

Overige gedachten:

Elektrische motoren zijn vrij duur.

Een motor kan warm worden. Aangezien het hier korte en niet erg frequente bewegingen betreft, zou de warmteopbouw erg beperkt kunnen blijven.

Conclusie: aangezien de huidige elektromotoren erg zwaar zijn, is op dit punt het veersysteem een betere keuze.

8. Uitvoering

Als een dergelijke orthese zou worden gefabriceerd, hoe zou het eruit zien?

Aangezien de gemotoriseerde systemen vaak te groot of te zwaar zijn, ligt het meer voor de hand om een veer aangedreven systeem nader te bekijken.

De modellen in dit hoofdstuk zijn uitgetekend met behulp van SolidWorks. Met dit programma is het ook mogelijk om krachtenanalyses op het model los te laten. Dit helpt bij het bepalen of een systeem sterk genoeg is om de krachten daadwerkelijk te kunnen dragen.

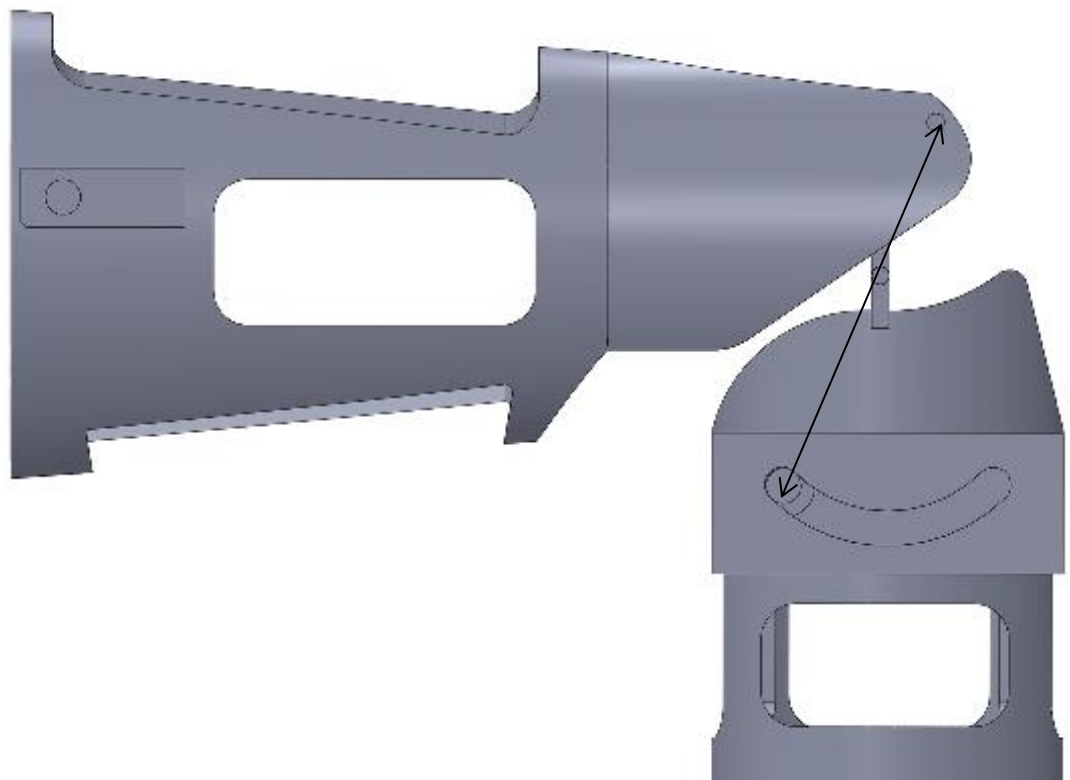


In de versies die hier zijn afgebeeld is de veer op het bovenbeen en aan een bewegend punt op het onderbeen bevestigd, met een kantelpunt op de knie.

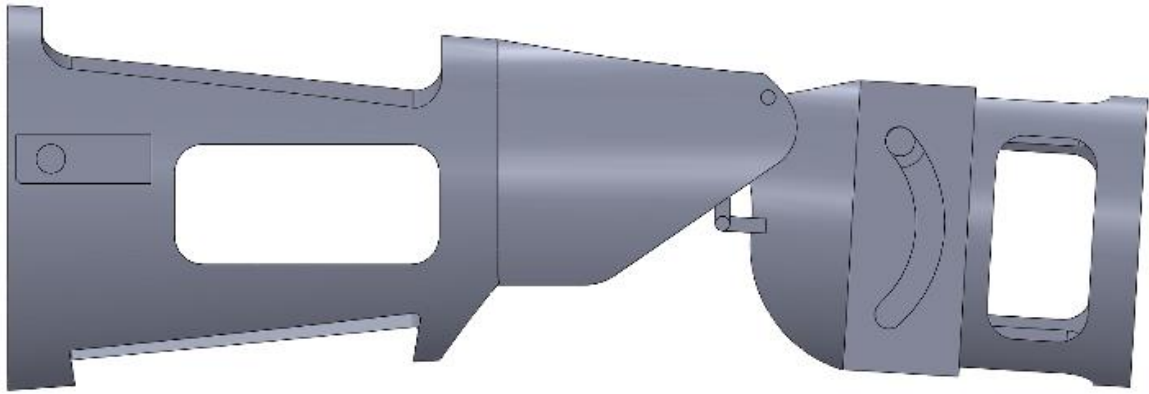
De gaten in de orthese dienen ter ventilatie en om materiaal en gewicht uit te sparen.

