

Evaluatie en ontwerp van nieuwe testmethoden voor de afschuifeigenschappen van menselijke brugvenen.

Witse Volders

Promotor: prof. dr. ir. Jan Ivens

Co-promotoren: *ir. Zhao Ying Cui*

Masterproef ingediend tot het behalen van
de graad van master of Science in de
industriële wetenschappen: *Industriële
ingenieurswetenschappen, Elektromechanica*

Academiejaar 2013-2014



© Copyright KU Leuven

Zonder voorafgaande schriftelijke toestemming van zowel de promotor(en) als de auteur(s) is overnemen, kopiëren, gebruiken of realiseren van deze uitgave of gedeelten ervan verboden. Voor aanvragen tot of informatie i.v.m. het overnemen en/of gebruik en/of realisatie van gedeelten uit deze publicatie, wend u tot KU Leuven Campus De Nayer, Jan De Nayerlaan 5, B-2860 Sint-Katelijne-Waver, +32 15 31 69 44 of via e-mail iiw.thomasmore.denayer@kuleuven.be.

Voorafgaande schriftelijke toestemming van de promotor(en) is eveneens vereist voor het aanwenden van de in deze masterproef beschreven (originele) methoden, producten, schakelingen en programma's voor industrieel of commercieel nut en voor de inzending van deze publicatie ter deelname aan wetenschappelijke prijzen of wedstrijden.

Voorwoord

Tijdens het realiseren van mijn masterproef heb ik veel hulp gekregen van verscheidene personen. Hiervoor wil ik dan ook de tijd nemen om een aantal mensen te bedanken die tijdens de loop van het project mij hebben gesteund met hun kennis en raad.

Ten eerste wil ik de KU Leuven bedanken om mij deze opportuniteit te geven om mijn onderzoek te verrichten. Voor mijn onderzoek werkte ik samen met een onderzoeksgroep die bestaat uit personen vanuit verschillende departementen van de KU Leuven. Graag zou ik als eerste het personeel van de afdeling Biomechanica willen bedanken. Hierbij wil ik specifiek Zhao Ying Cui, mijn externe promotor, willen bedanken voor haar uitzonderlijk goede begeleiding en advies tijdens dit project. Bij haar kon ik altijd terecht met eventuele vragen, nalezen van mijn teksten en liet zij mij zien dat niet enkel de resultaten maar ook de gevolgtrekking van deze resultaten belangrijk zijn. Verder wil ik ook Nele Famaey, Gracia Umuhire Musigazi en Jos Vander Sloten bedanken voor hun beschikbaarheid van hun inzicht.

Daarnaast wil ik ook mijn interne promotor Jan Ivens bedanken. Omwille van zijn kennis en ervaring in de onderzoekswereld kon ik steeds terecht met alle mogelijke vragen omtrent het project. Hierbij wil ik ook graag Hans Valkenaers bedanken voor zijn inzet voor mijn masterproef. Bij hem kon ik terecht voor het 3D-printen van prototypen van onderdelen voor de testopstelling en voor eventuele vragen omtrent mijn masterproef.

Ook zou ik graag Bart Pelgrims van het Departement Materiaalkunde willen bedanken voor zijn kennis omtrent het mechanische aspect van de testopstellingen. Hierbij heeft hij tijdens en buiten de vergaderingen zich altijd beschikbaar gesteld voor mijn vragen en daarvoor ben ik hem zeer dankbaar.

Als laatste wil ik ook mijn vrienden en familie bedanken voor hun steun tijdens het onderzoek. Ik wil ze bedanken voor hun getoonde interesse en voor het delen van hun inzicht naar mijn onderzoek toe.

© 2014, Witse Volders

De auteur geeft de toelating deze tekst op papier en digitaal voor consultatie beschikbaar te stellen en delen ervan te kopiëren voor eigen gebruik. Elk ander gebruik valt onder de strikte beperkingen van het auteursrecht. In het bijzonder wordt gewezen op de verplichting de bron uitdrukkelijk te vermelden bij het aanhalen van tekstdelen.

Abstract

Een acute subduraal hematoom kan ontstaan bij impactscenario's. Om het gedrag van het hoofd tijdens deze impactscenario's correct te voorspellen met eindige elementen simulaties moeten de materiaalparameters en eigenschappen gekend zijn. De bio fideliteit van deze eindige elementen modellen hangt sterk af van de nauwkeurigheid van deze parameters. Hoe nauwkeuriger het model is, hoe realistischer de resultaten zijn. Deze materiaalparameters moeten experimenteel bepaald worden, o.a. met mechanische testen. De desbetreffende testopstellingen dienen dan ontworpen en geëvalueerd te worden. Het uiteindelijke doel is het verbeteren van o.a. fietshelmontwerpen en andere hoofdbeschermingselementen met behulp van eindige elementen simulaties.

In totaal worden 3 testopstellingen bekeken nl. de uni-axiale testopstelling, de two-rail shear testopstelling en de thin-walled tube torsion testopstelling. Hierbij worden eerst evaluaties gemaakt van de initiële testopstellingen met een optimalisatie als gevolg. Na elke optimalisatie worden nogmaals testen gedaan om het effect van de optimalisatie te evalueren. Voor de thin-walled tube torsion testopstelling is de volledige opstelling eigenhandig ontworpen en is de eerste testopstelling in zijn soort. Al deze testopstellingen dienen voor het testen van biologisch vasculair weefsel, in het algemeen en brugvenen in het bijzonder.

De optimalisatie van de uni-axiale testopstelling geeft beloftevolle resultaten naar de toekomst toe maar is niet de prioriteit van de masterproef vermits testopstellingen die afschuifeigenschappen bepalen van biologisch weefsel centraal staan. De two-rail shear testopstelling heeft na de optimalisatie resultaten opgeleverd die aantonen dat de optimalisatie in de juiste richting is. Wel moet opgemerkt worden dat een verdere studie noodzakelijk zal zijn om te bepalen of de testopstelling effectief geschikt is om brugvenen te testen. Het ontwerp van de thin-walled tube torsion testopstelling is tijdens de masterproef volledig op punt gesteld en klaar om gemonteerd te worden. De meeste cruciale onderdelen zijn reeds ontworpen en gerealiseerd. Wanneer de volledige testopstelling gemonteerd en getest is, kunnen verdere conclusies gemaakt worden of de volledige testmethode voldoet aan alle criteria.

Trefwoorden: Brugvenen, tube torsion, afschuifeigenschappen, biologisch weefsel.

Abstract (EN)

An acute subdural hematoma can be caused by impact scenario's. To predict the behaviour of the head, during these impact scenario's with finite element simulations, the material parameters and properties need to be known. The bio fidelity of these finite element models are very dependent on the accuracy of the material parameters and properties. The results of the finite element simulations are more realistic when the models are more accurate. These material parameters can be found experimentally through mechanical tests. These test setups are going to be designed and then evaluated. The purpose is eventually to improve helmet designs and other head protection elements with the help of finite element simulations.

In total 3 test setups are going to be reviewed, the uniaxial test setup, the two-rail shear test setup and the thin-walled tube torsion test setup. First of all, evaluations will be made of the initial test setups with an optimisation as a result. After each optimisation tests are done to evaluate the efficiency of the optimisation. The thin-walled tube torsion test setup has been completely designed and is the first test setup of his kind. Every test setup is suited for the testing of biological vascular tissue, in general and bridging veins in particular.

The last optimisation of the uniaxial test setup gave promising results regarding future tests, but the uniaxial test setup isn't the top priority of this thesis. The optimisation of the two-rail shear test setup showed that the optimisation is headed into the right direction. It should be noted that further studies are needed to determine if the test setup is indeed fully qualified for the testing of bridging veins. The design of the thin-walled tube torsion test setup is completed to the point where the most crucial parts are already designed and realised. Other necessary parts are already ordered and ready to be assembled after this thesis to determine if the complete test setup meets all the criteria.

Key words: Bridging veins, tube torsion, Shear properties, vascular tissue.

Inhoudsopgave

Voorwoord.....	1
Abstract	2
Abstract (EN).....	3
Inhoudsopgave.....	4
Symbolenlijst	6
Afkortingen.....	6
Afbeeldingenlijst	7
1 Inleiding.....	9
2 Probleemstelling en doel	10
3 Literatuurstudie	11
3.1 Anatomie	12
3.1.1 Afmetingen van de brugvenen	13
3.1.2 Structuur.....	14
3.2 Mechanisch.....	15
3.2.1 Testen op biologisch materiaal	15
3.2.2 Uni-axiale testen.....	15
3.2.3 Bi-axiale testen	19
3.2.4 Druk diameter testen	20
3.2.5 Inklemming van vasculair weefsel.....	23
3.3 Testen op composiet materiaal.....	24
3.3.1 Two-rail shear test.....	24
3.3.2 Thin-walled torsion tube test	26
3.4 Conclusies literatuurstudie.....	28
4 Materiaal en methoden	29
4.1 Uni-axiale testopstelling.....	29
4.1.1 Problemen uni-axiale test	30
4.1.2 Oplossing uni-axiale test	30
4.1.3 Optimalisatie uni-axiale testopstelling.....	31
4.2 Two-rail shear testopstelling	35
4.2.1 Eerste two-rail shear testopstelling	35

4.2.2	Testen two-rail shear	36
4.2.3	Problemen Two-rail shear test.....	37
4.2.4	Verbetering Two-rail shear test	38
4.2.5	Testen nieuwe Two-rail shear testopstelling.....	40
4.2.6	Evaluatie Two-rail shear testopstelling.....	41
4.3	Thin-walled tube torsion (TTT) testopstelling.....	42
4.3.1	Druksysteem	42
4.3.2	Aandrijving	43
4.3.3	Inklemming	45
4.3.4	Metingen.....	55
4.3.5	Totale testoptelling.....	56
5	Conclusie	59
6	Suggesties voor verder onderzoek	60
	Bibliografie	61
	Bijlage	63

Symbolenlijst

α	Hoekversnelling (rad/s ²)
β	Hoek (rad)
ΔL	Lengte verschil (mm)
ϵ_T	Technische rek
ϵ_W	Ware rek
θ	Hoekverdraaiing (rad)
ν	Poisson ratio
σ_T	Technische spanning (MPa)
σ_w	Ware spanning (MPa)
τ	Schuifspanning (MPa)
ω	Hoeksnelheid (rad/s)
A	Oppervlakte (mm ²)
Bg	Booglengte (mm)
D1	Binnendiameter (mm)
D2	Buitendiameter (mm)
E	Elasticiteitsmodulus (MPa)
F	Kracht (N)
G	Schuifmodulus (MPa)
J	Massatraagheidsmoment (mm ⁴)
L ₀	Beginlengte (mm)
n	Toerental (min ⁻¹)
O	Omtrek (mm)
r	Straal (mm)
t	Tijd (s)
T	Torsiekracht (Nmm)
V	Volume (mm ³)

Afkortingen

ASDH	Acute Subdurale Hematoom
BVn	Brugvenen
SSS	Superior Sagittal Sinus
TTT	Thin-walled tube torsion
UNF	Unified national fine

Afbeeldingenlijst

Figuur 1. Verschillende vliezen van de hersenen. (1)	11
Figuur 2. Simpele weergave van een impactscenario. (2)	12
Figuur 3. Ligging superior sagittal sinus. (3).....	12
Figuur 4. Doorsnede verbinding hersenschors – SSS. (2)	13
Figuur 5. Verschillende lagen van een vene. (5)	14
Figuur 6. Dogbones in een aorta vene. (7).....	16
Figuur 7. spanning-rek grafiek.	17
Figuur 8. Bi-axiale testopstelling. (11)	19
Figuur 9. Bi-axiale opstelling. (13).....	20
Figuur 10. Bi-axiale opstelling met interne druk (15).	21
Figuur 11 Resultaten axiaal – inflatie (15).	22
Figuur 12. Mogelijke testopstelling voor inflatie test (16).....	22
Figuur 13. Two-rail shear opstelling (links) testmonster (rechts) (18).....	24
Figuur 14. Rechthoekig A model (a) Trapezium vorm A (b) (19).	25
Figuur 15. Koppel over buisvormig monster (12).	26
Figuur 16. Uni-axiale testopstelling - Foutieve test.	30
Figuur 17. Manuele dogbone vorm.	31
Figuur 18. Dogbone snijstempel.	31
Figuur 19. Testmonsters voor finale uni-axiale test.	32
Figuur 20. Testmonsters na finale uni-axiale test.....	33
Figuur 21. Uni-axiale test links: testmonster 1 ; rechts: testmonster 2.....	33
Figuur 22. Uni-axiale test links: testmonster 3 ; rechts: testmonster 4.....	33
Figuur 23. Two-rail shear testopstelling.	35
Figuur 24. Inspanning van de schapenveen.....	36
Figuur 25. Resultaat schapenveen Two-rail shear test.....	37
Figuur 26. Verlengde testlengte two-rail shear test.	37
Figuur 27. Aangepaste two-rail shear inklemming.	38
Figuur 28. Voorspanningsmechanisme two-rail shear inklemming.....	39
Figuur 29. Test resultaat na optimalisatie Two-rail shear test.	40
Figuur 30. Luer-Lock en naald.	42
Figuur 31. Spantang.	45
Figuur 32. Spantanghouder.	46
Figuur 33. Segmentverdeling.	48
Figuur 34. Oppervlakte-segment.	49
Figuur 35. Ontworpen spantang.	50
Figuur 36. Contact-analyse spantang.....	51
Figuur 37. Spantanghouder.	52
Figuur 38. Doorsnede van de spantanghouder.	52
Figuur 39. Slangaansluiting met schroefdraad.	53
Figuur 40. ABS prototypen van spantangen en spantanghouders.	53

Figuur 41. Totale inklemming.....	54
Figuur 42. Doorsnede totale inklemming.....	55
Figuur 43. totale opstelling tube torsion.....	56
Figuur 44. Buigingsanalyse geleidingsassen.....	57

1 Inleiding

Hoofdtrauma's zijn één van de grootste doodsoorzaken in de Verenigde Staten en Europa. Fiets gerelateerde ongevallen zijn vaak voorkomende oorzaken van hoofdtrauma's waarbij in 1/3 van de gevallen een Acute Subdurale Hematoom (ASDH) ontstaat. Eén van de mogelijke oorzaken van een ASDH is het scheuren van brugvenen (BVn) waardoor een bloeditstorting ontstaat. Daarom is het belangrijk om zoveel mogelijk informatie te verwerven over deze BVn door experimentele bepaling van het materiaalgedrag van aders, onderworpen aan trek of afschuiving. Dit vereist de beschikbaarheid van geschikte testmethoden om nauwkeurige materiaaldata te kunnen genereren. De thesis focust op de ontwikkeling en optimalisatie van testmethoden voor de mechanische karakterisatie van brugvenen. Deze informatie zal later (buiten deze masterproef) worden gebruikt om een realistischer eindige elementen model van het hoofd te ontwerpen. Via dit model kan bepaald worden wat er gebeurt bij impactscenario's zoals fietsongevallen die kunnen leiden tot een ASDH. Dit zal leiden naar een verbetering van o.a. fietshelmontwerpen en andere hoofdbeschermingselementen.

2 Probleemstelling en doel

Tot op heden is er relatief weinig gekend over de mechanische eigenschappen van brugvenen en is er nog minder gekend over hun afschuifeigenschappen. Door een tekort aan deze informatie weet men niet hoe realistisch de resultaten van bestaande eindige elementen modellen zijn van o.a. impactscenario's met betrekking tot BVn gedrag. Deze modellen zijn essentieel voor b.v. het verbeteren van fietshelmen of andere hoofdbeschermingselementen.

Het doel van deze masterproef is het ontwerpen en evalueren van methodes ter bepaling van de afschuifeigenschappen van brugvenen. Dit zal gebeuren door middel van de evaluatie van een al reeds gebouwde nieuwe testopstelling (Two-rail shear test) en het ontwerpen en deels bouwen van een nieuwe testmethode (Thin-walled tube torsion test). Deze methoden zullen vervolgens de mogelijkheid bezitten om het afschuifgedrag van brugvenen te kwantificeren.

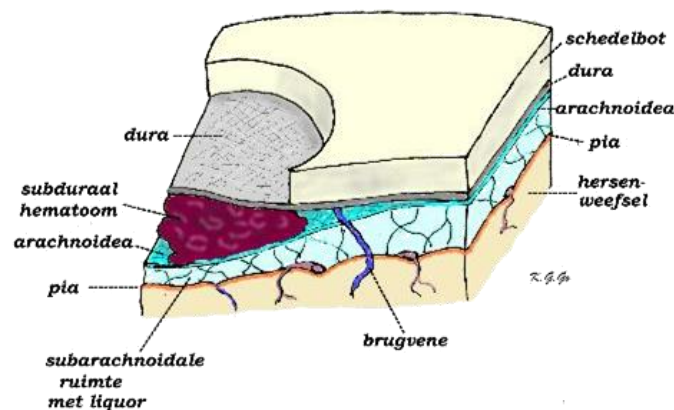
Aan de hand van deze testopstellingen zal een onderzoek gevoerd worden dat zal aantonen of buiten de normaalspanning ook de afschuifspanning in brugvenen belangrijk zijn bij impact-scenario's die o.a. kunnen leiden tot een ASDH.

De moeilijkheidsgraad van het ontwerp van de tube torsion test is te wijten aan 2 feiten. Ten eerste zijn de afmetingen van BVn relatief klein en onderworpen aan een biologische variabiliteit waardoor bestaande testopstellingen over gedimensioneerd zijn of inadequate zijn om de variatie te tolereren. Ten tweede zal omwille van de biologische aard van het testmonster een zelfontworpen inklemming vereist zijn om beschadigingen van de BVn tijdens het testen te vermijden. Deze 2 vereisten zorgen ervoor dat het gebruik van een standaard testopstelling niet mogelijk is en het ontwerpen van een eigen testopstelling noodzakelijk is.

3 Literatuurstudie

Alvorens de evaluatie en het ontwerpen van de testopstellingen kan beginnen moet grondig gekeken worden naar alle informatie omtrent de anatomie en reeds gedane testen op zowel biologisch als composiet materialen.

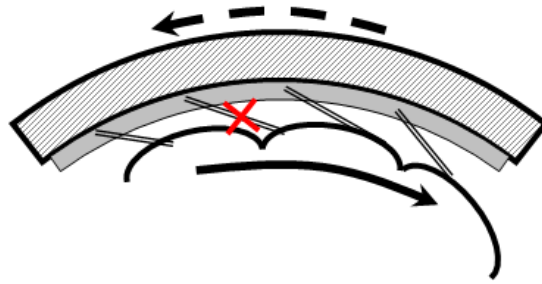
Bij een acute subduraal hematoom staat de hematoom voor een bloeditstorting en het subdurale duidt op de ligging van de bloeditstorting ten opzicht van de hersenvliezen.
(1)



Figuur 1. Verschillende vliezen van de hersenen. (1)

In Figuur 1 is te zien dat de hersenen worden omgeven door drie hersenvliezen: het harde hersenvlies (dura mater) die rechtstreeks onder de schedel ligt, het spinnenwebvlies (arachnoidea) en het zachte hersenvlies (pia mater). (1)

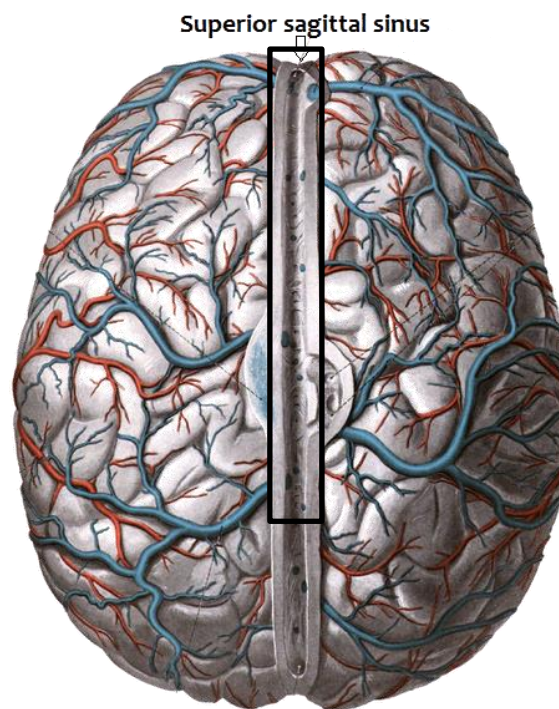
Bij een ASDH ontstaat een bloeding in de virtuele subdurale ruimte. De BVn zijn venen die de ruimte tussen de hersenschors en de superior sagittal sinus (SSS) overbruggen (Figuur 4). Door de krachten die afkomstig zijn van een hoofdimpact ontstaat er een relatieve beweging tussen de hersens en de schedel (Figuur 2) waardoor de BVn kunnen scheuren en zodoende een bloedophoping tussen de dura en de pia mater veroorzaken die zonder de nodige ingrepen dodelijk kan worden. (1)



Figuur 2. Simpele weergave van een impactscenario. (2)

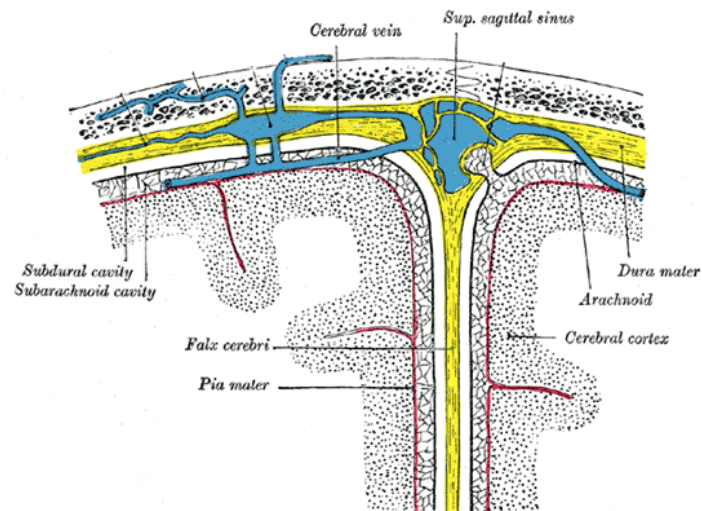
3.1 Anatomie

Brugvenen hebben als functie het afvoeren van het bloed van de hersenschors naar de SSS. De functie van de SSS vervolgt de functie van de brugvenen, namelijk het verder afvoeren van het bloed van de verschillende brugvenen die gelegen zijn over de hele lengte van de hersenen. De SSS is gelegen tussen de twee hersenhelften en loopt over heel de lengte van de hersenen zoals te zien is op Figuur 3.



Figuur 3. Ligging superior sagittal sinus. (3)

Figuur 4 toont een doorsnede van de hersenen waarbij de verbinding tussen de hersenschors en SSS getoond wordt. Hierbij is duidelijk zichtbaar waar de brugvenen de verscheidene lagen overbruggen naar de SSS.



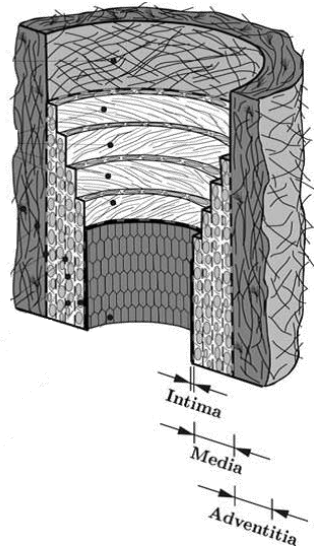
Figuur 4. Doorsnede verbinding hersenschors – SSS. (2)

3.1.1 Afmetingen van de brugvenen

De geometrie van brugvenen variëren afhankelijk van hun locatie in de hersenen. De buitendiameter van brugvenen bevindt zich tussen 0,5 en 3 mm. De wanddikte werd gemeten in twee gebieden, het eerste in het subduraal gedeelte, waar deze varieert tussen 10 en 600 μm (0,01 en 0,6 mm) en het tweede in het subarachnoïdale gedeelte, waar de wanddikte uniformer wordt over de lengte van de vene, ligt deze tussen 50 en 200 μm . De lengte zelf kan variëren tussen 13 en 31 mm. (4)

3.1.2 Structuur

De structuur van venen in het algemeen bestaan uit drie lagen, namelijk de Tunica intima, het Media en het Adventia zoals te zien is in Figuur 5. (5)



Figuur 5. Verschillende lagen van een vene. (5)

De binnenste laag, de *intima*, bestaat uit een enkele laag van aaneengesloten endotheelcellen die de binnenkant bedekt en verbonden is met een dun basaal membraan. (5)

De tussenliggende laag is het *Media*, bestaande uit een driedimensionaal netwerk van soepele spiercellen, elastine en collageenvezels. (5)

De buitenste laag, de *adventia*, bestaat voornamelijk uit fibroblasten en fibrocyten (cellen die collageen en elastine produceren) en relatief dikke bundels van collageen vezels die samen het vezelig weefsel vormen. Deze laag is soepeler dan het media in een onbelaste toestand of op lage drukken. Bij hogere drukken en spanningen worden de collageen vezels gerekruteerd en verlengd waardoor de adventia verandert in een stijve buis die voorkomt dat de vene overbelast wordt of zelfs scheurt. (5)

Deze lagen zijn te onderscheiden van elkaar bij grotere venen zoals bv. Vena cava, bij BVn zijn deze lagen echter niet duidelijk onderscheidbaar.

3.2 Mechanisch

Verscheidene mechanische testen worden bekeken in onderstaande paragrafen. De twee grote delen zijn de testen op biologisch materiaal en de testen op composiet materialen. De testen op biologisch materiaal kunnen worden onderverdeeld in de uni-axiale testen, bi-axiale testen en druk diameter testen. De testen van composiet materialen worden onderverdeeld in de two-rail shear test en de Thin-walled tube torsion test.

3.2.1 Testen op biologisch materiaal

Er zijn verscheidene soorten testopstellingen geconstrueerd in het verleden voor het testen van vasculair weefsel. In het algemeen zijn er drie belangrijke testopstellingen gebruikt die in onderstaande hoofdstukken zullen besproken worden: de uni-axiale test, de bi-axiale test en de druk diameter test. Deze testopstellingen kunnen variëren naargelang de variatie van het biologisch materiaal zelf.

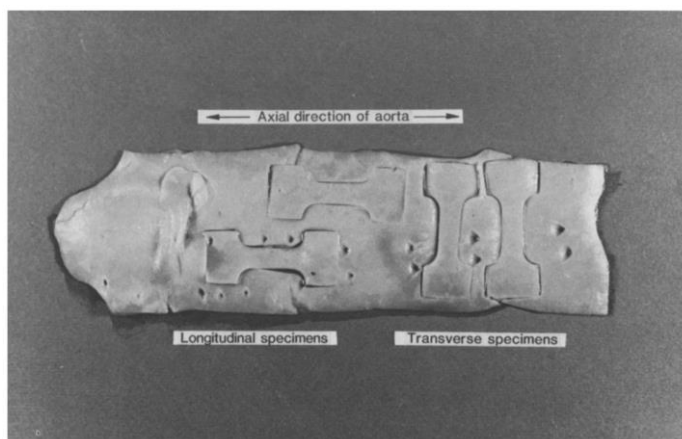
Enkele veronderstellingen van het biologisch weefsel zijn dat het onsamendrukbaar is en dat de wanddikte nagenoeg constant is over heel de lengte en over heel de omtrek. De venen zelf moeten voor en tijdens het testen vochtig gehouden worden d.m.v. ze te bewaren in een fysiologische zoutoplossing, zoals bijvoorbeeld Ringer's solution. Dit kan bereikt worden door de testen uit te voeren in een waterbad of d.m.v. continue handmatige bevochtiging. Deze maatregelen zorgen ervoor dat de venen zelf niet uitdrogen en verstijven. Deze verstijving leidt anders tot een verandering van de mechanische eigenschappen. (6)

3.2.2 Uni-axiale testen

Uni-axiale testen worden gedaan om de gegevens te genereren die nodig zijn om een spanning-rek diagram op te kunnen stellen van een materiaal in één richting. Vanuit deze gegevens kan de elasticiteitsmodulus en eventueel de breukgrens bepaald worden. De uitrekking van de venen tijdens het testen zal maar in één enkele richting zijn.

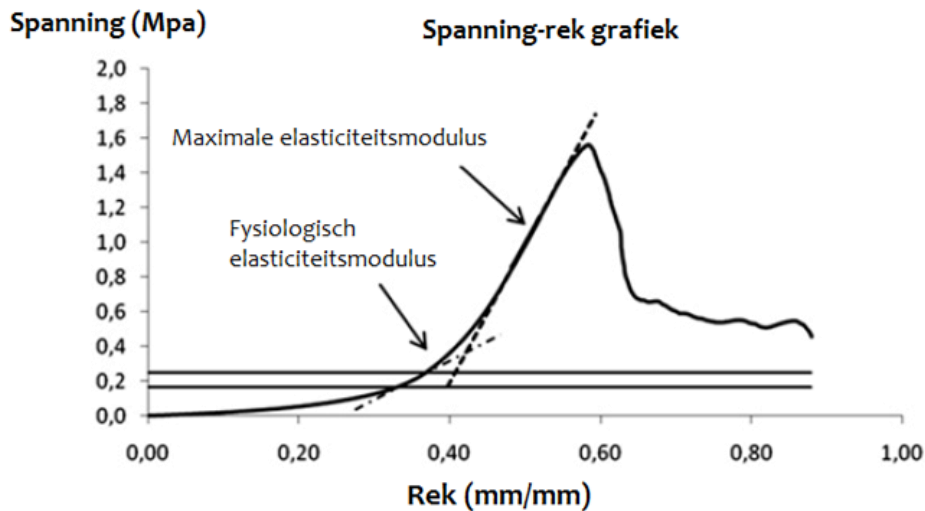
Alvorens de testen kunnen beginnen moeten de monsters voorbereid worden. Voor uni-axiale testen worden de venen meestal open gesneden en plat gelegd om vervolgens bewerkt te worden in de juiste vorm. De vorm zelf is afhankelijk van het doel, materiaal, beperkingen, beschikbaarheden en nog meerdere factoren.

Een simpele methode om de venen op juiste vorm te snijden is m.b.v. een rechthoekige snijstempel waardoor de venen dezelfde rechthoekige vorm krijgen. Dit levert enkele problemen op wanneer de venen worden getest op uni-axiale testen vermits er spanningsconcentraties optreden in de inklemmingen waardoor de venen hoogst waarschijnlijk scheuren bij de inklemming. Een oplossing voor dit probleem is het gebruik maken van *Dumbbell's* of *dogbones*, deze vormen worden ook voor andere materiaalsoorten gebruikt. Mohan en Melvin (7) gebruikten een pons methode d.m.v. een metalen matrijs om de venen deze *dogbone* vorm te geven wat resulteerde in een standaard die meermaals kon gebruikt worden en accurater kon vergeleken worden (zie Figuur 6). Ook werd er rekening gehouden met de biologische variabiliteit zodat men dezelfde vorm gebruikte maar in verschillende afmetingen om kleinere monsters op dezelfde manier te kunnen testen. (Deze methode zal ook voor deze masterproef worden toegepast).



Figuur 6. Dogbones in een aorta vene. (7)

Na deze voorbereiding kunnen de monsters ingeklemd worden in de opstelling. Voor elke test moeten de venen pre-conditioneren, deze procedure zorgt voor het stabiliseren van het weefsel en het verminderen van hysterie in het mechanisch gedrag. (7)



Figuur 7. spanning-rek grafiek.

Het resultaat van deze test kan worden uitgetekend in een kracht-verplaatsing grafiek. De reden hierom ligt aan het feit dat de meetinstrumenten enkel kracht en verplaatsing meten. Na deze metingen worden de resultaten omgerekend volgens onderstaande formules en hieruit kan de spannings-tek grafiek opgesteld worden (Figuur 7). (6)

$$\sigma_T = \frac{F}{A_0} \quad [1]$$

Met σ_T gelijk aan de technische normaalspanning, F is gelijk aan de aangelegde kracht op het testmonster en A_0 is de oppervlakte ter hoogte van de kleine breedte van het testmonster.

$$\varepsilon_T = \frac{\Delta L}{L_0} \quad [2]$$

Hierbij is ε_T de technische rek met ΔL als lengteverschil en L_0 de initiële lengte van het testmonster. Wel moet men de ware spanning en rek berekenen en niet de technische spanning en rek vermits er bij vasculair weefsel relatief grote vervormingen ontstaan tijdens het testen. De spanning is namelijk uitgerekend als de kracht gedeeld door de actuele oppervlakte en deze zal veranderen door de insnoering. Dit wil zeggen dat men de insnoering van het testmonster niet meer kan verwaarlozen wat wel wordt gedaan wanneer men de technische spanning en rek berekend. (6)

$$\varepsilon_w = \int_{L_0}^L \frac{dL}{L} = \ln\left(\frac{L}{L_0}\right) = \ln(1 + \varepsilon_T) \quad [3]$$

Voor bovenstaande formule is ϵ_w gelijk aan de ware rek. L wordt genomen voor de lengte van het testmonster op het einde van de testopstelling.

$$A.L = A_0.L_0 \quad [4]$$

Formule 4 toont aan dat het volume van het testmonster gelijk blijft tijdens het testen waarbij het initiële oppervlakte A vermenigvuldigt met de initiële lengte L gelijk is aan het volume na het testen.

$$\sigma_w = \frac{F}{A} = \frac{F}{A_0} \cdot \frac{L}{L_0} = \sigma_T \cdot \frac{(L_0 + \Delta L)}{L_0} = \sigma_T(1 + \epsilon_T) \quad [5]$$

De ware spanning wordt weergegeven door σ_w . Wanneer men de elasticiteitsmodulus wil berekenen wordt er gekeken naar hoe de spanning evolueert naargelang de rek verhoogt. In het geval dat men ondervindt dat het materiaal een lineair verband aangeeft tussen normaalspanning en rek op deze belasting kan men de elasticiteitsmodulus (E) berekenen d.m.v. de wet van Hooke (formule 6):

$$E = \frac{\sigma_w}{\epsilon_w} \quad [6]$$

Resultaten van de uni-axiale testen variëren naargelang de omstandigheden. Sommige testen zijn gedaan met brugvenen waaraan het SSS nog verbonden was met de brugvenen terwijl andere testen enkel de brugvenen gebruiken. De waarden van de elasticiteitsmodulus beschreven in de papers van H. Deyle e.a. (8) en K. L. Monson e.a. (9) geven aan dat de elasticiteitsmodulus tussen $6,43 \pm 3,44$ MPa en $30,69 \pm 19,40$ MPa is. Voor verdere berekeningen naar de testopstellingen toe zullen de hoogste waarden gebruikt worden vermits deze ook de grootste waarden zullen opleveren voor het dimensioneren van de testopstellingen.

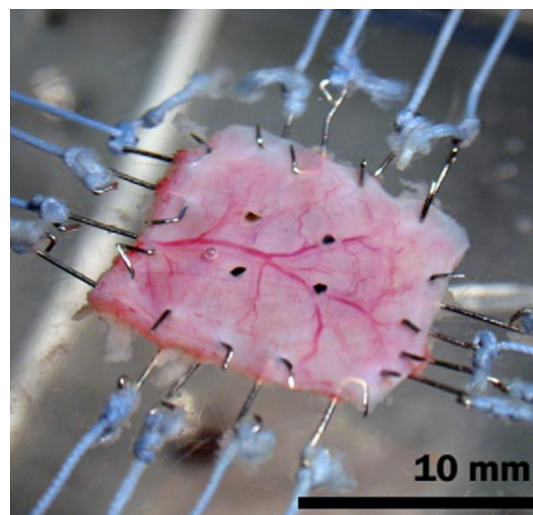
Verscheidene personen hebben aangetoond dat de snelheid waarmee venen belast worden tijdens het testen van brugvenen geen invloed heeft op de meetresultaten ondanks de visco-elastische aar van biologisch materiaal. (10) (6)

3.2.3 Bi-axiale testen

Bi-axiale testen worden gedaan wanneer meer informatie nodig is over de mechanische eigenschappen van anisotrope materialen zoals zacht biologisch weefsels en over de oriëntatie van de vezels. Deze extra informatie wordt bekomen door, zoals de titel suggereert, het weefsel te belasten in twee richtingen. Dit type van belasting levert meer mechanische parameters op.

Een mogelijke testmethode voor bi-axiale testen is de planaire bi-axiale test methode waarbij het weefsel net zoals bij de uni-axiale test open wordt gesneden en plat wordt gelegd. Het testmonster wordt dan net als de uni-axiale testopstelling belast op trek maar nu in twee richtingen. Het verschil in de respons van de twee verschillende richtingen is een indicatie van weefseloriëntatie aangezien het weefsel zich stijver gaat gedragen in de richting van de vezels. Als er teruggegaan wordt naar de originele tubulaire structuur is dus nu duidelijk dat het weefsel in axiaal en radiale richting belast wordt. (11) (12)

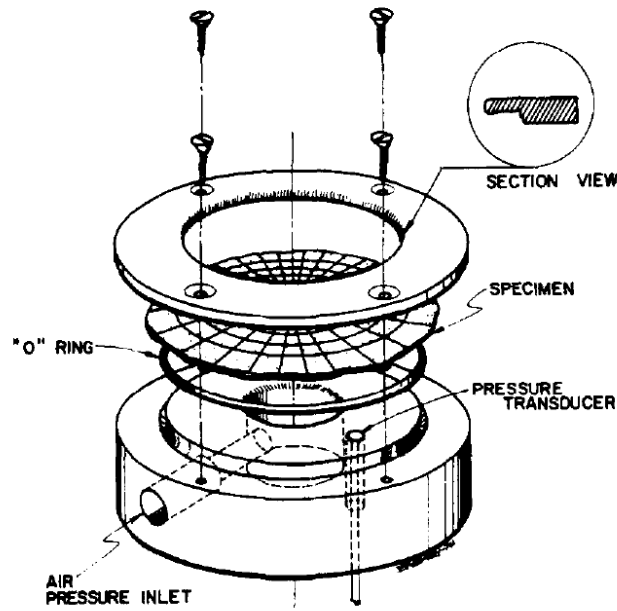
Op Figuur 8 is te zien hoe het testmonster wordt geplaatst in de testopstelling. Hierbij wordt het weefsel doormiddel van nylon hechtingen en chirurgische nieten aan alle zijden vast gemaakt aan sledes. Deze sledes zorgen ervoor dat een zuivere verplaatsing kan plaatsvinden samen met een uniforme verdeling aan iedere hechting. (11)



Figuur 8. Bi-axiale testopstelling. (11)

Een tweede opstelling voor bi-axiale testen wordt o.a. beschreven in de scriptie van Mohan en Melvin (13) en (14). Deze scripties beschrijven een testopstelling waarbij de venen worden opengesneden, plat gelegd en dan nog eens bewerkt worden met een mes zodat het weefsel een ronde vorm verkrijgt.

Hierna wordt een rubberen O-ring gelijmd op de vene waarna een cirkelvormig rooster wordt gezet op het monster d.m.v. een rubberen stempel die wordt gecentreerd in de O-ring om ervoor te zorgen dat de stempel meermaals kan gebruikt worden.



Figuur 9. Bi-axiale opstelling. (13)

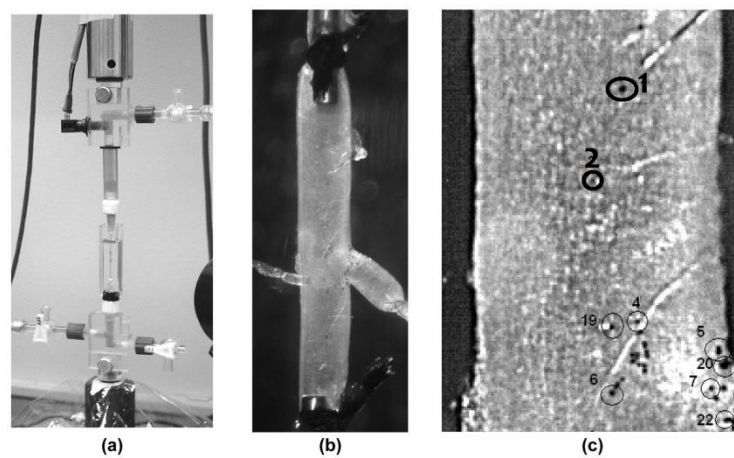
Op Figuur 9 is te zien hoe het monster wordt ingebed in een houder. Deze houder bevat een luchtkanaal aan de zijkant zodat aan de onderkant het monster belast kan worden doormiddel van luchtdruk.