In het onderbeen is de veer aan een schuif bevestigd. In rust staat de schuif naar achteren geschoven, zodat de veer recht door het scharnierpunt heen werkt. Door de schuif naar voren te verplaatsen wordt de werklijn verplaatst, waardoor er een strekkend moment op het been wordt geleverd. In stand zal het systeem slechts zeer beperkte kracht op het kniegewricht leveren. Bij het gaan zitten wordt het lichaamsgewicht gebruikt om de veer weer op te spannen. Een probleem is het wederom 'op slot' zetten van de orthese, dit gebeurt in deze versie nog handmatig.

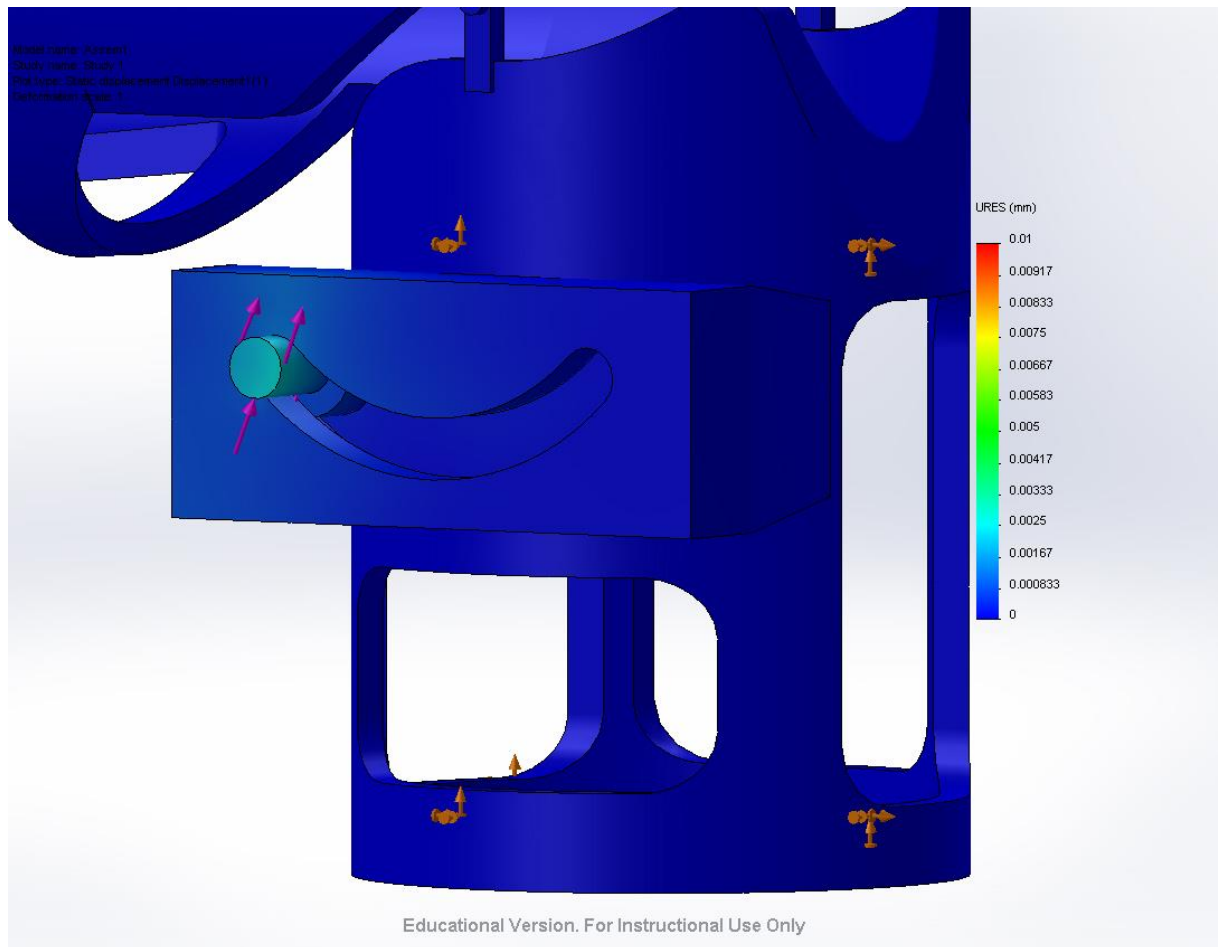
In dit model is het scharnierpunt erg klein gebleven. Dit is om twee redenen: het gaat hier voornamelijk om een model, en verwacht wordt dat de orthese beperkte kracht op het scharnier plaatst een deel van de kracht zou door het been worden opgevangen. Een daadwerkelijk prototype zal dientengevolge toegang hebben tot een groter of sterker scharnier.