3.2.4 Druk diameter testen

In plaats van de planaire biaxial test methode waarbij de venen worden opengesneden, kan ook gebruik gemaakt worden van een methode die toestaat om de venen intact te testen. Bij deze methode worden de aftakkingen van de venen eerst dichtgeknoopt met hechtingsdraden en vervolgens worden de twee uiteinden bevestigd aan luer-hubs om een vloeistof door de hoofdvene te laten vloeien. Hierbij wordt de hoofdvene radiaal belast en zal deze groeien in diameter met stijgende druk. Het verband tussen de aangelegde druk en de vergroting in diameter is een maat voor de stijfheid van de vene in radiale richting. Deze opstelling kan vervolgens geïntegreerd worden in een uni-axiale trekopstelling waardoor wederom de reactie van het weefsel in 2 richtingen kan getest worden (i.e. axiaal en radiaal). Deze methode is complexer en minder gebruiksvriendelijk. (15)

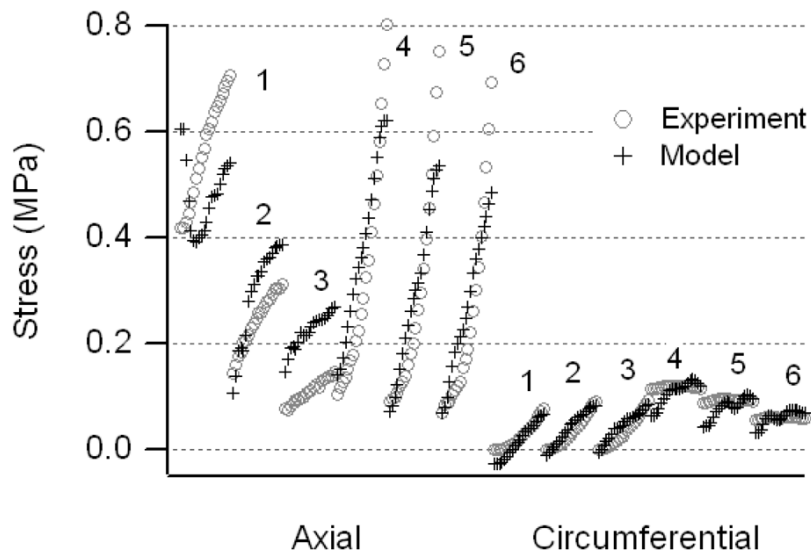
De venen werden twee minuten lang op hun oorspronkelijke lengte vastgehouden terwijl de druk varieerde tussen 50 en 150 mmHg of 6,7 en 20.0 kPa. Dit is het pre conditioneringsproces dat zorgt voor het verwijderen van hystericci. (15)

Figuur 10a en 10b tonen de opstelling waarbij 10a het totaal beeld geeft en 10b een gedetailleerder beeld van het monster zelf in de opstelling. Figuur 10c toont verscheidene punten op de monsters, de relatieve afstand tussen de punten 1 en 2 worden gebruikt om de axiale rek van het monster te bepalen. Deze methode van rek te berekenen in plaats van de verplaatsing van de klemmen te gebruiken is accurater maar minder gebruiksvriendelijke aangezien het ook een camerasysteem en beeldverwerking vraagt.



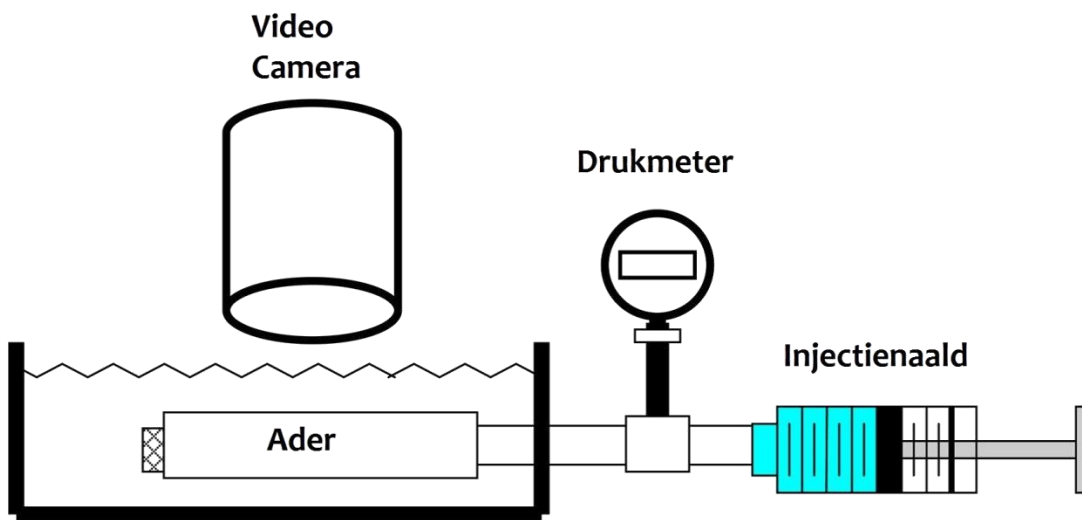
Figuur 10. Bi-axiale opstelling met interne druk (15).

Figuur 11 toont de spanningsrespons voor zowel de axiale test als de inflatie test. Hierbij wordt het theoretisch model vergeleken met de experimentele waarden.



Figuur 11 Resultaten axiaal – inflatie (15).

Figuur 12 toont een vereenvoudigd beeld van de testopstelling die gebruikt wordt voor de inflatie test. Onder normale omstandigheden bevindt er zich in de vene een druk van minder dan 10 mmHg of 1,333 kPa. (16)



Figuur 12. Mogelijke testopstelling voor inflatie test (16).

3.2.5 Inklemming van vasculair weefsel

Bij het ontwerpen van testopstellingen voor vasculair weefsel is het noodzakelijk dat aandacht besteed wordt aan de inklemmingsmethode. Dit is omwille van het feit dat wanneer de inklemming onvoldoende grip of kracht heeft, slip kan optreden tijdens het testen. Wanneer er een te grote inklemmingskracht gebruikt wordt tijdens het testen leidt dit tot spanningsconcentraties in de regio aan de inklemming waardoor de breuk eerder rond die regio zal initiëren en als gevolg eerder zal falen. Beide situaties zijn oorzaken van ongeldige testen wat ongunstig is vermits de kwantiteit van vasculair weefsel vaak beperkt is.

Verscheidene oplossingen zijn gevonden voor het vermijden van deze situaties. Deze oplossingen bevatten aanpassingen aan de inklemming of een bewerking van het weefsel.

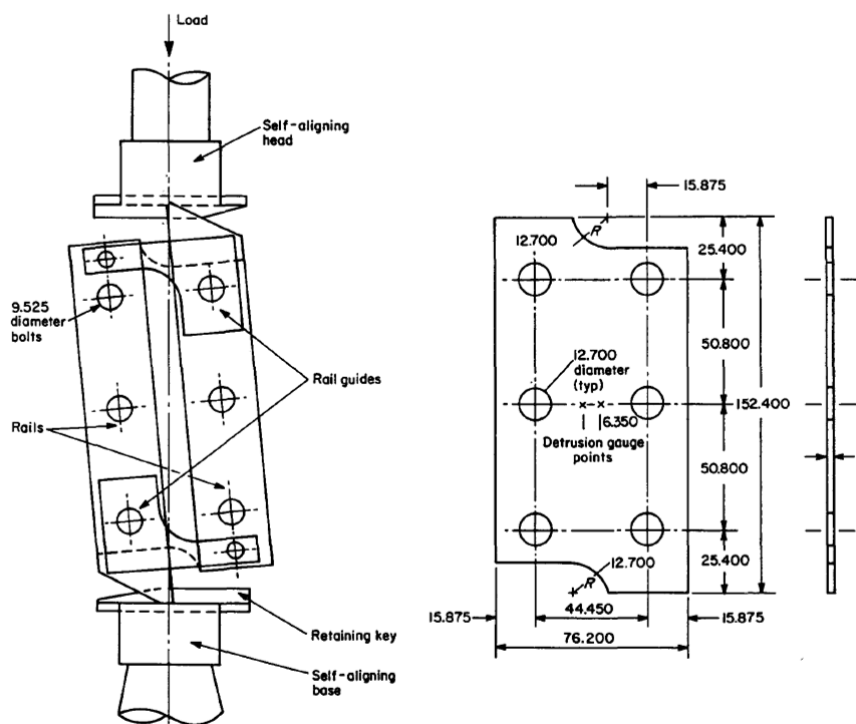
1. Wanneer de uiteinden van het monster kortstondig worden blootgesteld aan droge lucht zullen deze uiteinden meer grip hebben voor de inklemming. (8)
2. Fijn schuurpapier wikkelen rond het weefsel kan de kans op slip tijdens het testen verlagen (Grof schuurpapier zal het weefsel eerder beschadigen waardoor de test onbetrouwbaar wordt). (17)
3. Niet-traumatische laparoscopische grippers kunnen gebruikt worden voor uniaxiale testen. Deze grippers zullen geïntegreerd moeten worden in een zelf gemaakte testopstelling vermits de grippers niet zijn gemaakt voor testbanken. (2)
4. Het gebruik maken van *Dogbone* of *Dumbbell* vormen als testmonsters zorgt voor een grotere waarschijnlijkheid dat het weefsel faalt bij de smalle doorsneden van het monster dan aan de inklemming omwille van het verschil in doorsnede. (7)

3.3 Testen op composiet materiaal

Vermits er tot op heden niets of zeer weinig gekend is over testopstellingen die afschuivingseigenschappen van venen kunnen bepalen, moet gekeken worden naar de methoden die gebruikt worden bij o.a. composiet materialen. De twee testmethoden die het meest relevant zijn, mits de nodige aanpassingen om venen te testen, zijn de two rail shear test en de tube torsion test.

3.3.1 Two-rail shear test

De *two-rail shear* test wordt o.a. gebruikt in de luchtvaartindustrie voor het testen van composiet materialen. Deze methode bestaat uit het vastzetten van het monster aan zijn langste zijden d.m.v. klemmen of bouten aan de stalen rails waarbij de kortere zijden los blijven (Figuur 13). De kracht of *load* grijpt aan de uiteinde van de rail met als resultaat een verplaatsing van deze rail evenwijdig t.o.v. de andere. (18)

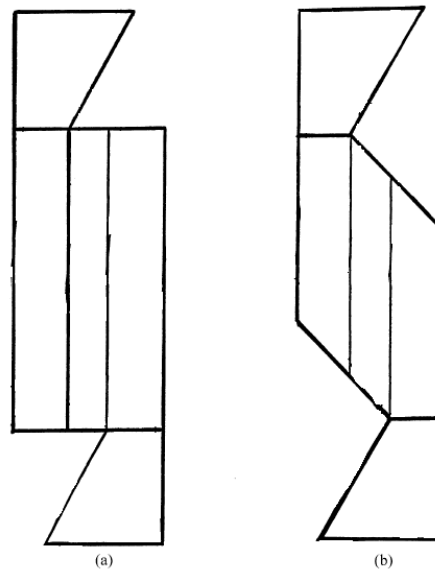


Figuur 13. Two-rail shear opstelling (links) testmonster (rechts) (18).

Hussain en Adams (19) brachten een analytische evaluatie van de *Two-rail shear* methode waarbij gekeken wordt naar het gevolg van de variatie van verscheidene parameters waaronder de geometrie van het monster, het materiaal van de rails, de belastingstype, etc.

De onderzoekers concludeerden o.a. dat:

- Bij de meeste modellen de schuifspanning relatief uniform is doorheen het monster, met uitzondering op de regio's rond de vrije randen en in het overgangsgebied dichtbij de rails.
- De spanningsconcentraties ontstaan aan de buitenranden en bij eventuele geometrisch ongunstige regio's zoals scherpe inkepingen.
- Het model met een trapeziumvorm A (Figuur 14b) de optimale configuratie is (voor composiet materialen) met een uniforme spanningsverdeling van 80% over de hele doorsnede. De rechthoekige (A) vorm (Figuur 14a) is een bijna evenwaardige configuratie.

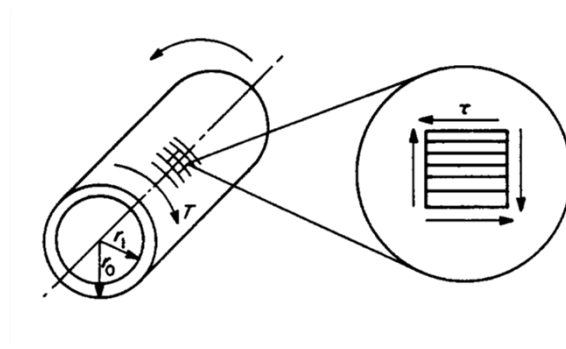


Figuur 14. Rechthoekig A model (a) Trapezium vorm A (b) (19).

3.3.2 Thin-walled torsion tube test

De Thin-walled Tube Torsion test (TTT) is een andere methode voor het bepalen van de verhouding tussen schuifspanning en de afschuifhoek van een materiaal. Het testmonster voor deze test is buisvormig met een dunne wanddikte waarop een zuiver koppel (torsie) wordt uitgevoerd over de lengte van het monster. (18)

Een voorwaarde voor deze test is dat de ratio tussen wanddikte en buitendiameter minder dan 0,03 moet bedragen om te kunnen spreken over een dunwandig of *thin-walled* testmonster. (20)



Figuur 15. Koppel over buisvormig monster (12).

Dit koppel (T) zorgt voor een zuivere schuifspanning (τ) in de wand van het monster. De wand is uniform verdeeld over zowel de lengte als de omtrek van het monster. De wanddikte ($r_o - r_i$) is relatief klein t.o.v. de straal van de buis (r_o) waardoor de schuifspanning gradiënt doorheen de wand verwaarloosbaar is. (18)

De normaalspanning ontstaan door de vervorming kan tijdens het testen worden geneutraliseerd door één zijde van de testopstelling axiaal vrij te laten bewegen. Buigmomenten in het monster kunnen geminimaliseerd worden door het monster concentrisch in de opstelling te plaatsen. De mate waarin de spanning uniform optreedt, hangt af van het anisotrope gedrag van het monster en de geometrie. (18)

Bij het testen van vasculair weefsel zal het nodig zijn om het testmonster onder druk te zetten tijdens de testen om een realistisch beeld te vormen van de in vivo situatie. Deze druk zal rond 10 mmHg zijn. Voor het ontwerp van een torsieproef machine zijn enkele voorwaarden die voldaan moeten worden. (21)

- De torsie moet met een constant toerental aangelegd kunnen worden.
- De proeven moeten ontworpen worden om op kamertemperatuur of idealiter op lichaamstemperatuur uitgevoerd te worden.
- Een instelbare toerental kan gunstig zijn wanneer deze mogelijk een invloed heeft op de meetresultaten.
- Een interne druk zal moeten opgelegd worden aan het testmonster.
- Volgende grootheden moeten gemeten worden:
 - Het koppel
 - Verlenging van het testmonster
 - Toerental van de testopstelling
 - Hoekverdraaiing van het testmonster
 - Interne druk van het testmonster

3.4 Conclusies literatuurstudie

Zowel testen op biologisch materialen als testen op composiet materialen werden besproken, hierdoor kunnen deze methoden gecombineerd worden voor het ontwerp van een volwaardige testopstelling die de structuur heeft van een test die voor een composiet materiaal gebruikt wordt met de aanpassingen die bij de testen op biologische materialen noodzakelijk zijn.

Hierbij wordt rekening gehouden met volgende punten:

1. Rekening houden met de biologische variabiliteit van de BVn. Hierbij varieert de buitendiameter tussen 0,5 en 3 mm, de wanddikte 10 – 600 μm en de lengte tussen 13 – 31 mm.
2. De interne druk die de realiteit zal nabootsen (TTT) zal een richtwaarde hebben rond 10 mmHg.
3. De inklemming zal voldoende grip nodig hebben op de BVn zonder deze te beschadigen en zonder te hoge spanningsconcentraties teweeg te brengen in de regio rond de inklemming.

De TTT wordt zelden gebruikt voor het testen van materialen, maar zal wellicht zeer goede resultaten opleveren op voorwaarde dat door een goed ontwerp een realistisch beeld wordt gecreëerd.

4 Materiaal en methoden

Nu dat de basisinformatie samengevat is kan overgegaan worden naar het evalueren en ontwerpen van de testopstellingen. 3 Testopstellingen zullen vervolgens besproken worden: de uni-axiale testopstelling, de two-rail shear testopstelling en de Thin-walled tube torsion testopstelling.

Alle testen worden uitgevoerd in het Departement Materiaalkunde van de KU Leuven. Hierbij worden eerst schapenvenen gebruikt vermits er een schaarsheid aan menselijke brugvenen is en deze best alleen gebruikt moeten worden bij testopstellingen die volledig geoptimaliseerd zijn om het verlies van testmonsters tijdens het optimaliseren van de testen te vermijden. Tijdens alle testen worden de venen vochtig gehouden omdat uitdroging een invloed kan hebben op de mechanische eigenschappen.

4.1 Uni-axiale testopstelling

Als eerste testopstelling wordt de uni-axiale testopstelling geëvalueerd. Omwille van het feit dat er een rechtstreeks verband is tussen de elasticiteitsmodulus en de schuifmodulus van een materiaal via de poisson verhouding (ν) moet eerst gekeken worden naar testen die de elasticiteitsmodulus (E) van venen bepalen om een eerste referentiewaarde te berekenen van de schuifmodulus (G). Dit verband kan weergegeven worden door formule 7:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad [7]$$

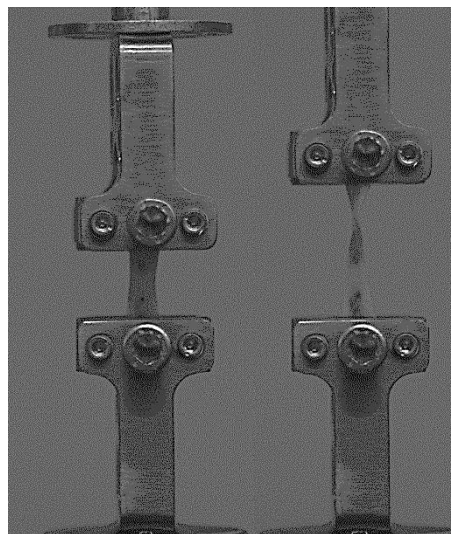
Hierbij wordt verondersteld dat het materiaal zich isotroop gedraagt onder belasting, wat niet het geval is bij biologisch materialen. In realiteit zijn venen non-lineair elastisch maar omdat het berekenen van zulk type materiaal wiskundig intensief is wordt het benadert als een hyperelastisch materiaal waarbij de *Young's modulus* of Elasticiteitsmodulus bij benadering het mechanisch gedrag kwantificeert.

De lengte van de venen varieert naargelang de aftakkingen die gevonden worden tijdens de voorbereiding van de testmonsters. Deze aftakkingen vormen gaten in de wand van de venen en moeten vermeden worden in het testmonster vermits deze aftakkingen verzwakkingen veroorzaken en dus foutieve resultaten geven.

4.1.1 Problemen uni-axiale test

Het probleem bij de eerste uni-axiale testen van venen was dat er een spanningsconcentratie optrad rond de inklemming waardoor tijdens de testen breuk optrad aan de inklemming en de resultaten dus niet betrouwbaar waren (Figuur 16).

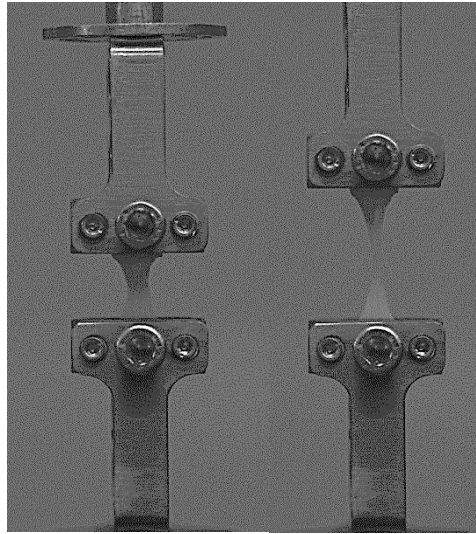
De breedte van deze testmonsters werd bepaald tijdens de bewerking. Deze bewerking werd gedaan d.m.v. een snijstempel waarbij 2 vlakke scheermessen in verwerkt zijn om door de venen te snijden. Hierbij worden de venen op een uniforme breedte van 5 mm gesneden. Deze uniforme breedte is wellicht de oorzaak van het vroegtijdig falen bij de inklemming vermits het falen gebeurd bij de grootste spanning en deze ontstaat ter hoogte van de inklemming zelf.



Figuur 16. Uni-axiale testopstelling - Foutieve test.

4.1.2 Oplossing uni-axiale test

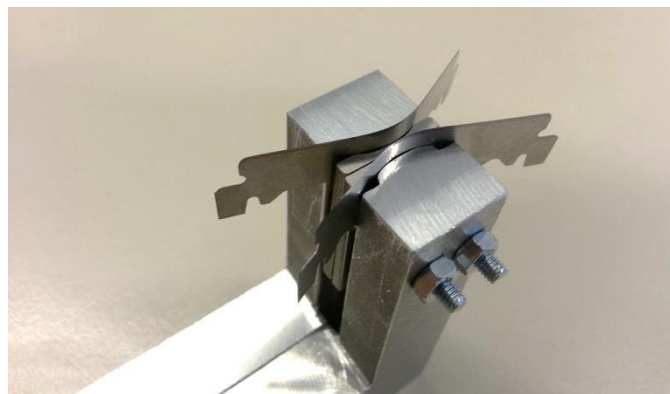
Het probleem met het vroegtijdig falen van de venen kan opgelost worden d.m.v. het verkleinen van de breedte in het midden van het testmonster zoals te zien is op Figuur 17. Hierdoor krijgt de vene een *dogbone* vorm. Deze vernauwing zorgt ervoor dat het testmonster meer waarschijnlijk zal scheuren op deze plaats in plaats van aan de inklemming. Elk testmonster wordt manueel bewerkt waardoor de breedte bij elke vene individueel opgemeten moet worden. In Bijlage 1 & 2 vindt u de resultaten van verscheidene testen en de bijhorende afmetingen van de testmonsters. De afmetingen zijn gemeten met een digitale schuifmaat.



Figuur 17. Manuele dogbone vorm.

4.1.3 Optimalisatie uni-axiale testopstelling

Een optimalisatie voor de uni-axiale testen kan gemaakt worden door middel van het ontwerpen van een nieuwe snijstempel waarin de dogbone vorm is verwerkt is. Hierdoor wordt de spreiding van de breedte drastisch verminderd. Daarnaast worden de testmonsters op een meer consistente manier bewerkt wat beter is voor de vergelijking in de resultaten. In bijlage (Bijlage 3,4 & 5) bevindt zich de technische tekening van het ontwerp van de nieuwe snijstempel. Deze snijstempel (Figuur 18) is gevonkt uit inox waarbij de scheermessen in een dogbone vorm geduwd worden m.b.v. de overstaande matrijzen.

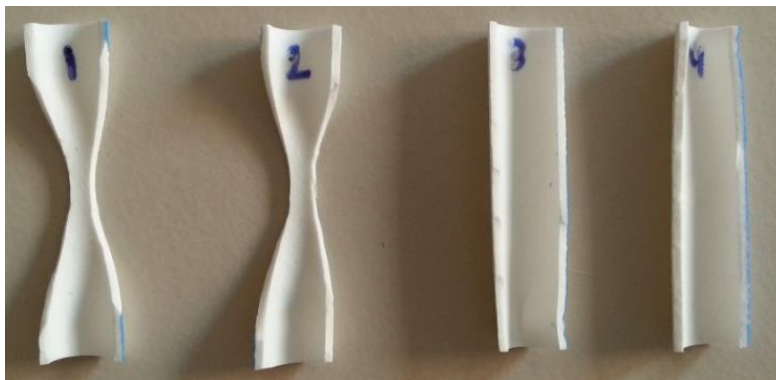


Figuur 18. Dogbone snijstempel.

D.m.v. de snijstempel worden de venen gesneden met een breedte van minimaal 4 mm. De breedte kan vergroot worden d.m.v. het plaatsen van een plaat tussen de twee delen van de stempel. Hierdoor is de snijstempel aanpasbaar naargelang de type venen en de testomstandigheden.

De efficiëntie van deze nieuwe snijstempel wordt vervolgens experimenteel getest. Als materiaal wordt niet gekozen voor biologisch weefsel maar voor een materiaal dat wordt gebruikt voor imitaties van een ratten-aorta. Dit materiaal bezit dezelfde mechanische eigenschappen als een doorsnee ratten aorta. De reden waarom dit soort materiaal gebruikt wordt is omwille van het feit dat dit type materiaal niet onderworpen is aan biologische variabiliteit en daarom meer geschikt is om de efficiëntie van de nieuwe methode te vergelijken met de oude.

Er worden testen gedaan op 4 testmonsters waarvan 2 testmonsters worden bewerkt met de nieuwe snijstempel en 2 testmonsters een rechthoekige vorm hebben (Figuur 19). Meer testen worden niet gedaan omwille van de schaarsheid van de testmonsters. Hierdoor kan de hypothese niet statistisch gestaafd worden maar kan wel al een eerste vergelijking gemaakt worden.

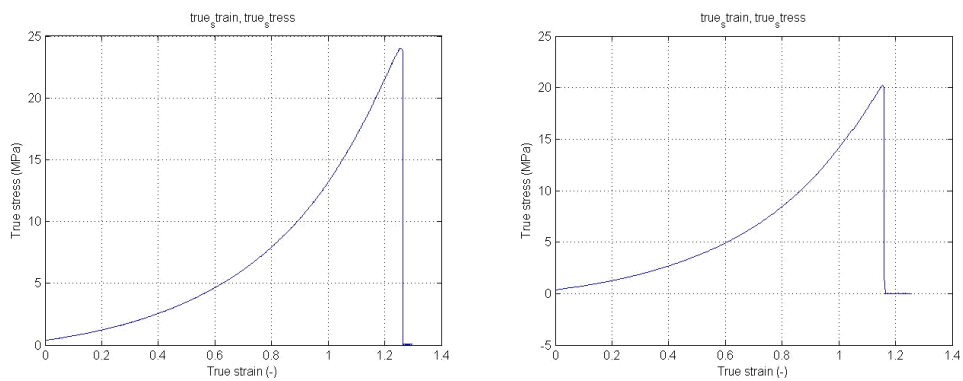


Figuur 19. Testmonsters voor finale uni-axiale test.

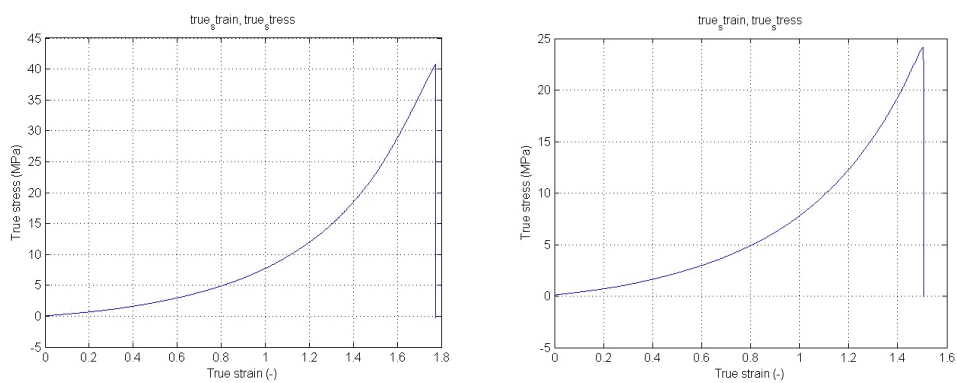
Figuur 20 toont alle testmonsters na de uni-axiale testen waarop de breuklijnen duidelijk zichtbaar zijn.



Figuur 20. Testmonsters na finale uni-axiale test.



Figuur 21. Uni-axiale test links: testmonster 1 ; rechts: testmonster 2.



Figuur 22. Uni-axiale test links: testmonster 3 ; rechts: testmonster 4.

Tabel 1 toont de maximale trekspanning en maximale rek van bovenstaande grafieken op Figuur 21 en Figuur 22.

Tabel 1. Testresultaat uni-axiale test.

Sample	max stress (MPa)	max strain (%)
1	24,00	29,62
2	20,24	25,57
(3)	(40,71)	(77,46)
4	24,15	50,55

Uit de 4 testresultaten is te zien dat de gemiddelde waarde 22,80 MPa is als we de uitschieter van sample 3 niet in rekening brengen. Dit betekent dat de nieuwe methode succesvol is in het bekomen van de breukspanning en rek en daarboven een zeer consistente breukpatroon vertoont nl. ter hoogte van de insnoering. Dit verzekert ons ervan dat de breuk effectief in het materiaal zelf initieert en propageert. Testmonster 3 met een faalspanning die dubbel zo groot is t.o.v. de andere testmonsters wordt beschouwd als een foutieve resultaat, meer aandacht zal besteed moeten worden om de oorzaak van de verhoogde faalspanning te bepalen. Testmonster 4 toont dan alweer een heel ander breukpatroon en verhoogde breukspanningsniveaus waarbij onze hypothese bevestigd wordt dat een rechthoekige testmonster een meer complexe en onvoorspelbare breukpatroon heeft. Dit heeft dan ook zijn gevolgen naar de breukwaardes toe zoals te zien is in Tabel 1.

Als conclusie kan dus getrokken worden dat het dogbone protocol beter in staat is om consequente breukproeven uit te voeren en daarenboven toelaat om correcte breukwaardes te berekenen. Deze uitspraak zou nog verder statistisch kunnen gestaafd worden door het testen van meerdere testmonsters.

4.2 Two-rail shear testopstelling

De *Two-rail shear* testopstelling werd ontworpen voor de masterproef werd aangevat, hierna was dus een evaluatie nodig van de initiële resultaten en het doorvoeren van eventuele optimalisaties. Voor de testen moeten de venen dezelfde initiële voorbereiding ondergaan als bij de uni-axiale testopstelling. Dit betekent dat de venen opengesneden worden en op maat gesneden worden zodat een rechthoekige vorm ontstaat zonder gaten afkomstig van eventuele aftakkingen.

Het principe van de testopstelling is gelijkaardig aan de testopstelling die eerder werd vermeld in de literatuurstudie (p.24) met een uitzondering van enkele aanpassingen om het geschikt te maken voor het testen van biologisch weefsel. Deze aanpassingen zijn voornamelijk terug te vinden in de inklemmingsmethode. I.p.v. bouten in de inklemming en testmonster te plaatsen wordt nu een inklemming voorzien waar tussen de venen geklemd kunnen worden vermits geen gaten in de venen kunnen gemaakt worden omwille van de kleine afmetingen en de schade die aan de venen wordt gebracht tijdens het maken van deze gaten dewelke invloed zouden hebben op het uiteindelijke resultaat.

4.2.1 Eerste two-rail shear testopstelling

Figuur 23 toont de eerste versie van de two-rail shear testopstelling.



Figuur 23. Two-rail shear testopstelling.

4.2.2 Testen two-rail shear

Om de venen in te spannen in de testopstelling wordt de constructie eerst horizontaal geplaatst om de vene in te klemmen waarna een koperen draad de 2 afzonderlijke delen bijeen houdt en dus geen relatieve beweging meer toelaat. Dit wordt gedaan zodat de inklemming in de totale testopstelling geplaatst kan worden die verticaal opgesteld staat zonder dat er enige verschuivingen van de vene in de inklemming is.

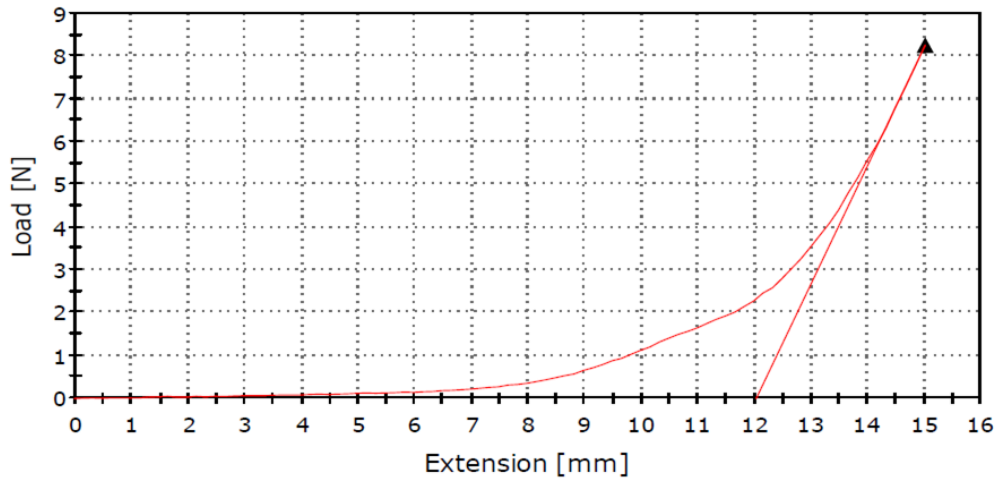
De initiële test werd gedaan met maar één enkele vene, hierbij werd onmiddellijk duidelijk dat een voorspanning noodzakelijk was vermits de vene tijdens de test niet opgespannen was en nog geplooid was bij aanvang van de testen en dus geen vlakke monster vormde.

De tweede testronde werd gedaan met twee schapenvenen. Een van de venen werd beschadigd tijdens het inspannen omdat in de eerste testopstelling geen mechanisme voorzien is om een voorspanning op te leggen op het testmonster. Hierdoor moet manueel een voorspanning opgelegd worden d.m.v. het uitrekken van de vene met behulp van twee chirurgische klemmen om vervolgens de vene in te spannen tussen de klemmen.

De tweede schapenvene werd succesvol ingespannen tussen de platen en kon getest worden (Figuur 24). Figuur 25 toont het eerste resultaat van de two-rail shear test. De breedte van het testmonster is 7,9 mm en de dikte 0,3 mm.



Figuur 24. Inspanning van de schapenvene.



Figuur 25. Resultaat schapenvveen Two-rail shear test.

Zoals te zien is op bovenstaande grafiek is de vene niet getest tot falen. Dit is omwille van het feit dat de testopstelling een beperking had in testlengte, namelijk 15mm, waardoor de vene niet voldoende belast kon worden.

4.2.3 Problemen Two-rail shear test

Wanneer de instelling van de trekbank werd aangepast naar een grotere testlengte passeerde de inklemming de geleide baan waardoor, zoals te zien is op Figuur 26, de afstand niet meer uniform werd en de schapenvene zo goed als uni-axiaal werd belast.

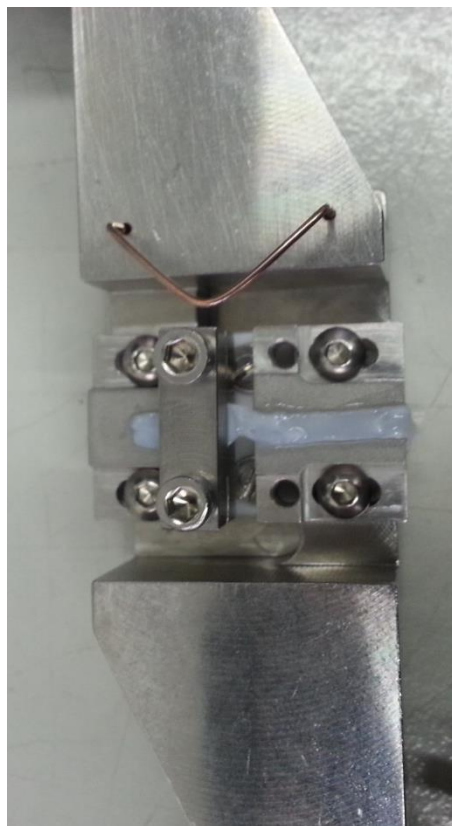


Figuur 26. Verlengde testlengte two-rail shear test.

Met de eerste versie van de two-rail shear testopstelling kan dus niet getest worden tot het falen van venen en er kan ook geen meetbare voorspanning aangelegd worden.

4.2.4 Verbetering Two-rail shear test

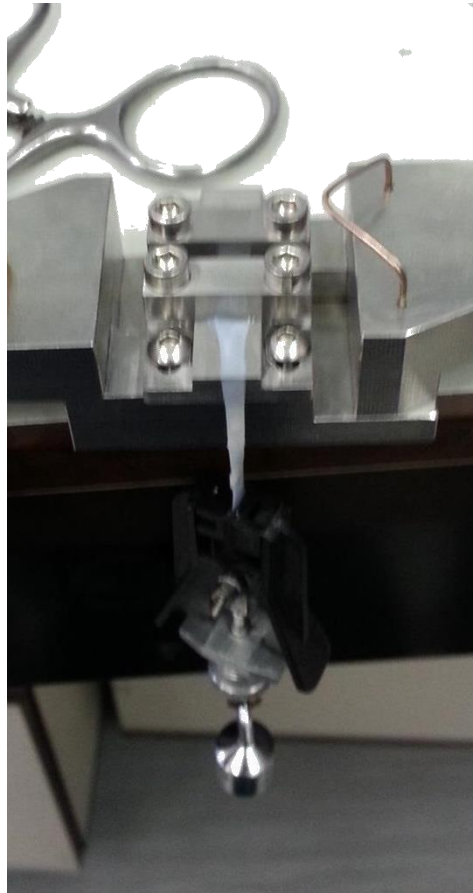
De afstand tussen de inklemming wordt kleiner gemaakt omdat de eerste testopstelling er niet voor kan zorgen dat er zuiver op afschuiving wordt getest. Door de afstand ratio worden de samples meer op trek belast. Een kleinere afstand kan ervoor zorgen dat er een hogere afschuiving plaatsvindt en mogelijk tot breuk zal leiden. Dit wordt verwezenlijkt door de inklemming uit te rusten met een schuifbare slede waarop de klemmen op geplaatst worden zodat de afstand verkleind kan worden (Figuur 27).



Figuur 27. Aangepaste two-rail shear inklemming.

Een mechanisme om een meetbare voorspanning aan te brengen aan de venen is noodzakelijk om consistente testen te doen. Om dit te verwezenlijken zal de opstelling horizontaal worden gelegd en zal één zijde van de vene ingeklemd worden terwijl de andere zijde wordt verbonden met een klem waaraan een massa aangehangen kan worden zoals te zien is op Figuur 28. Het gewicht van de klem en massa is exact gekend zodat de voorspanning uitgerekend kan worden.

Nadat de voorspanning aangelegd is kan de losse zijde in de klem opgespannen worden en de massa verwijderd worden. Vooraleer de opstelling terug verticaal kan geplaatst worden moeten de twee delen van de two-rail shear samen worden gehouden doormiddel van een koperen draad aan de bovenzijde van de opstelling. Nadat de opstelling verticaal opgesteld staat kan deze pin verwijderd worden en kan de vene getest worden.



Figuur 28. Voorspanningsmechanisme two-rail shear inklemming.

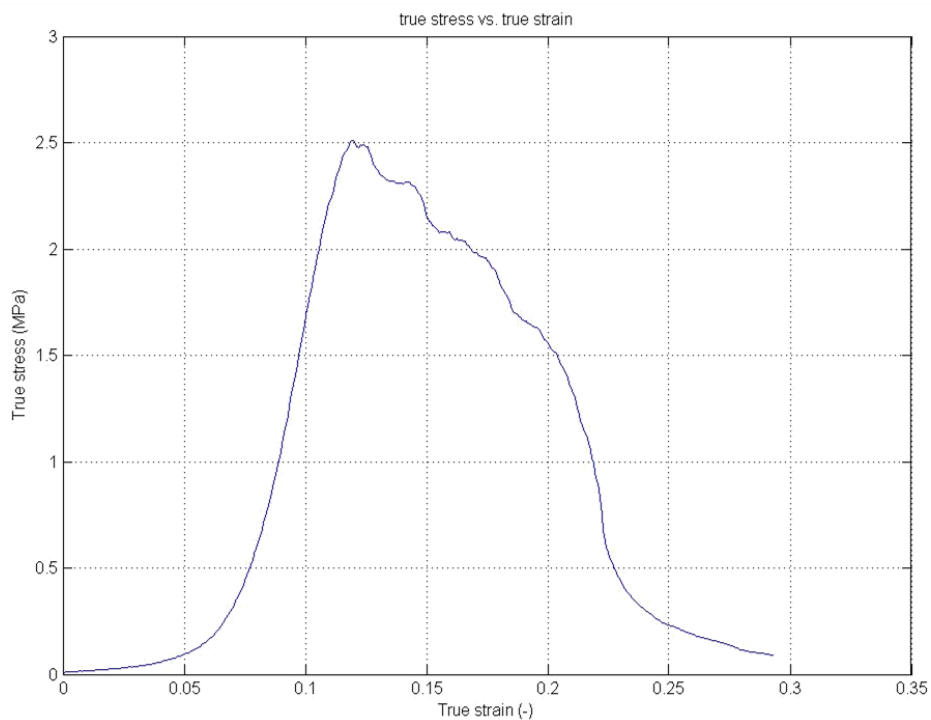
4.2.5 Testen nieuwe Two-rail shear testopstelling

Na de verbetering van de *two-rail shear* testopstelling worden enkele testen gedaan om de resultaten van de optimalisatie te observeren. Tabel 2 geeft de resultaten weer van deze testen.

Tabel 2. Resultaten Two-rail shear test.

Datum	Specimen nr.	Breedte (mm)	Dikte (mm)	Failure Stress (MPa)	Failure Strain (%)
25-10-2013	1	7,9	0,3	6,29	27,04
26-2-2014	1	3,97	0,3	2,47	29,19
26-2-2014	2	6,08	0,24	2,51	29,29

Bij deze testen wordt een voorspanning rond de waarde van 0,1 tot 0,2 MPa geleverd. Een voorbeeld van één van de testresultaten is te zien op Figuur 29. Hieruit wordt geconcludeerd dat de voorspanning bijna 10% bedraagt van de faalspanning. De voorspanning die BVn ondervinden in de realiteit is niet zo hoog waardoor het resultaat mogelijk geen realistische weergave is.



Figuur 29. Test resultaat na optimalisatie Two-rail shear test.