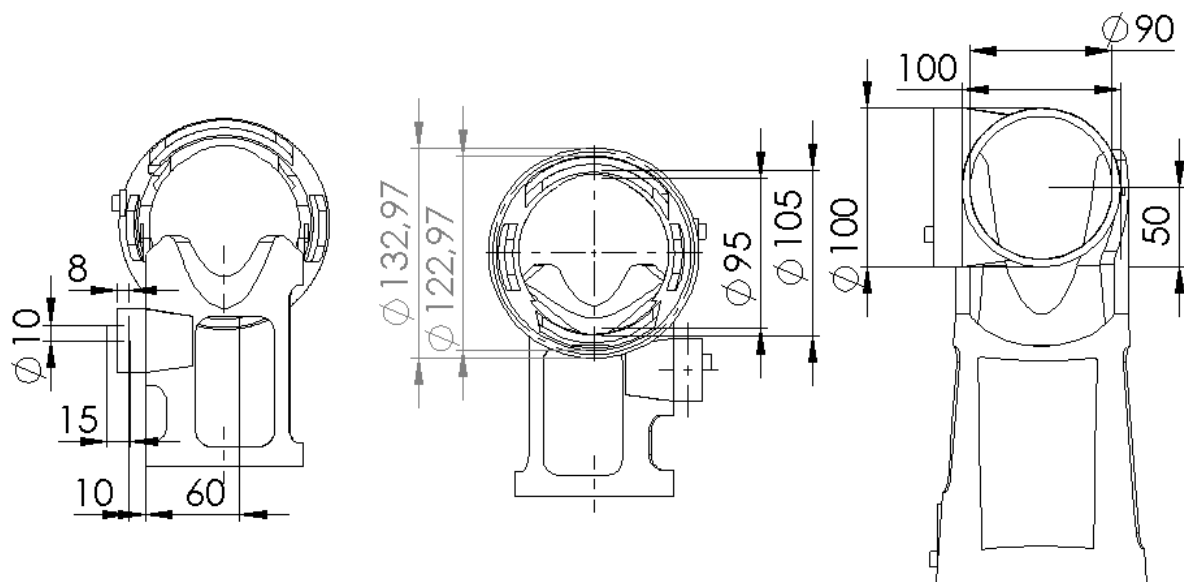
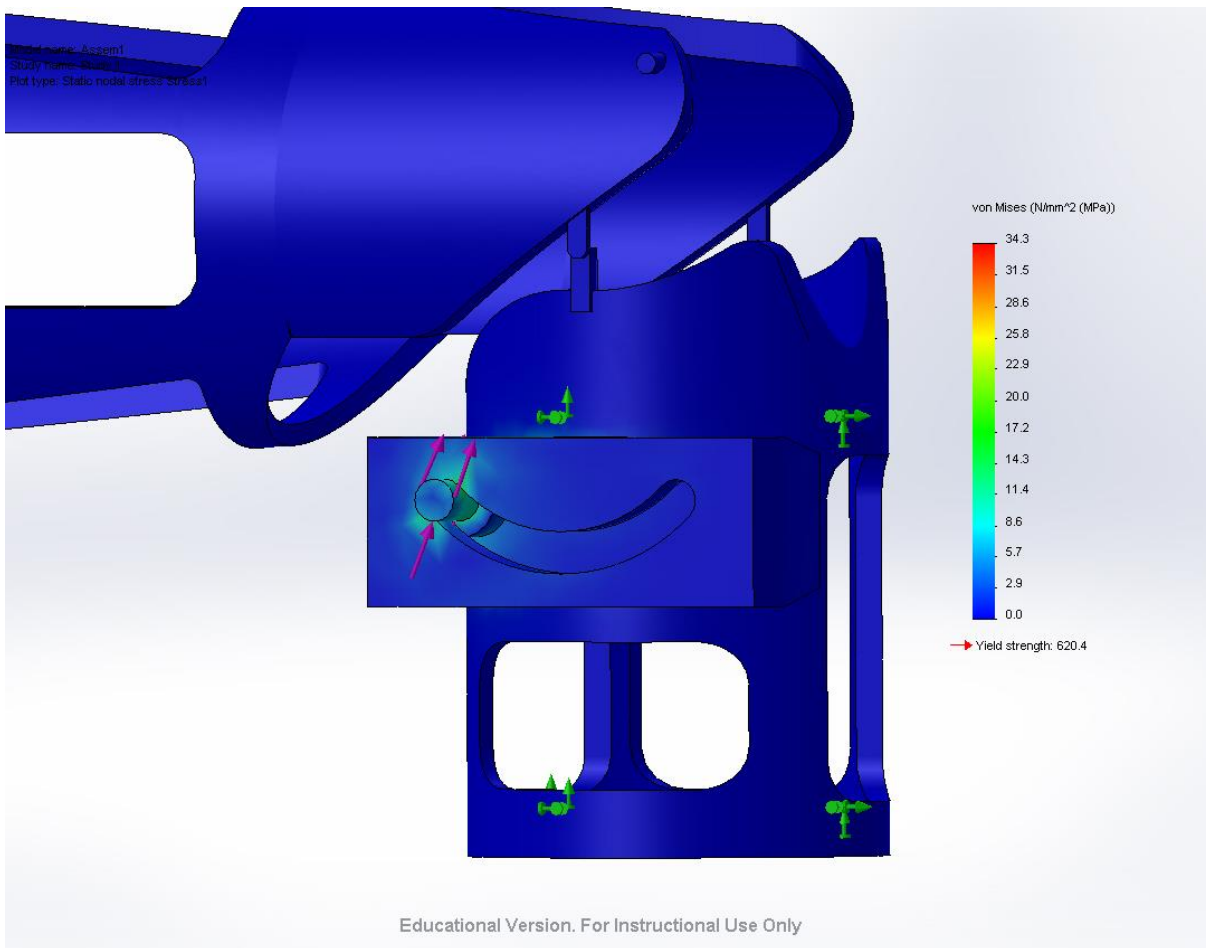
Figuur 15: Ingetekend: werklijn tussen katrolpunt en bevestigingspunt elastiek.