De laatste twee testen zijn tot nu toe de meest betrouwbare resultaten van de two-rail shear testopstelling. Dit is omwille van het feit dat de laatste twee testen gedaan werden met een goede afstand, een correct aangelegde voorspanning en een scheur die niet aan de klemming initieerde. Deze resultaten mogen enkel louter indicatief gebruikt worden.

4.2.6 Evaluatie Two-rail shear testopstelling

De nodige voorspanning die gebruikt wordt tijdens de two-rail shear testen om de venen te laten falen zijn veel groter dan de realistische voorspanning die de venen hebben in de hersenen. De inklemming van deze testopstelling is wel al voldoende om de venen in te klemmen op een manier waarop voldoende grip ontstaat zonder enige beschadigingen. In plaats van verder te werken met een *trail and error*-methodiek zal een eindige elementen simulatie gedaan moeten worden voor het optimaliseren van de testopstelling. Ook moet nog bepaald worden hoeveel de wrijving is tussen de twee bewegende onderdelen en hoeveel invloed deze hebben op de resultaten.

4.3 Thin-walled tube torsion (TTT) testopstelling

Een testopstelling voor het experimenteel bepalen van de afschuifeigenschappen van vasculair weefsel met behoud van tubulaire structuur is nog nooit eerder ontworpen. Daarom zullen elementen van de tube torsie test voor composiet materialen als basis genomen worden en verder aangepast worden voor biologisch materiaal. De verhouding tussen wanddikte en buitendiameter van brugvenen bevindt zich tussen 0,0067 en 0,02, hierdoor kunnen brugvenen als *thin-walled* beschouwd worden vermits de verhouding onder 0,03 moet zijn.

De opstelling bestaat grotendeels uit 3 essentiële delen: het druksysteem, de aandrijving en de inklemming. Nadat deze cruciale delen bepaald zijn kunnen de details toegevoegd worden om alles tot één geheel te maken.

4.3.1 Druksysteem

Omwille van het feit dat de opstelling een zo realistische mogelijk beeld moet simuleren zal de vene onder druk moeten worden gezet tijdens het testen. Dit kan gedaan worden d.m.v. een naald die in de axiale richting in de vene wordt geschoven. De fysiologische vloeistof die in de vene wordt gespoten, verhindert uitdroging en heeft tegelijk ook een ondersteunende functie.

De naald wordt verbonden aan een Luer-Lock connector in de spantanghouder (Figuur 30). Een Luer-Lock komt vaak voor bij systemen waarbij een naald moet bevestigd worden voor injecties in de medische sector. De schroefdraad connector heeft geen metrische schroefdraad, dit ligt aan het feit dat in de medische wereld zelden metrische schroefdraden gebruikt worden maar eerder UNF schroefdraad. Deze UNF schroefdraad heeft een betere belastings tolerantie en ook een betere inklemmingsspanning. Hierdoor kan de schroefdraad beter aangespannen worden waardoor er geen lekken kunnen ontstaan.



Figuur 30. Luer-Lock en naald.

De druk zelf kan zowel manueel als automatisch opgevoerd worden. Omwille van het budget en de relatief lage drukken is het beter om voor een manuele drukverhoging te kiezen waarbij een digitale, nauwkeurige drukmeter wordt gebruikt om een zo nauwkeurig mogelijke druk op het systeem toe te passen. Hierbij wordt de vloeistofkolom in de testopstelling op druk gebracht d.m.v. een kleine luchtkolom over te laten in de testopstelling om de druk nauwkeuriger op te voeren. Dit is omwille van het feit dat de fysiologische vloeistof bijna niet samendrukbaar is, hierdoor moet een luchtkolom overgelaten worden vermits een drukverhoging makkelijker te regelen is met een luchtkolom omdat lucht beter samendrukbaar is. Dit is omwille van het feit dat dezelfde verplaatsing in de luchtkolom overeen komt met een kleinere drukverhoging dan wanneer deze verplaatsing via een vloeistofkolom opgevoerd zou worden.

4.3.2 Aandrijving

4.3.2.1 Motor

Een geschikt systeem voor het aandrijven van de TTT is een stappenmotor. Om de nodige informatie te bekomen voor het selecteren van het juiste kaliber van de stappenmotor zullen eerst theoretische berekeningen moeten gedaan worden met onderstaande formules:

$$\tau = \frac{16 \cdot T \cdot D_1}{\pi(D_1^4 - D_2^4)} \text{ met } T = \frac{G \cdot \theta \cdot J}{L_0} \quad [8]$$

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad [9]$$

Als we het moment (T) berekenen na een bepaalde hoekverdraaiing (θ) kunnen we theoretisch een schuifspanning (τ) berekenen. Vermits er een verband bestaat tussen de elasticiteitsmodulus (E) en schuifmodulus (G) via de poisson coëfficiënt (ν). Nu rest nog de vraag hoeveel dit koppel zal bedragen en ook nog de poisson coëfficiënt (In de literatuur wordt aangeraden $\nu = \pm 0.49$ voor *soft tissues* te nemen). De gegevens die gebruikt worden voor de berekeningen zijn te vinden in [Tabel 3](#).

Tabel 3. Theoretische gegevens.

E	50,9	MPa
G	16,81	MPa
J_{\min}	0,004	mm ⁴
J_{\max}	6,92	mm ⁴
L_{\min}	13	mm
L_{\max}	31	mm
$D1_{\max}$	3	mm
$D2_{\min}$	0,38	mm
$D2_{\max}$	2,90	mm
$D1_{\min}$	0,5	mm

Vermits er nog geen experimentele gegevens zijn zoals de hoekverdraaiing of schuifspanning bij dit type van belasting op brugvenen moeten beide als variabelen beschouwd worden. Een tabel van resultaten is weergegeven in Bijlage 9. Via deze tabel kan de nodige torsiekracht bepaald worden die de motor minimaal zal moeten leveren. Uit de tabel ziet men dat het koppel in de grootteorde van een tiental Nmm is.

Rekening houdend met een zekere veiligheidsfactor en de beschikbaarheid van torsiemotoren moet gezien worden naar een motor met een minimaal koppel van 28,1 Nmm bij een hoekverdraaiing van 180°. De reden waarom gekeken wordt naar een hoekverdraaiing van 180° is omdat de binnenwand van de vene tijdens het testen na zulke verdraaiing in contact komt met elkaar. Aangezien het nodige koppel zo klein is moet niet noodzakelijk een veiligheidsfactor in rekening gebracht worden maar kan simpelweg één van de kleinere kalibers van stappenmotoren genomen worden. Een geschikte stappenmotor wordt gekozen met een maximaal koppel van 2,938 Nm. Het toerental zal laag gehouden worden om een duidelijke meting te verkrijgen, hierbij wordt een toerental van 1 toer per minuut gekozen m.b.v. een planetair tandwielkast met een acceptabele toerentalverhouding. Een planetaire tandwielkast is compacter t.o.v. andere typen tandwielkasten. Een acceptabele toerentalverhouding wordt bereikt wanneer de uitgaande as vloeiend roteert zonder dat de stappen van de stappenmotor duidelijk zichtbaar worden op de grafiek. Het toerental zal via de aansturing nog steeds gewijzigd kunnen worden wanneer dit noodzakelijk blijkt te zijn.

4.3.2.2 Aansturing motor

De aansturing van de stappenmotor kan gedaan worden d.m.v. een bijpassende driver. Hierdoor wordt via een processor een stapfrequentie aangegeven die door de driver vertaald wordt naar impulsen die de fasen van de stappenmotor zullen aansturen.

4.3.3 Inklemming

4.3.3.1 Algemene inklemming

De inklemming voor de TTT heeft verscheidene vereisten nodig om efficiënt het testmonster in te klemmen.

- Voldoende grip of contactoppervlak om slip te vermijden.
- Minimale spanningsconcentraties tijdens het inklemmen van het monster.
- Voldoende variatie in de diameter van de inklemming.
- De Inklemming mag het biologisch weefsel niet beschadigen tijdens het inklemmen zelf of tijdens het testen.
- Zowel de binnen als de buitenkant van de vene moet ondersteund worden.

Voor de Inklemming van de torsie test werden verscheidene alternatieven bekeken waaronder drieklauwplaten, vierklauwplaten, spantangen en zelf aangepaste slangaansluitingen waarrond de vene kon bevestigd worden. Uit deze alternatieven bleek een spantang of Collet het meest geschikte te zijn mits enkele aanpassingen. Standaard wordt een spantang gebruikt om frezen of boren in te spannen.



Figuur 31. Spantang.

De spantang wordt gebruikt in combinatie met een spantanghouder of collet-chuck die zowel manueel als pneumatisch kan voorkomen. Figuur 32 toont een manuele spantanghouder.

Wanneer de moer wordt aangedraaid zal de spantang die in de spantanghouder zit naar binnen gedrukt worden. D.m.v. de conische vorm van de binnenzijde van de spantanghouder zal de spantang ingedrukt worden en hierbij wordt de binnendiameter van de spantang gelijkmatig verkleind.



Figuur 32. Spantanghouder.

De kleinere standaard spantang serie kan een maximale diameter verandering ondergaan van 0,5 mm, daarom is het noodzakelijk om zelf een spantang te ontwerpen die een grotere diameter verandering kan ondergaan zonder zelf permanent te vervormen.

4.3.3.2 Ontwerp spantang

Een spantang is in essentie een onderdeel dat zich als een veer gedraagt. Door kracht uit te oefenen op de zijwand van de spantang zal deze ervoor zorgen dat de binnendiameter kleiner wordt. Op basis van dit standpunt kan een eigen spantang ontworpen worden met een gewenste spanbereik. Voor de afmetingen van de brugvenen wordt een spanbereik van 5 – 3 mm binnendiameter genomen. Dit houdt in dat er een diameterverandering van 2 mm is. De hellingshoek en lengte van de spantang wordt in dezelfde grootteorde genomen als de standaard spantangen. Hierbij wordt voor de totale hellingshoek 10° genomen en een lengte van 30 mm. Als buitendiameter wordt 20 mm genomen.

Het hoofdprincipe van het ontwerp zit in het feit dat het volume van een opgespannen spantang dezelfde moet zijn als wanneer deze zich in een ontspannen toestand bevindt. Dit lijkt vanzelfsprekend maar men moet rekening houden met het feit dat de diameter van de spantang verandert naarmate de kracht toeneemt op de zijwand.

Vertrekkende van een holle cilinder (interne diameter van 5 mm) kan het volume (V_1) berekend worden d.m.v. een vermenigvuldiging van de lengte (L) van de cilinder met het oppervlakte van het zijvlak. Vermits de lengte van de spantang dezelfde blijft in beide toestanden moet enkel gekeken worden naar het zijvlak. De volume van de ontspannen cilinder bedraagt:

$$V_1 = A_1 * L = [(r_{1,1}^2 * \pi) - (r_{2,1}^2 * \pi)] * L \quad [10]$$

$$V_1 = [(10^2 * \pi) - (2,5^2 * \pi)] * 30 = 8835,73 \text{ mm}^4$$

Wanneer de cilinder helemaal opgespannen wordt, zal zowel de buiten als binnendiameter veranderen naar respectievelijk 18 mm en 3 mm. Hierdoor wordt het volume (V_2) verandert naar:

$$V_2 = A_2 * L = [(r_{1,2}^2 * \pi) - (r_{2,2}^2 * \pi)] * L \quad [11]$$

$$V_2 = [(9^2 * \pi) - (1,5^2 * \pi)] * 30 = 7422,01 \text{ mm}^3$$

$$\Delta V = V_1 - V_2 = 8835,73 - 7422,01 = 1413,71 \text{ mm}^3$$

Om nu te weten hoe dit verschil aan materiaal (ΔV) verwijderd moet worden van de holle cilinder, moet berekend worden hoeveel oppervlakte er nog moet resteren of juist moet verwijderd worden om de cilinder te laten krimpen naar de juiste binnendiameter. De binnendiameter ($d_{2,2}$) bedraagt 3 mm. De omtrek van het interne diameter van de cilinder in een totaal opgespannen toestand (O_2) kan berekend worden met onderstaande formule:

$$O_2 = d_{2,2} * \pi = 3 * \pi = 9,425 \text{ mm} \quad [12]$$

Nu moet gekozen worden uit hoeveel segmenten de cilinder zal bestaan vermits uit deze cilinder verscheidene sneden verwijderd worden. Deze sneden bepalen het raakoppervlakte van de interne diameter van de spantang. Hoe groter het aantal segmenten, wordt hoe kleiner de raakoppervlakten worden per segment. Wanneer het aantal segmenten te groot worden gekozen kan het raakoppervlak zodanig klein worden dat deze de te hoge lokale spanningsconcentraties zal geven tijdens het inklemmen van de brugvenen.

Aan de andere zijde mag het aantal segmenten ook niet te klein genomen worden vermits de spantang onder belasting niet mag falen tijdens het opspannen van de brugvene. Als gekozen wordt voor 8 segmenten kan per segment de booglengthe berekend worden van de interne diameter wanneer deze volledig opgespannen is.

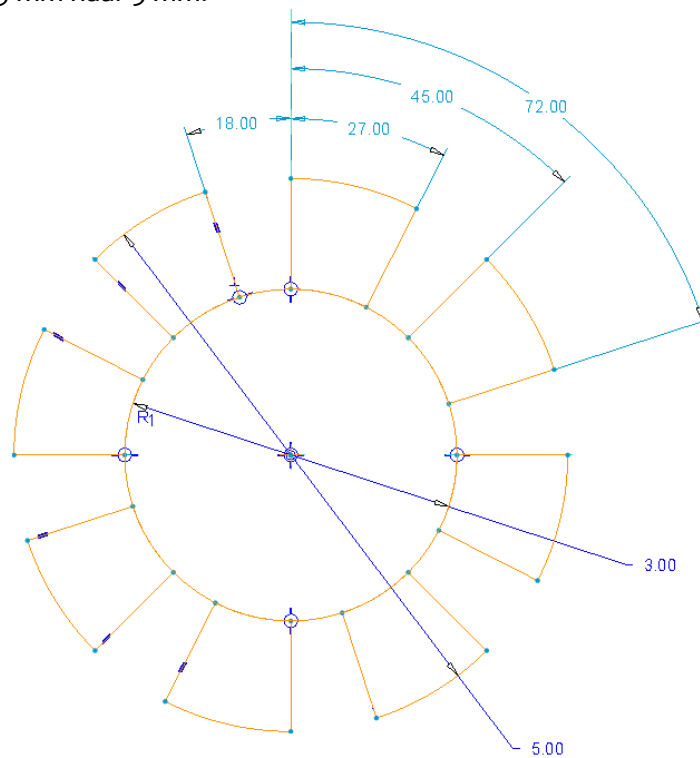
$$Bg_1 = \frac{\text{Totale omtrek}}{\text{Aantal segmenten}} = \frac{9,425}{8} = 1,178 \text{ mm/segment} \quad [13]$$

Deze booglengte (Bg_1) zal hetzelfde moeten zijn voor zowel de ontspannen als de opgespannen toestand van de spantang. Onderstaande formule geeft weer hoe een booglengte wordt berekend. Vermits de ontspannen toestand een andere interne diameter heeft, namelijk 5,0 mm, moet berekend worden hoeveel de hoek β bedraagt om dezelfde booglengte te bekomen.

$$Bg_1 = \frac{\pi * d_{1.2} * \beta}{360} = \frac{\pi * 5,0 \text{ mm} * \beta}{360^\circ} = 1,178 \text{ mm} \quad [14]$$

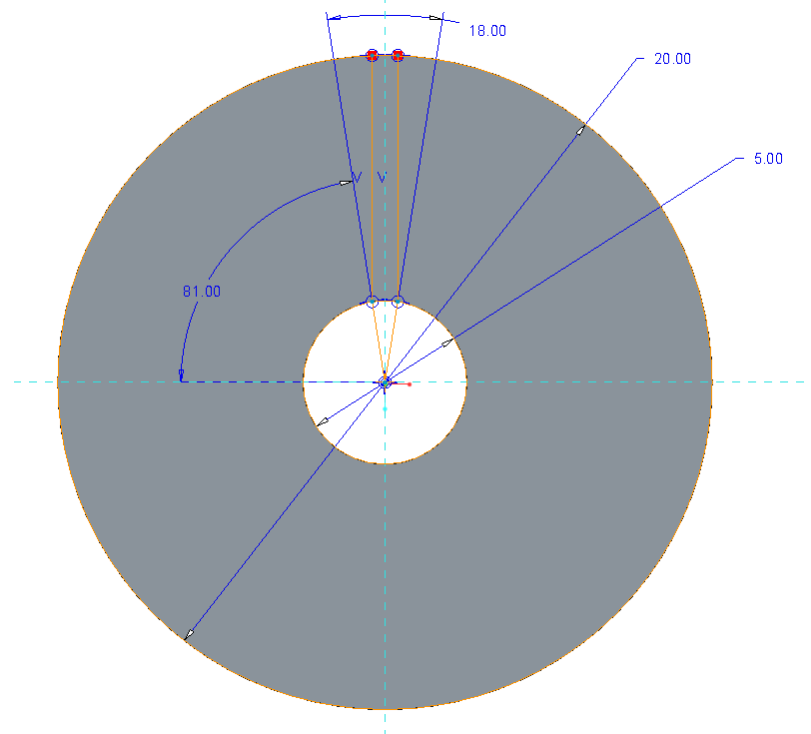
$$\beta = \frac{1,178 * 360}{\pi * 5,0} = 27^\circ \quad [15]$$

Voor een spantang met 8 segmenten komt dit overeen met een totale hoek aan materiaal van $216^\circ (= 8 \times 27^\circ)$. Dit wil zeggen dat er in totaal $144^\circ (= 360^\circ - 216^\circ)$ of per segment $18^\circ (= 144^\circ / 8)$. Figuur 33 toont hoe de booglengtes worden getransformeerd van 3 mm naar 5 mm.



Figuur 33. Segmentverdeling.

Nu de vereiste booglengte per segment bepaald, kan de oppervlakte en daarmee ook het volume van de spantang bepaald worden. Wanneer vanaf de uiteinden van de booglengten een rechte lijn wordt getrokken naar de buitendiameter zoals te zien is in Figuur 34 bekomt men een oppervlakte 5,86 mm².



Figuur 34. Oppervlakte-segment.

Wanneer deze oppervlakte 8 maal gelijkmatig over het oppervlakte wordt verdeeld bekomt men een totale oppervlakte van 46,872 mm². Het volume dat door deze sneden veroorzaakt wordt is in totaal 1406,16 mm³ over de lengte van 30 mm. Eerder werd het volume berekend dat nodig werd geacht verwijderd te worden van de holle cilinder. Het berekende volume ΔV is 1413,71 mm³, het verschil tussen deze waarde en de waarde bekomen van Figuur 33 is 7,55 mm³. Dit geeft een goede benadering voor de berekende waarde.

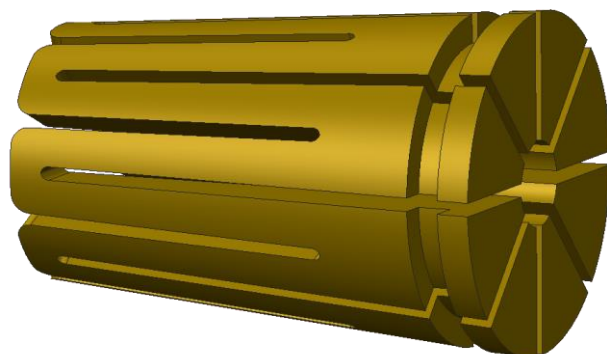
Om van de spantang een veer te maken zullen de segmenten verbonden moeten worden met elkaar. Dit wordt gedaan door een zigzag patroon aan te brengen in de spantang. Om dit te verwezenlijken worden de sneden niet volledig door de spantang getrokken en moet vanuit de andere zijde sneden met dezelfde geometrie verwijderd worden maar tussen de tegenoverstaande sneden in. Nadien wordt de hellingshoek in de spantang geplaatst, dit zal heeft geen invloed op het spanbereik.

Via non-lineaire contact analyses in Pro-engineer® werd een optimale lengte gevonden. Hierbij werd een gedeelte van de spantanghouder van het volgende hoofdstuk gebruikt. De analyse toonde dat naarmate de diepte van de sneden toenam de spanning in de spantang afnam. Dit is d.m.v. dat wanneer krachten op de spantang worden aangebracht de spantang zich zal gedragen als een veer met een bepaalde veerconstante. De veerconstante (k) geeft een verband aan tussen de verplaatsing (x) van de spantang en de nodige kracht (F) voor deze verplaatsing. Hoe meer kracht nodig is om de spantang in te drukken hoe meer spanning in de veer zelf zal ontstaan.

$$F = k * x \quad [16]$$

Om de spanning tot een minimum te verkrijgen zonder enige vorm van falen tijdens het inklemmen te veroorzaken wordt gekozen voor een snede diepte van 28 mm wat aangeeft dat er nog 2 mm aan materiaal achteraan de spantang beschikbaar is om de spanningen op te vangen. De overstaande sneden worden minder diep genomen vermits deze sneden het raakoppervlak beïnvloeden van de spantang. Met andere woorden, hoe dieper deze sneden genomen worden hoe korter de inklemmingslengte wordt van de spantang. De venen die getest zullen worden hebben omwille van hun kleine afmetingen maar weinig inklemmingslengte nodig. Daarom wordt de diepte van deze sneden 20 mm genomen waardoor er nog 10 mm resteert om de vene in op te spannen zonder enige beschadigingen en met voldoende raakoppervlakte.

Figuur 35 toont de ontworpen spantang met de sneden. De technische tekening is terug te vinden in Bijlage 7. Ook moet nog opgemerkt worden dat een extra uitsparing gemaakt is op het einde van de spantang. Deze uitsparing zorgt voor een mogelijkheid dat de spantang d.m.v. een moer in de spantanghouder kan geduwd worden en ook eruit kan gehaald worden. Hierdoor zal de spantang niet vast komen te zitten in de spantanghouder wanneer deze te diep wordt ingeduwd.

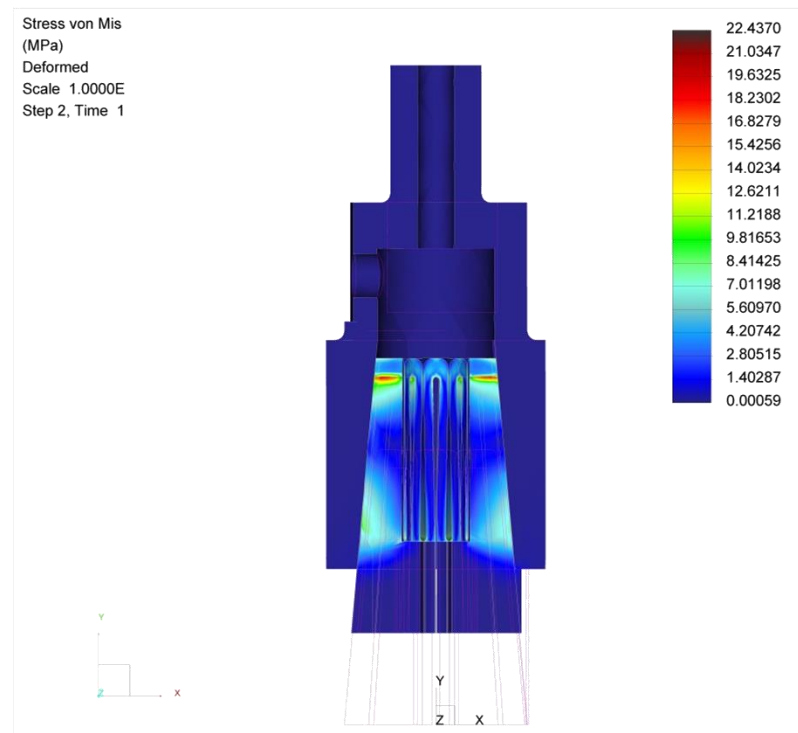


Figuur 35. Ontworpen spantang.

Voor de TTT opstelling zijn er 2 spantangen nodig. Deze spantangen zullen praktisch hetzelfde zijn maar één van de spantangen zal een kleine aanpassingen nodig hebben die ook in de bijpassende spantanghouder zal ingevoerd worden. Deze aanpassing is namelijk een externe spie op de spantang en een spiebaan in de spantanghouder.

De reden waarom dit noodzakelijk is, ligt aan het feit dat wanneer één zijde van de testopstelling al ingespannen is en wanneer de tweede inklemming aangespannen wordt deze een torsiekracht zal veroorzaken. Deze torsiekracht zal zorgen voor een verdraaiing van de spantang. Deze spiebaan dient om deze verdraaiing tegen te gaan.

De maximale spanning ontstaat wanneer de spantang volledig opgespannen wordt in de spantanghouder. De maximale spanning volgens de analyse is 20,437 MPa zoals te zien is op Figuur 36.



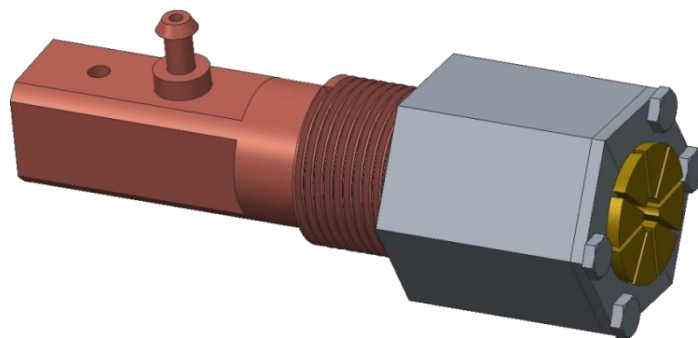
Figuur 36. Contact-analyse spantang.

De oppervlakteruwheid van een spantang is relatief laag, om toch voldoende grip te krijgen op de brugvene kan dit verholpen worden d.m.v. een rubberen ring in de spantang aan te brengen. Deze rubberen ring heeft buiten het verhogen van de grip op de brugvene nog een andere functie, namelijk een krachtbuffer voor het biologisch weefsel zodat de spanningsconcentraties aan de rand van de inklemming laag blijft. Als materiaal wordt Chloroprene rubber (CR) gebruikt.

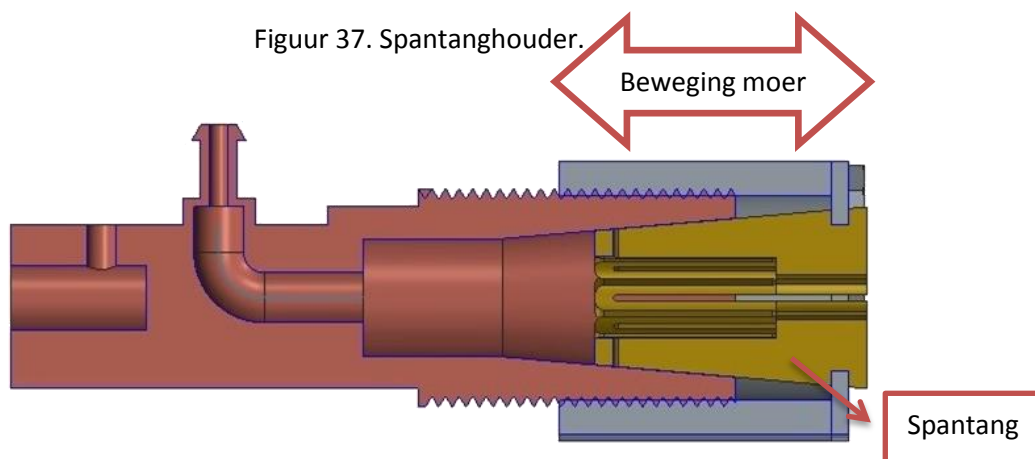
In Bijlage 6 zijn de eigenschappen van CR weergegeven, waaruit geconcludeerd kan worden dat CR op alle vlakken voldoende resistent is voor vloeistoffen en vervormingen met een uitzondering op de *petrol resistance* of benzine bestendigheid. Vermits de testmonsters niet in contact komen met benzine is deze eigenschap niet problematisch.

4.3.3.3 Ontwerp spantanghouders

De spantanghouders hebben als primaire functie, zoals de naam suggereert, houders te zijn voor de spantangen. De spantanghouder heeft een intern gedeelte met dezelfde hellingshoek als de spantang. Ook moet de houder de mogelijkheid bezitten om een moer te bevestigen rond zijn mantel om de spantang verder in de houder te duwen en deze ook terug eruit te halen. Voor de TTT opstelling heeft de spanthouder nog extra functies nodig, namelijk een toegang bieden voor het druksysteem en daarbij ook de venen intern steun bieden voor de inklemming zelf. Figuur 37 en Figuur 38 tonen één van de spantanghouders. Op Bijlage 8 is een technische tekening bijgevoegd van deze spantanghouder.

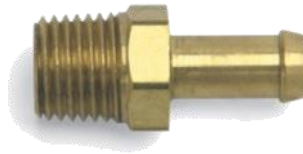


Figuur 37. Spantanghouder.



Figuur 38. Doorsnede van de spantanghouder.

Een slangaansluiting is voorzien aan de spantanghouder. Er bestaan connectoren, zoals te zien in Figuur 39, die gemaakt zijn uit sterker materiaal maar hier is er gekozen om de slangaansluiting samen te printen omwille van het constructiegemak. Moest het blijken dat deze aansluiting toch niet sterk genoeg is en zou afbreken tijdens het testen, dan is er een mogelijkheid voorzien om een connector aan te sluiten aan de spantanghouder.

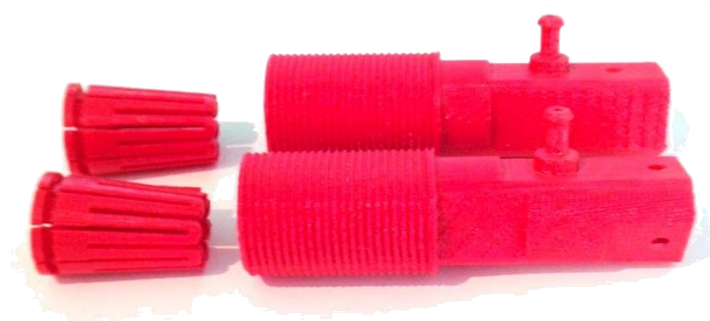


Figuur 39. Slangaansluiting met schroefdraad.

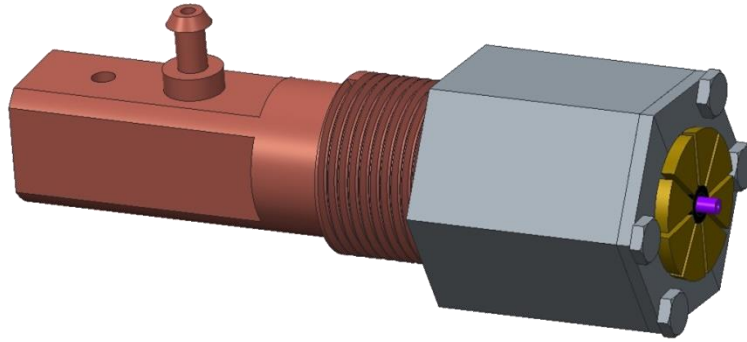
Zoals te zien is op de technische tekening heeft de spantanghouder een externe schroefdraad van M24 op zijn buitenste diameter. Een standaard M24 moer bevat 2 typen, grove en fijne schroefdraad. Hierbij is de spoed van de schroefdraad respectievelijk 3, 2 of 1,5 mm groot. Om een zo nauwkeurig mogelijke verplaatsing te verwezenlijken moet de spoed zo klein genomen worden. In dit geval laat de standaard toe een spoed van 1,5 mm te nemen.

4.3.3.4 Totale inklemming

Zowel de spantang als de spantanghouder worden als prototypen gemaakt in ABS door een 3D-printer(Figuur 40). Later kunnen deze onderdelen worden gemaakt een ander materiaal zoals bijvoorbeeld aluminium. Figuur 41 toont de totale inklemming.



Figuur 40. ABS prototypen van spantangen en spantanghouders.



Figuur 41. Totale inklemming.

Nu de totale inklemming bepaald is, kan nagegaan worden hoeveel tijd nodig is om vanuit stilstand het gewenste toerental (n) te bereiken. M.b.v. onderstaande formules kan dit berekend worden.

$$T = J_{\text{totaal}} * \alpha \quad [17]$$

$$\text{met } \alpha = \frac{\omega}{t} \quad [18]$$

$$t = \frac{J_{\text{totaal}} * 2 * \pi * n}{60 * T} = \frac{J_{\text{totaal}} * 2 * \pi * 1,0}{60 * 2938} \quad [19]$$

Hierbij is α de hoekversnelling van de motor en ω de gewenste hoeksnelheid van de motor na een tijdstip t . Vanuit het programma Pro-engineer® kan berekend worden hoeveel het massatraagheidsmoment is van de totale inklemming.

In formule 17 is het totale massatraagheidsmoment weergegeven als J_{totaal} . Het totale massatraagheidsmoment kan worden benaderd door $20,0 \text{ kgmm}^4$.

$$t = \frac{20,0 * 2 * \pi * 1,0}{60 * 2938} = 7,12 * 10^{-4} \text{ s}$$

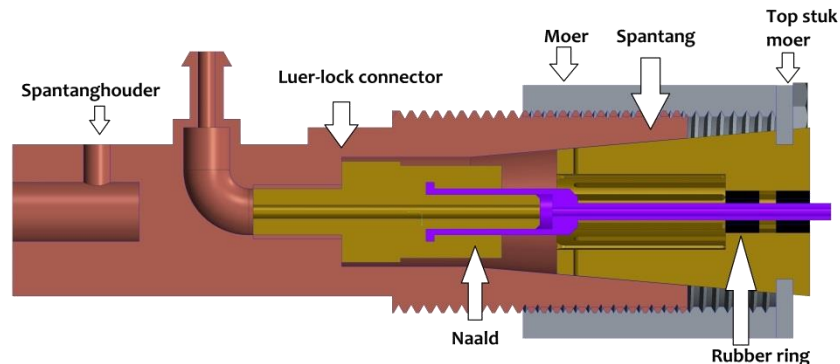
Dit kan omgerekend worden naar een hoekverdraaiing op tijdstip t . Hierdoor kan bepaald worden vanaf welke hoek een continu toerental geleverd wordt door de stappenmotor. Vermits het toerental niet constant is voor het tijdstip t moet onderstaande formule gebruikt worden:

$$\alpha = \frac{\omega}{t} = \frac{0,105}{7,12 * 10^{-4}} = 147,01 \frac{\text{rad}}{\text{s}^2}$$

$$\theta(t) = \theta_0 + \omega_0 t + \frac{1}{2} \alpha t^2 \quad [20]$$

$$\theta(t) = 0 + 0 + \left(\frac{1}{2} * 147,01 * 7,12 * 10^{-4}\right)^2 = 0,00274 \text{ rad} = 0^\circ 9'25,16''$$

Dit betekent dat na een relatief korte hoekverdraaiing het toerental al continue is wat zeer gunstig is voor de testresultaten. Figuur 42 toont de doorsnede met een aanduiding van alle onderdelen



Figuur 42. Doorsnede totale inklemming.

4.3.4 Metingen

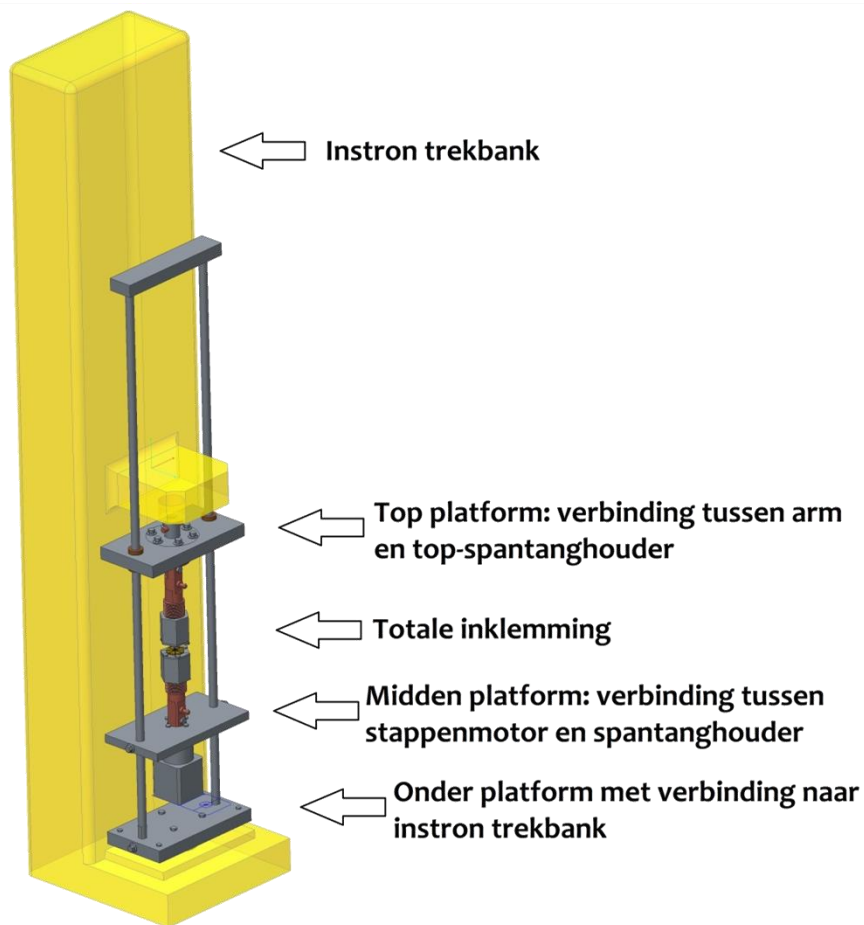
Zoals eerder aangehaald is zijn we bij deze testopstelling geïnteresseerd in een bepaald aantal parameters. De eerste parameters die geregistreerd worden zijn de opgewekte torsie en de hoekverdraaiing. De opgewekte torsie wordt gemeten door een torsiesensor. Door de grootteorde van de torsie moet gezien worden naar een torsiesensor met een hoge nauwkeurigheid en relatief klein meetbereik. Bij de selectie van de torsiesensor moet wel rekening gehouden worden met een zekere veiligheidsfactor vermits een langdurige overbelasting van een torsiesensor leidt tot falen. De gekozen torsiesensor voor de testopstelling heeft een bereik tussen 0 en 0,175 Nm. De hoekverdraaiing kan bepaald worden via de software van de stappenmotor. De stappenmotor wordt aangestuurd d.m.v. impulsen. 1 impuls komt overeen met 1 stap van de stappenmotor, afhankelijk van de nauwkeurigheid van de stappenmotor komt dit overeen met een bepaalde hoekverdraaiing. Hoe kleiner deze hoekverdraaiing is, hoe groter de resolutie.

Secundaire parameters van de TTT zijn de interne druk, de aangelegde voorspanning en de verplaatsing afkomstig van de vervorming van het testmonster. De interne druk kan gemeten worden d.m.v. een drukmeter die extern verbonden wordt aan één van de inklemmingen. Wel moet nagegaan worden of het drukverschil veroorzaakt door het verschil in hoogte van de meting en de effectieve druk op het testmonster een grote impact zal hebben op de meetresultaten. Dit zal natuurlijk afhankelijk zijn van de positie van de drukmeter zelf.

De voorspanning wordt aangelegd d.m.v. een trekbank waarin de totale inklemming wordt geplaatst. Ook de verplaatsing afkomstig van het testmonster kan rechtstreeks gemeten worden van de trekbank.

4.3.5 Totale testoptelling

Op Figuur 43 is een totaal beeld van de tube-torsion testopstelling weergegeven met alle hoofdonderdelen.

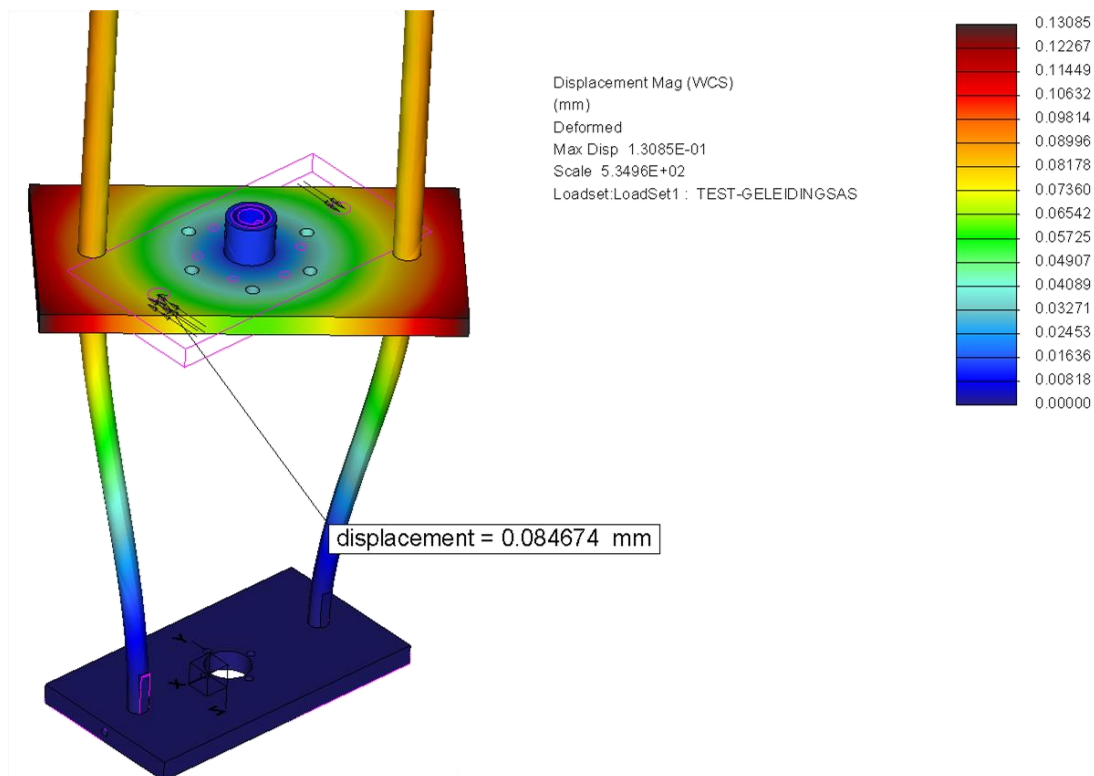


Figuur 43. totale opstelling tube torsion.