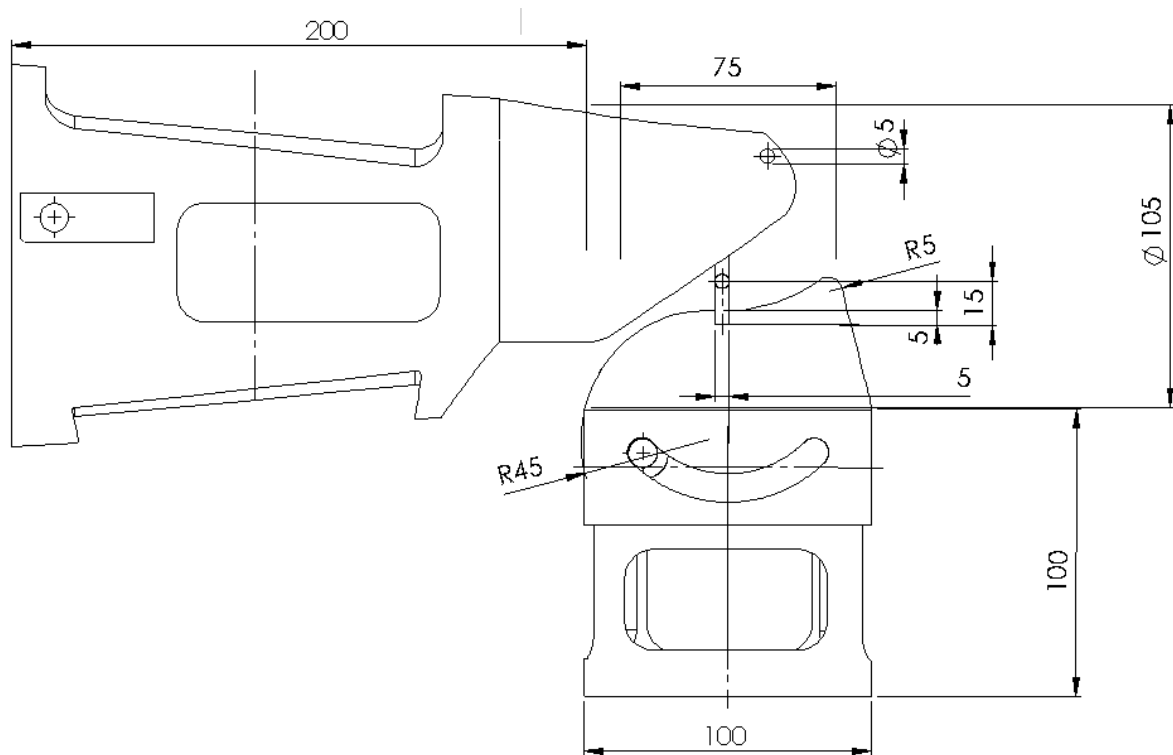


Met deze constructie rest nog de vraag of het sterk genoeg. Hiervoor heeft Solidworks een simulatieprogramma. Het gaat hier om de schuifknop waar in rust een continue kracht wordt geleverd (ongeveer 130 kg of 1300 Newton). Hiermee zijn twee testen uitgevoerd: een verschuiving test en een stress test. Het gesimuleerde materiaal is constructiestaal. Bij elke test is het onderdeel van de orthese verankerd. Uit de verschuiving test blijkt een gesimuleerde verschuiving van minder dan 0,01 millimeter.



Ook de stress test pakt positief uit, waar de kracht moeizaam de 35 N/mm² nadert. Het breekpunt van het gesimuleerde materiaal ligt rond 370 N/mm².





Figuur 16: Technische tekening van de orthese.

9. Discussie

Discussie

Een elektrische orthese is tot nu toe niet de meest handige optie: de motoren zijn te zwaar en te groot. Kleinere motoren leveren wel het vereiste moment, maar niet het gewenste vermogen. Een elektrisch systeem zorgt voor (kleine) motortrillingen en –geluid, vereist het dragen van een krachtbron en kan warm worden. Hoewel de frequentie van de Sit-to-Stand deze laatste problemen grotendeels verhindert, is het niet verstandig om ze te negeren. Wel kan een motor zich automatisch aanpassen aan nieuwe omstandigheden, zoals gewichtsveranderingen of krachtsverlies van de gebruiker.

Een mechanisch veersysteem is lichter en kleiner. Een veer hoeft niet groot te zijn voor de gezochte doeleinden. Met een juiste uitlijning kan het veersysteem zichzelf activeren. Deze orthese vereist wel een hoge mate van specialisatie van de fabrikant: de werklijn van de veer moet in ruststand door het scharnierpunt lopen om te voorkomen dat de orthese het been strekt. Een veersysteem wordt op de gebruiker aangepast, maar kan zich achteraf nauwelijks aanpassen aan nieuwe omstandigheden. De veer kan slechts de helft van de vereiste kracht leveren voor het gaan staan, zo kan de veer niet genoeg kracht leveren om de gebruiker te beletten weer te gaan zitten.

Voor beide systemen gelden meer praktische bezwaren nadat de Sit-to-Stand voltooid is. Ten eerste is voor beide systemen nog geen concrete oplossing gevonden het ongedaan maken van de beweging of het weer gaan zitten. Een elektrisch systeem met wormwiel aandrijving is zelf remmend, en kan ervoor zorgen dat de gebruiker blijft hangen bij terugkeer naar zit. de motor in achteruit zetten kan hier uitkomst bieden. Een mechanisch veersysteem kan zichzelf bij het gaan zitten ver genoeg opspannen dat de voet kan wegschieten voor de orthese in ruststand kan worden gezet.

Tijdens het gaan zal een elektrisch systeem meer problemen geven, tenzij de tand- of wormwielen kunnen worden ontkoppeld. Anders zou dit systeem verdere kniebewegingen verhinderen. Een mechanisch veersysteem kent dit probleem minder: de knie zal bij het gaan niet ver genoeg buigen om de veer genoeg op te spannen voor een automatische tegenbeweging.

Een nog resterend heikel punt is de geleverde druk op het been door de orthese. Er is veel kracht nodig om de Sit-to-Stand uit te voeren. Deze kracht wordt door de orthese op het been geleverd. Deze druk kan op de langere termijn als oncomfortabel worden ervaren. Over de precieze effecten op het been kan nog geen uitslag worden gegeven.

De orthese, als deze in gebruik wordt genomen, zou waarschijnlijk vooral buitenshuis worden gebruikt. Dit komt door de vele, doorgaans meer comfortabele, alternatieven voor binnenshuis gebruik, zoals de bekende sta-op stoel. Deze middelen stimuleren de meer kwieke methode van opstaan, terwijl de orthese eerder de vertraagde methode ondersteunt.

10. Conclusie

Een opstahulp orthese is technisch mogelijk te vervaardigen.

Als een opstahulp orthese wordt vervaardigd, dan zou het, met het oog op huidige technieken, over een mechanisch veersysteem beschikken. Hoewel deze praktische bezwaren kent, is het ook licht en klein genoeg om de gebruiker niet teveel te belasten.

De orthese kent echter nog enkele problemen die vooralsnog niet zuiver zijn op te lossen zonder de orthese overmatig groot te maken, zoals het weer gaan zitten (Stand-to-Sit), het gaan en traplopen met het gewicht van de orthese rond het kniegewricht.

Om deze reden kan het praktischer zijn om, als er echt een hulpmiddel gebruikt moet worden, de orthese over te slaan en door te stappen naar een (gespecialiseerd) volwaardig exoskelet.

Anders kan een eenvoudig handgreep binnen bereik, leuning aan een stoel of een hulpvaardige omstander meer dan genoeg hulp bieden.

11. Bronnen:

Bibliografie

- Baumüller. (n.d.). *Motors*. Retrieved 2013, from Baumüller: www.baumueller.de/e/index.htm
- Burgerhout, W., Mooks, G., De Morree, J., & Zijlstra, W. (2008). Veroudering. In *Fysiologie Leerboek voor paramedische opleidingen* (pp. 370-375). Maarssen: Elsevier Gezondheidszorg.
- Damien M. O'Meara, R. M. (2006). The effects of unilateral grab rail assistance on the Sit-to-Stand performance of older aged adults. *Human Movement Science*, 25: 257-274.
- Drive-System Europe Ltd. (sd). *Drive-System Europe DC-motoren met planeetwielaandrijving DSMP420-24-104-BF Nominale spanning 24 V/DC Nominale stroom 2*. Opgeroepen op 2013, van Conrad: <http://www.conrad.nl/ce/nl/product/191838/Drive-System-Europe-DC-motoren-met-planeetwielaandrijving-DSMP420-24-104-BF-Nominale-spanning-24-VDC-Nominale-stroom-2>
- John Wiley & Sons, inc. (n.d.). Dempster's Body Segment Parameter Data for 2-D Studies. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Second Edition*.
- Reefscuba. (sd). *Bungee cord*. Opgeroepen op 2013, van Reefscuba: www.reefscuba.com/bungee.htm
- Robots.nu. (2013). *Robotprothese Walk Training Assist robot van Toyota*. Opgeroepen op 2013, van Robots.nu: <http://www.robots.nu/robotprothese-walk-training-assist-robot/>
- Sharon Nuzik, R. L. (1986). Sit-to-Stand Movement Pattern: A Kinematic Study. *Physical Therapy*, 66:1708-1713.
- Shinsuke Yoshioka, A. N. (2009). Biomechanical analysis of the relation between movement time and joint moment development during a Sit-to-Stand task. *Biomedical Engineering OnLine*, 8:27.
- Singularity Hub. (2012). *HONDA'S EXOSKELETONS HELP YOU WALK LIKE ASIMO*. Opgeroepen op 2013, van Singularity Hub: <http://singularityhub.com/2010/09/13/hondas-exoskeletons-help-you-walk-like-asimo-video/>
- Sodemann industrifjedre a/s. (sd). *trekveren pianodraad*. Opgeroepen op 2013, van industriële veren: www.industriele-veren.nl