De totale inklemming wordt geplaatst in een standaard trekbank van het merk Instron®. De platformen hebben als eerste functie het geheel van de totale inklemming op hun plek te houden en ervoor te zorgen dat een voorspanningskracht aangebracht kan worden aan de totale inklemming. De tweede functie van de platformen is het opvangen van de torsiëkracht ontstaan door de stappenmotor op het testmonster.

D.m.v. de implementatie van de testopstelling in een trekbank kan de axiale kracht ontstaan door vervormingen, opgevangen worden door de trekbank zonder dat hiervoor een extra lineaire motor voorzien moet worden. Hierdoor wordt de totale kostprijs van de testopstelling gereduceerd. Wel moet opgemerkt worden dat de testopstelling ontworpen is voor deze specifieke trekbank waardoor het geen universele testopstelling is. Wanneer de testopstelling gebruikt wordt op een andere trekbank zullen de platformen mogelijk terug ontworpen moeten worden. Op bovenstaande figuur is te zien hoe de totale inklemming tussen het midden en top platform is geplaatst. De spantanghouders hebben elk een aparte verbinding vermits de top inklemming verbonden moet worden aan een torsiesensor en de onderste spantanghouder verbonden moet worden aan een stappenmotor.

De onderste platformen worden op hun plek gehouden d.m.v. bouten die worden aangedraaid tegen de geleidingsassen. Het bovenste platform is uitgerust met glijlagers waardoor de arm van de trekbank gebruikt kan worden voor de positionering van de inklemming.



Figuur 44. Buigingsanalyse geleidingsassen.

De geleidingsassen worden zodanig geplaatst op een afstand van de centrale as zodat de arm van de trekbank niet in contact komt met de geleidingsassen. De afstand tussen de assen bedraagt 120 mm. De geleidingsassen zelf hebben een diameter van 10 mm en worden het best uit roestvast staal gemaakt. Wanneer gekeken wordt naar de buiging van de assen tijdens de maximaal berekende belasting toont Figuur 44 dat de maximale doorbuiging van de assen 0,0847 mm bedraagt. Dit ligt aan het feit dat de maximale berekende belasting zeer klein is, namelijk 18,66 N op beide assen.

Toegevoegd in bijlage zijn extra technische tekeningen toegevoegd van de onderdelen van de tube torsion opstelling (Bijlage 10-14).

5 Conclusie

In deze thesis werden drie testopstellingen voor de karakterisatie van brugvenen onderzocht nl. de uni-axiale testopstelling, two-rail shear testopstelling en thin-walled tube torsion testopstelling.

De uni-axiale testopstelling werd geoptimaliseerd om een basis te vormen voor de twee volgende testopstellingen waarbij de afschuifeigenschappen van biologisch weefsel worden bepaald. Het gebruik maken van de dogbone vorm in de testmonsters leidde tot meer consistente resultaten maar omwille van de schaarsheid aan testmonsters konden de resultaten niet statistisch bepaald worden maar enkel een eerste vergelijking geven.

De two-rail shear testopstelling onderging een eerste optimalisatie vermits de initiële testopstelling niet geschikt was voor het testen van biologisch weefsel. De eerste aanpassing leidde naar het toevoegen van een mechanisme dat de mogelijkheid biedt om een voorspanning aan te leggen aan het biologisch weefsel. Door dit mechanisme kan het testmonster opgespannen worden met een gekende voorspanning. Na de aanpassingen werden testen uitgevoerd om de gevolgen van dit mechanisme te bepalen. Hieruit blijkt dat het biologisch weefsel wel tot falen kan getest worden maar met een relatief hoge voorspanning waardoor de betrouwbaarheid van de resultaten in twijfel getrokken kan worden. De two-rail shear zal nog verder moeten geëvalueerd worden aan de hand van eindige elementen simulaties.

De allereerste thin-walled tube torsion testopstelling voor BVn is ontworpen tijdens deze masterproef. Het ontwerp is op dit ogenblik zover dat alle onderdelen reeds besteld of gemaakt zijn. De volgende stap in het proces is het monteren van alle onderdelen en evalueren van de initiële testresultaten.

6 Suggesties voor verder onderzoek

Er zijn nog een aantal aandachtspunten voor bij alle besproken testopstellingen.

De eerste uni-axiale testen werden gedaan met schapenvenen omwille van het feit dat de kwantiteit van menselijke brugvenen schaars is en de optimalisatie dus beter met schapenvenen kan gedaan worden. Na de eerste optimalisatie werd ook geen gebruik gemaakt van menselijke brugvenen, maar werd gebruik gemaakt van een materiaal dat een ratten aorta imiteert. Dit betekent dat de uni-axiale testopstelling nog uitgevoerd zal moeten worden met menselijke brugvenen om het resultaat van de optimalisatie statistisch te bepalen. Hierdoor wordt de biologische variabiliteit in rekening gebracht samen met de vezels in de brugvenen. Een hypothese is dat de vezels mogelijk enige invloed zullen hebben wanneer deze worden doorgesneden door de snijstempel waardoor de resultaten mogelijk beïnvloedt worden. Deze hypothese moet zeker nog nagegaan worden.

De two-rail shear testopstelling zal verder moeten geoptimaliseerd worden vermits de voorspanning nog steeds relatief hoog is t.o.v. de breukspanning. Ook moet nog bepaald worden hoeveel de wrijving is tussen de twee bewegende onderdelen en hoeveel invloed dit heeft op de resultaten.

De thin-walled tube torsion testopstelling (TTT) is ontworpen met het oog op alle vereisten die nodig worden geacht om een succesvolle test te uit te kunnen op brugvenen zonder schade aan de inklemmingen. Na deze masterproef zal de testopstelling gebouwd worden en getest worden om eventuele optimalisaties toe te passen. Vermits de TTT opstelling een eerste opstelling is in zijn soort zullen hoogstwaarschijnlijk verdere aanpassingen gedaan worden naar een meer universele testopstelling zodat de TTT opstelling niet meer afhankelijk is van één specifiek type trekbank.

Vervolgens kunnen de resultaten van de uni-axiale testen gecombineerd met de rail shear testen vergeleken worden met de resultaten van de thin-walled tube torsion. In essentie kan deze laatste immers gecombineerde trek- (via testbank) als afschuivingsbelasting (via de tube torsion) aanleggen waardoor het mogelijk is dat de thin-walled tube torsion de andere twee testmethodes volledig kan vervangen.

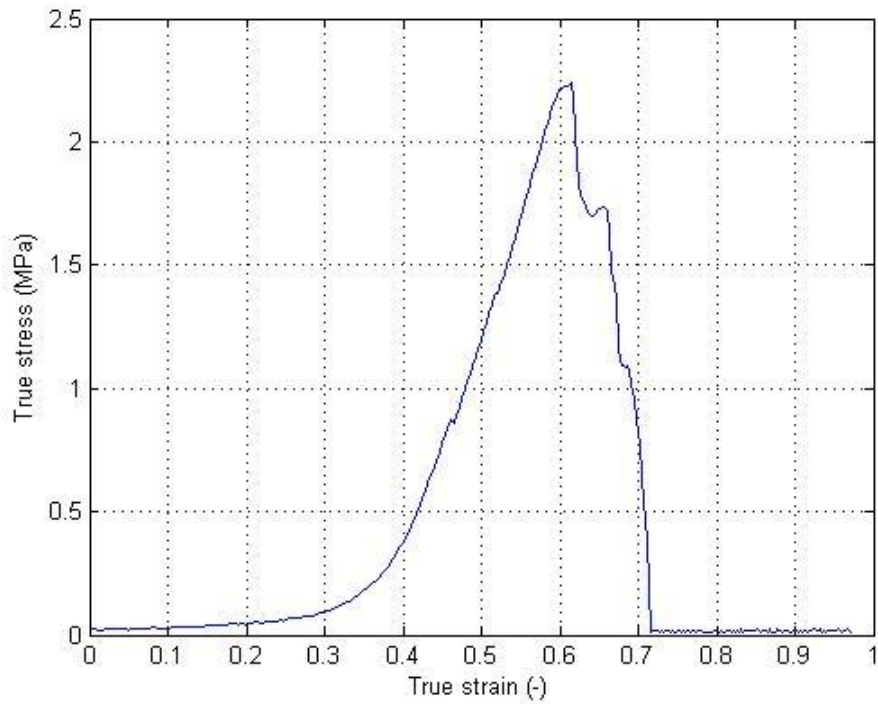
Bibliografie

1. **neurochirurgie, Nederlandse vereniging voor neurochirurgie.** nvvn. *Hersensbloedingen*. [Online] 2009. www.nvvn.org.
2. **Zhao Ying Cui, Nele Famaey, Jan Ivens, Bart Depreitere, Erik Verbeken en Jos Vander Sloten.** *Structural and mechanical characterisation of bridging veins: a review*. Leuven, België : KUL, 19 April 2013.
3. **Wikipedia.** *Wikipedia*. [Online] 31 Maart 2014. [Citaat van: 15 Mei 2014.] http://en.wikipedia.org/wiki/Superior_sagittal_sinus.
4. **Qi Pang, Xiao Lu, Hans Gregersen, Gorm von Oettingen en Jens Astrup.** *Biomechanical properties of porcine cerebral bridging veins with reference to the zero-stress state*. Denemarken : Universiteit van Aarhus, 15 maart 1999.
5. **Gerhard A. holzapfel, Thomas C. Gasser en Ray W. Ogden.** *A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models*. Oostenrijk : Graz University, 2000 .
6. **A. Duprey, K. Khanafer, M. Schlicht, S. Avril, D. Williams en R. Berguer.** *In vitro characterisation of physiological and maximum elastic modulus of ascending thoracic aortic aneurysms using uniaxial tensile testing*. 24 Februari 2010.
7. **Melvin, Dinesh Mohan en John W.** *Failure properties of passive human aortic tissue. I- Uniaxial tension tests*. Michigan/India : sn, 22 juni 1982.
8. **Hans Delye, Jan Goffin, Peter Verschueren, Jos Vander Sloten, Georges Van der Perre, Herwig Alaerts, Ignaas Verpoest en Daniel Berckmans.** *Biomechanical properties of the superior sagittal sinus-bridging vein complex*. Leuven, België : KU Leuven, November 2006.
9. **K. L. Monson, W. Goldsmith, N. M. Barbaro, G. T. Manley.** *Significance of source and size in the mechanical response of human cerebral blood vessels*. [Journal of biomechanics] USA, Berkeley/San Francisco : University of california, 2005.
10. **Haut, Max-chang Lee en Roger C.** *Insensitivity of tensile failure properties of human bridging veins to strain rate: implications in biomechanics of subdural hematoma*. Michigan, USA : Michigan state university, april 1988.
11. **Chiara Bellini, Paul Glass, Metin Sitti en Elena S. Di Martino.** *Biaxial mechanical modeling of the small intestine*. Canada/USA : sn, 30 Januari 2011.
12. **Sacks, Michael S.** *Biaxial mechanical evaluation of planar biological materials*. Pittsburgh, VS : Universiteit van Pittsburgh, 15 mei 2000.

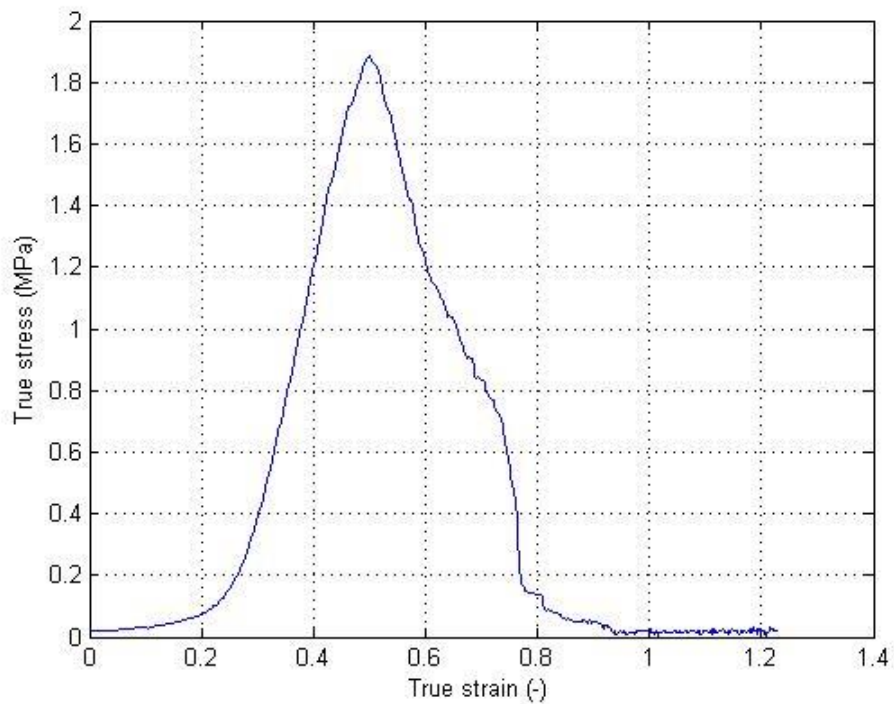
13. **Melvin, Dinesh Mohan en John W.** *Failure properties of passive human aortic tissue. II- Biaxial tension tests.* Michigan/New Delhi, USA/India : sn, 22 Juni 1982.
14. **B. Röhrnbauer, Y. Ozog, J. Egger, E. Werbrouck, J? Deprest, E. Mazza.** *Combined biaxial and uniaxial mechanical characterization of prostetic meshes in a rabbit model.* Switzerland/België : sn, 14 April 2013.
15. **Kenneth L. Monson, Nicholas M. Barbaro en Geoffrey T. Manley.** *Biaxial response of passive human cerebral arteries.* San Fransisco, California , USA : sn, December 2008.
16. **Ricky Martinez, Ceasar A. Fierro, Paula K. Shireman en Hai-Chao Han.** *Mechanical buckling of veins under internal pressure.* Texas : Universiteit van Texas departement ME, 2010.
17. **Simon, Hebel.** *Optimieze gripping solutions for tensile testing of soft biological tissues.* Duitsland : Instron.
18. **Munro, S. Lee en M.** *Evaluation of in-plane shear test methods for advanced composite materials by the decision analysis technique.* Ottawa, Canada : University of Ottawa, januari 1986.
19. **Adams, Ahmad K. Hussain en Donald F.** *Analytical evaluation of the two-rail shear test method for composite materials.* Wyoming : Universiteit van Wyoming, 5 Juni 2003.
20. **Hahn, H.T. en Erikson, J.** *Characterization of composite laminates using tubular specimens.* USA : Air force materials laboratory, 1977.
21. **Francken, J. en Van Goethem, H.** *Torsieproefmachine.* Hoger instituut de Nayer Mechelen : sn, 1955.

Bijlage

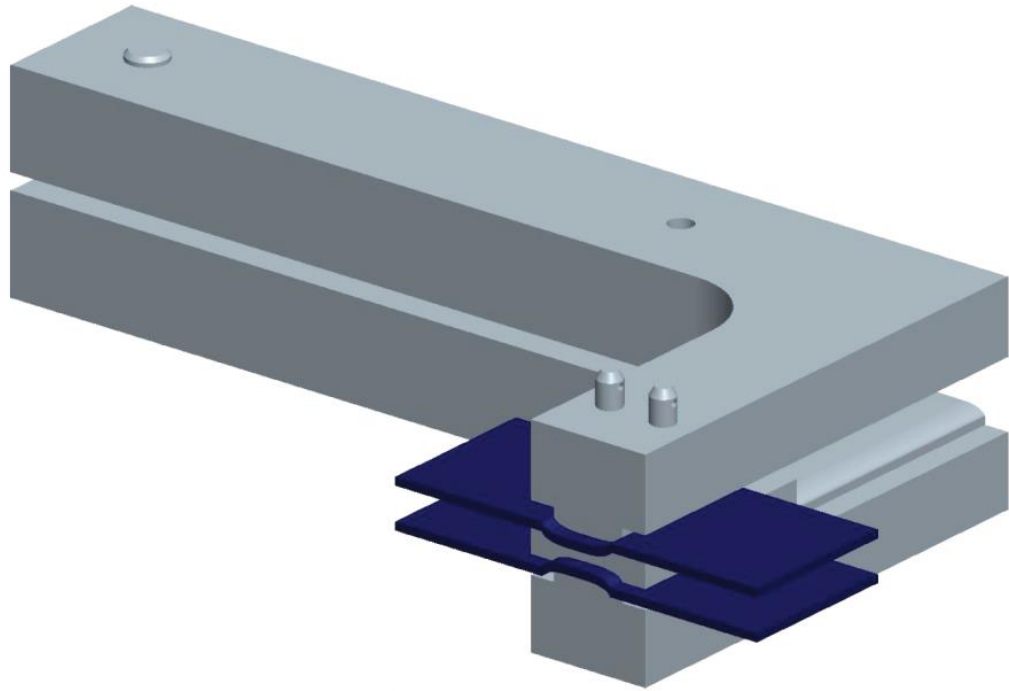
Bijlage 1. Max true stress = 2,24 MPa, Youngs modulus = 2,31 MPa, Breedte = 3,42 mm, Dikte = 0,74 mm , Lengte = 11,84 mm.	64
Bijlage 2. Max true stress= 1,89 MPa, Youngs modulus = 1,538 MPa, Breedte = 3,03 mm, Dikte = 0,91 mm, Lengte = 12,11 mm.	64
Bijlage 3. Nieuwe snijstempel (blauw = scheermes).....	65
Bijlage 4. Scheermeshouder.	66
Bijlage 5. Scheermes-tegenhouder.	67
Bijlage 6 Tabel rubbers ERIKS.....	68
Bijlage 7 Technische tekening van spantang.	69
Bijlage 8 Technische tekening spantanghouder.	70
Bijlage 9. Torsie motor: Theoretische resultaten.	71
Bijlage 10. Technische tekening: onderste platform	72
Bijlage 11. Technische tekening: ondersteuning onderste platform.....	73
Bijlage 12. Technische tekening: Midden platform.	74
Bijlage 13. Technische tekening: bovenste platform.....	75
Bijlage 14. Technische tekening: Aansluiting trekbank arm - bovenste platform.	76



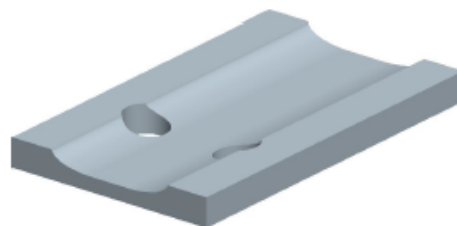
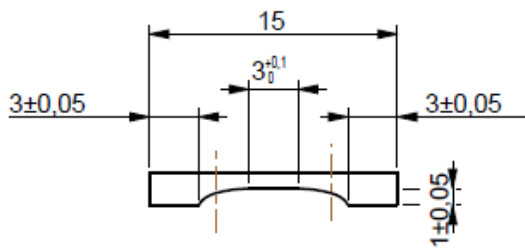
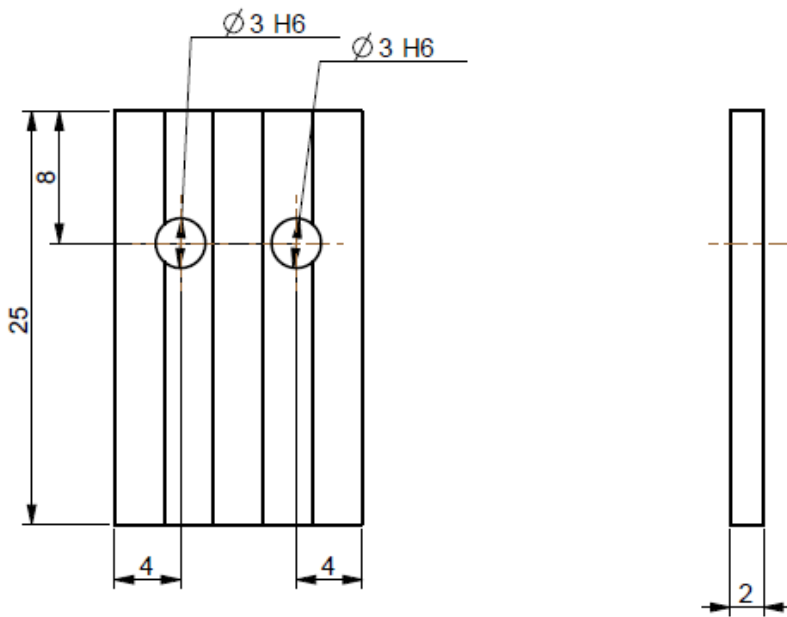
**Bijlage 1. Max true stress = 2,24 MPa, Youngs modulus = 2,31 MPa, Breedte = 3,42 mm, Dikte = 0,74 mm ,
Lengte = 11,84 mm.**



**Bijlage 2. Max true stress= 1,89 MPa, Youngs modulus = 1,538 MPa, Breedte = 3,03 mm, Dikte = 0,91 mm,
Lengte = 12,11 mm.**

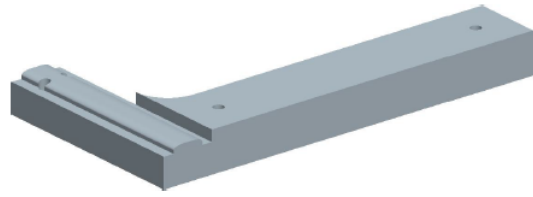


Bijlage 3. Nieuwe snijstempel (blauw = scheermes).