Bijlage 1

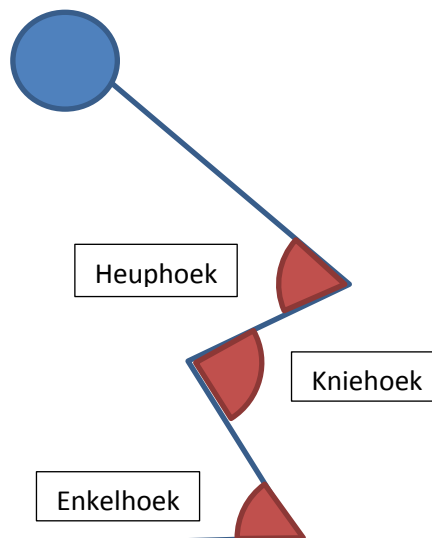
Berekening hoeksnelheden in de knie

De grootte van de tijdstappen per frame is bekend, namelijk 0,033 seconden. Daar er door de vertraagde beweging bij deze opnamesnelheid weinig tot geen verschil merkbaar is tussen twee opeenvolgende frames, vervallen vijf van de zes frames om bij grotere tijdstappen van 0,2 seconden uit te komen. Hiermee kunnen onder andere de hoeksnelheden worden berekend.

Voorbeeld:

tijdstap	0,2	seconden	In graden tenzij anders vermeld			
	tijd	8,36	8,56	8,76	8,96	9,16
Sit-to-stand 1		Beeld 1 Frame 1	Beeld 2 Frame 7	Beeld 3 Frame 13	Beeld 4 Frame 19	Beeld 5 Frame 25
	Enkelhoek	66	66	68	69	73
	Kniehoek	77	84	94	103	112
	Heuphoek	46	53	60	70	81

Tabel 5: De enkelhoek is bepaald ten opzichte van de horizontaal, kniehoek ten opzichte van het onderbeen, heuphoek ten opzichte van het bovenbeen. Hoekmaten door middel van Kinovea. Zie figuur 1.



Voor het bepalen van de Hoeksnelheid worden twee beelden gekozen. Voor accuratesse wordt er een beeld overgeslagen: Voor de eerste stap worden het eerste en derde beeld gebruikt, voor de tweede stap het tweede en vierde beeld.

Hoeksnelheid knie stap 1 = $(94 - 77) / (0,20 * 2) = 42,5$ graden/seconde -> 0,7418 radialen/seconde

Hoeksnelheid knie stap 2 = $(103 - 84) / (0,20 * 2) = 47,5$ graden/seconde -> 0,8290 radialen/seconde

Hoeksnelheid knie stap 3 = $(112 - 94) / (0,20 * 2) = 45$ graden/seconde -> 0,7853 radialen/seconde

Uit de verschillen in snelheid wordt de hoekversnelling berekend, volgens dezelfde methode als bij de hoeksnelheid is gehanteerd:

$$\text{Hoekversnelling knie} = (45 - 42,5) / (0,2 * 2) = 6,25 \text{ graden/s}^2 \rightarrow 0,1091 \text{ radialen/s}^2$$

Hoeksnelheid stap 1	Hoeksnelheid stap 2	Hoeksnelheid stap 3	Hoekversnelling
Graden/s			Graden /s ²
5	7,5	12,5	18,75
42,5	47,5	45	6,25
35	42,5	52,5	43,75
Hoeksnelheid 1	Hoeksnelheid 2	Hoeksnelheid 3	Hoekversnelling 1
Radialen/s			Radialen/s ²
0,0873	0,1309	0,2182	0,3272
0,7418	0,8290	0,7854	0,1091
0,6109	0,7418	0,9163	0,7636

Tabel 6: Hoeksnelheden en hoekversnelling in graden en radialen.

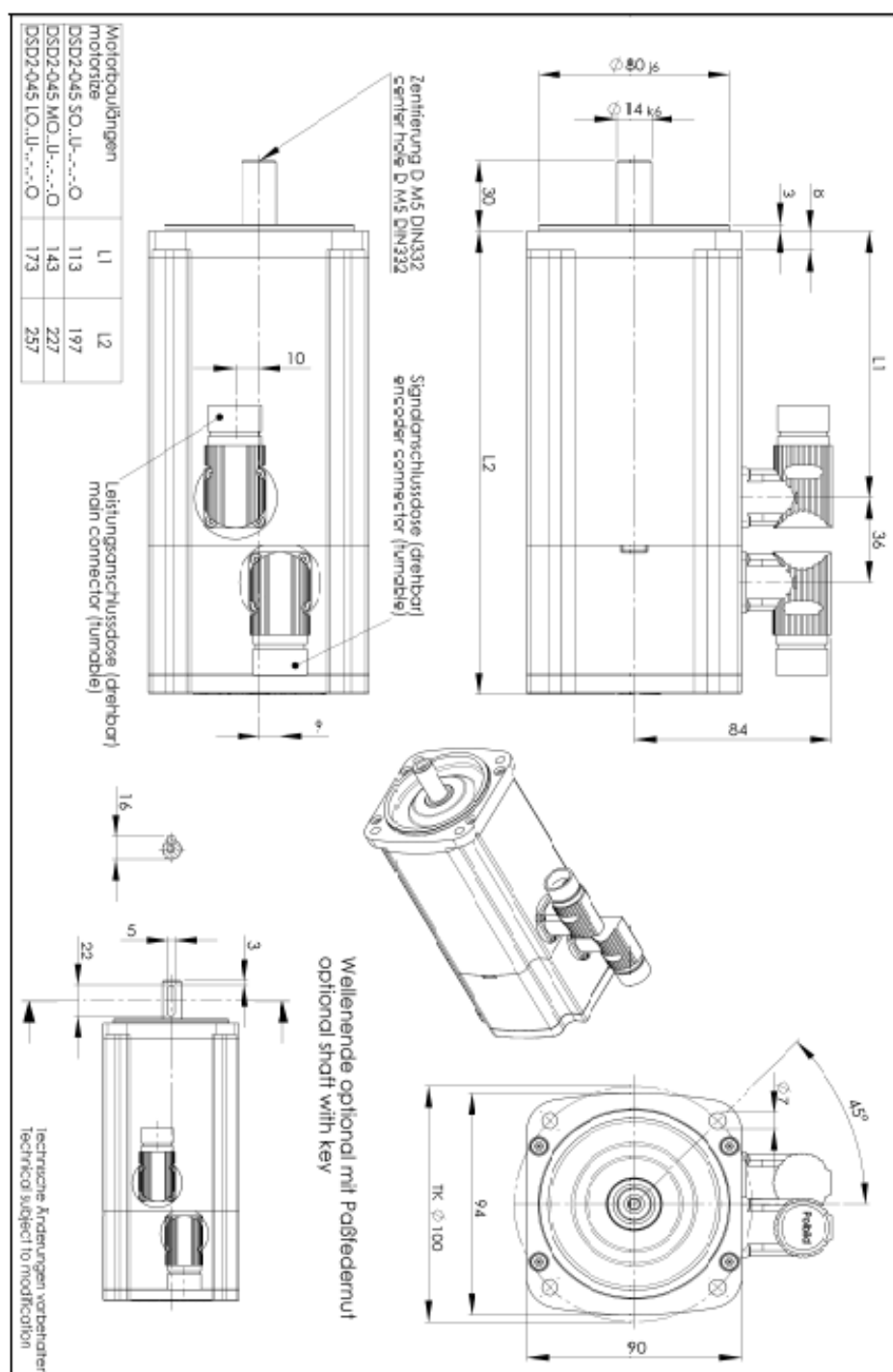
Bijlage 2

Gevonden motoren

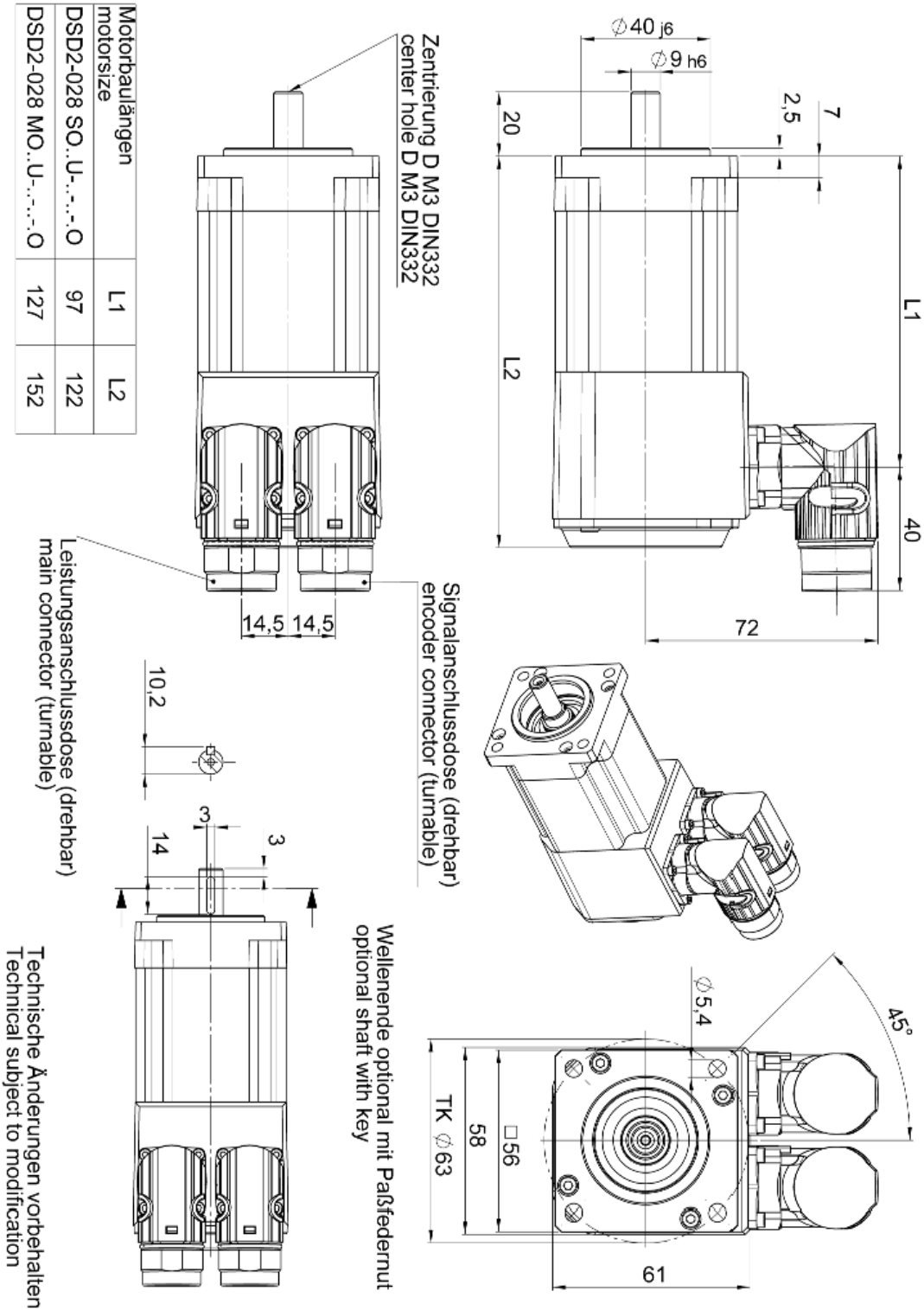
Wormwiel systeem

Geleverd vermogen: 1,902 Nm per been. (1:40)

Three phase synchronous

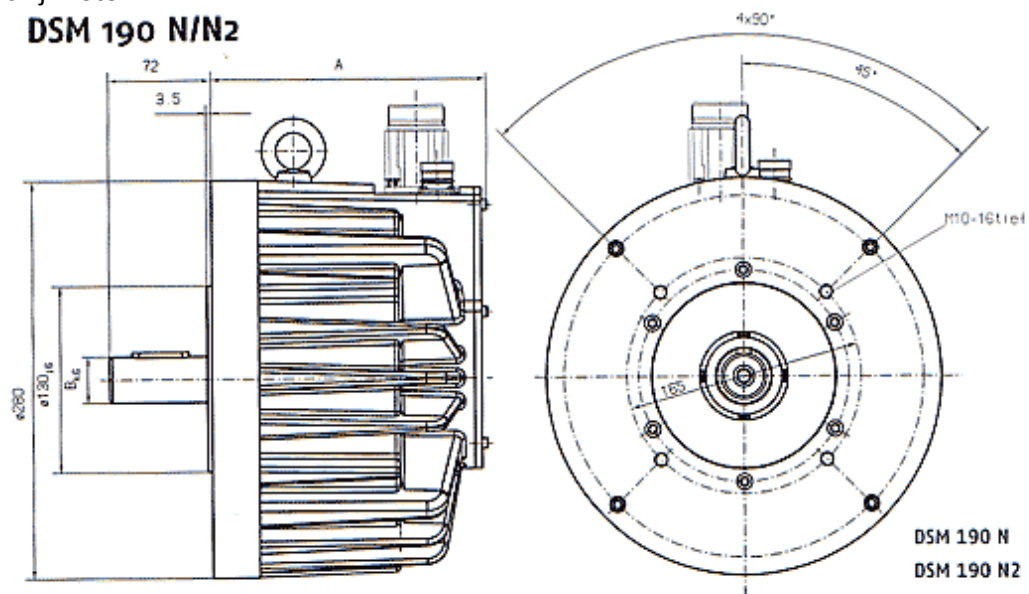


Geleverd vermogen: 0,38 Nm per been (1:200)
 Three phase synchronous



Schijfmotor

DSM 190 N/N2



	A	B
DSM 190 N	194	32
DSM 190 N2	224	35
DSM 190 N2/L	290	35