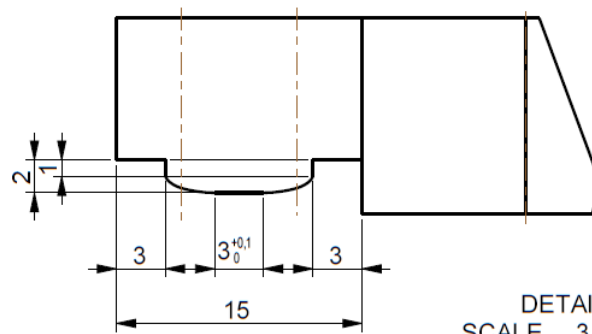
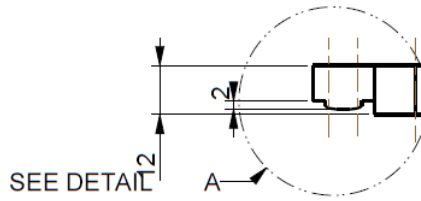
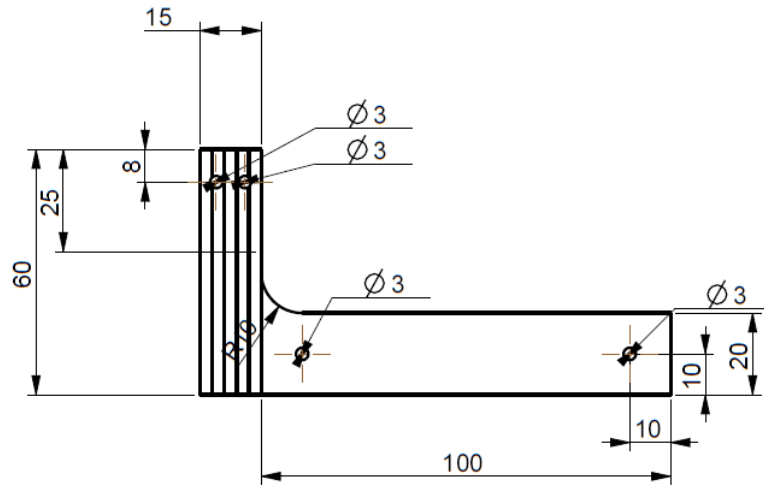


SCALE 3,000

Bijlage 4. Scheermeshouder.



SCALE 0,750



DETAIL A
SCALE 3,000

Bijlage 5. Scheermes-tegenhouder.

8.2. Technische gegevens elastomeren volrubberprofiel
Données techniques des élastomères pour profilés
Technical data elastomeres rubber profiles
Technische Angaben Vollgummiprofile

Elastomers and their various properties

Chemical Nomenclature	Natural Rubber	Styrol-Butadien-Buna S	Nitril-Rubber Buna N (Perbunan)	Chloroprene Rubber (Neoprene)	Ethylene Propylene	Fluor Rubber (Viton)	Methyl Silikon	Poly vinylchlorid
Abbreviation as per ASTM D 1418	NR	SBR	NBR	CR	EPDM	FPM	MQ/MVQ	PVC-soft
Shore A								
Hardness Range (±5)	40-90	45-90	45-90	40-90	40-90	65-90	30-80	55-95
Tensile Strength N/mm ²	4-15	4-15	4-14	5-15	6-13	8-15	4-12	0
Recoil Elasticity at 20°C	++	+	0	+	+	0	0	
Abrasion Resistance	++	++	+	+	+	0	0	0
A Chemical Resistance	+	+	+	+	++	+++	+	++
A Oil Resistance	-	-	++	+	-	++	+	+
A Petrol Resistance	none	-	+	-	-	++	-	+
A Solvent Resistance	-	-	+	+	0	0	+	0
A Temp Stability in °C	-40 to +80	-30 to +80	-30 to +100	-30 to +90	-50 to +130	-20 to +200	-50 to +200	-30 to +70
Ozone Resistance	0	0	0	++	+++	++	++	0
General Climate Resistance	0	+	+	++	++	++	++	+
Gas Impermeability	0	0	+	+	0	+	-	
B Resistance to permanent deformation	++	+	+	+	+	+	0	0
Adhesion to metal	++	++	0	+	0	0	0	
Dielectric Properties	++	+	+	0	++	+	+	0

A = In view of the multitude of chemicals, solvents, application temperatures and times the value quoted may vary in some cases. For example one type of elastomer which normally has only low resistance properties could show very good resistance to certain media.

B = At relatively high or low temperatures, resistance generally drops.

C = These are borderline values which, depending on the composition of the mixture, can vary.

If used permanently in such borderline areas, this can lead to a change in the physical values. For such extreme applications it is advisable to use special elastomer mixtures.

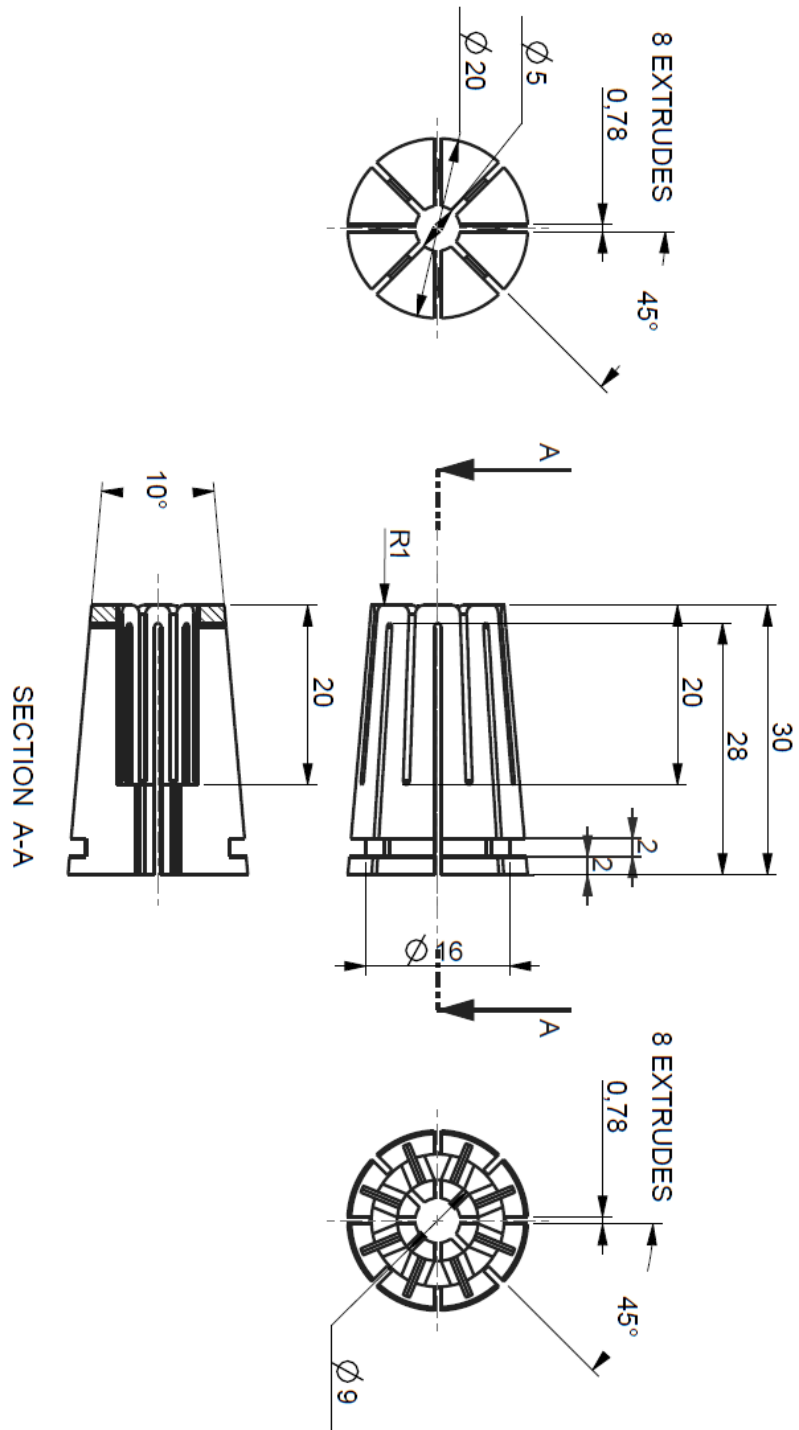
++ = excellent to very good

+ = good

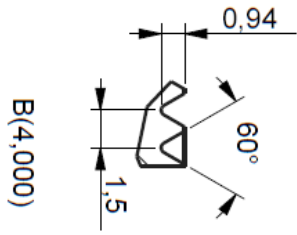
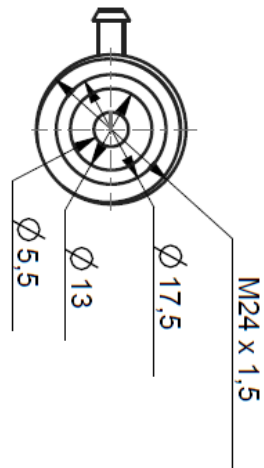
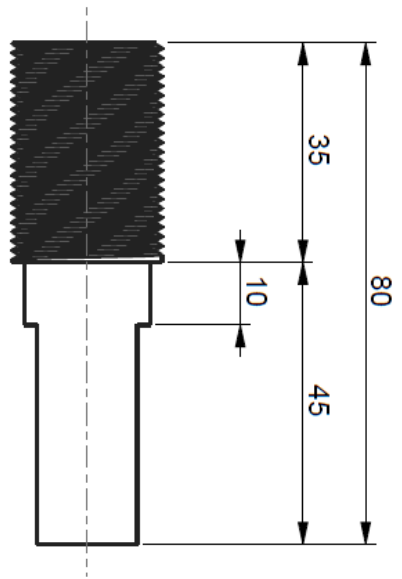
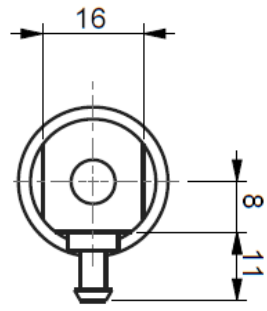
0 = satisfactory

- = low to very poor

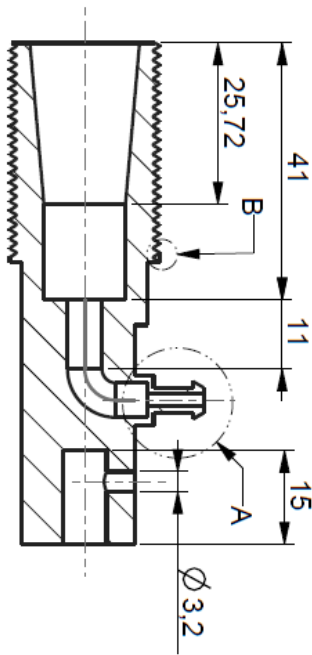
Bijlage 6 Tabel rubbers ERIKS.



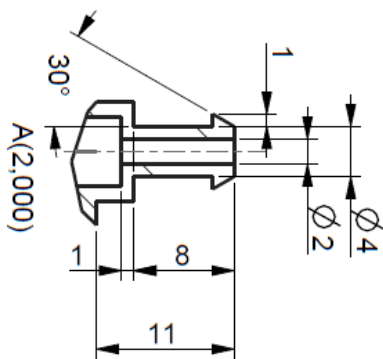
Bijlage 7 Technische tekening van spantang.



B(4,000)



SECTION A-A
SCALE 1,000



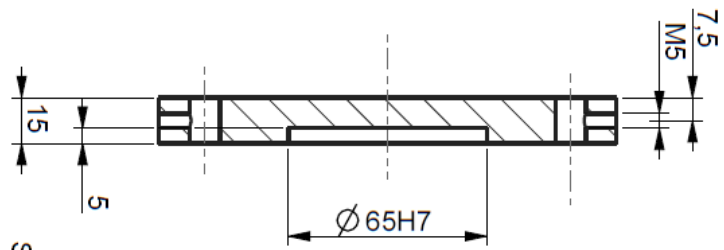
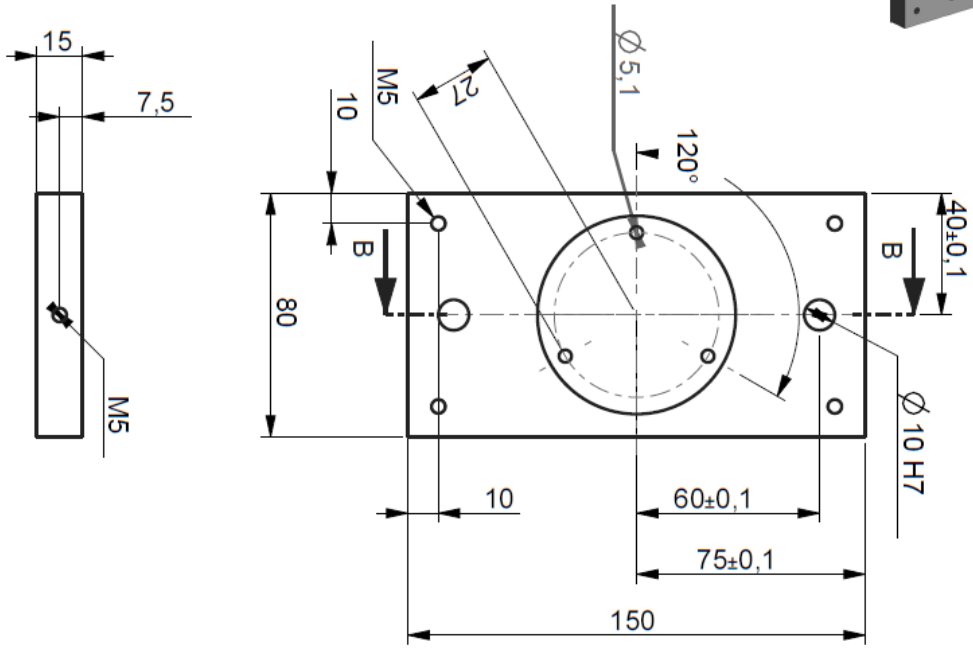
A(2,000)

Bijlage 8 Technische tekening spantanghouder.

hoekverdraaiing		Jmin	Jmax	Jmin	Jmax
		in Nmm	in Nmm	schuifspanning	Schuifspanning
θ in graden	θ in Radialen	Torsie T	Torsie T	τ in N/mm ² of Mpa	τ in N/mm ² of Mpa
5	0,09	0,000195	0,7804	0,00004	1,1614
10	0,17	0,000391	1,5608	0,00007	2,3228
15	0,26	0,000586	2,3412	0,00011	3,4842
20	0,35	0,000782	3,1217	0,00015	4,6456
25	0,44	0,000977	3,9021	0,00018	5,8070
30	0,52	0,001173	4,6825	0,00022	6,9685
35	0,61	0,001368	5,4629	0,00026	8,1299
40	0,70	0,001564	6,2433	0,00030	9,2913
45	0,79	0,001759	7,0237	0,00033	10,4527
50	0,87	0,001955	7,8041	0,00037	11,6141
55	0,96	0,002150	8,5845	0,00041	12,7755
60	1,05	0,002346	9,3650	0,00044	13,9369
65	1,13	0,002541	10,1454	0,00048	15,0983
70	1,22	0,002737	10,9258	0,00052	16,2597
75	1,31	0,002932	11,7062	0,00055	17,4211
80	1,40	0,003128	12,4866	0,00059	18,5826
85	1,48	0,003323	13,2670	0,00063	19,7440
90	1,57	0,003519	14,0474	0,00066	20,9054
95	1,66	0,003714	14,8279	0,00070	22,0668
100	1,74	0,003910	15,6083	0,00074	23,2282
105	1,83	0,004105	16,3887	0,00077	24,3896
110	1,92	0,004301	17,1691	0,00081	25,5510
115	2,01	0,004496	17,9495	0,00085	26,7124
120	2,09	0,004692	18,7299	0,00089	27,8738
125	2,18	0,004887	19,5103	0,00092	29,0352
130	2,27	0,005082	20,2907	0,00096	30,1967
135	2,36	0,005278	21,0712	0,00100	31,3581
140	2,44	0,005473	21,8516	0,00103	32,5195
145	2,53	0,005669	22,6320	0,00107	33,6809
150	2,62	0,005864	23,4124	0,00111	34,8423
155	2,70	0,006060	24,1928	0,00114	36,0037
160	2,79	0,006255	24,9732	0,00118	37,1651
165	2,88	0,006451	25,7536	0,00122	38,3265
170	2,97	0,006646	26,5341	0,00125	39,4879
175	3,05	0,006842	27,3145	0,00129	40,6493
180	3,14	0,007037	28,0949	0,00133	41,8108

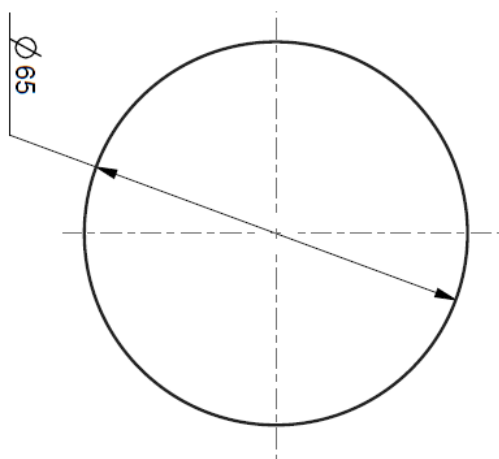
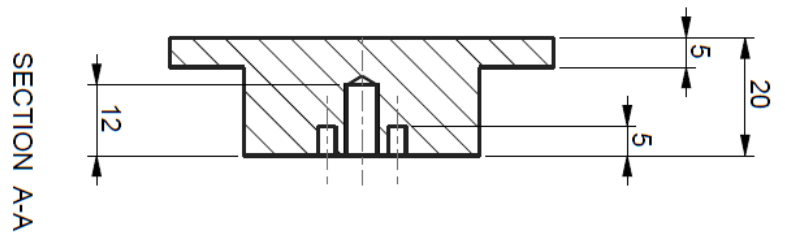
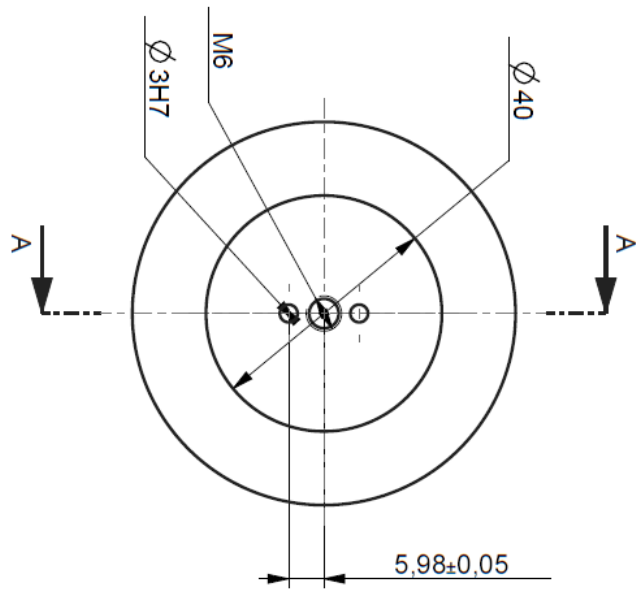
Bijlage 9. Torsie motor: Theoretische resultaten.

SCALE 0,250

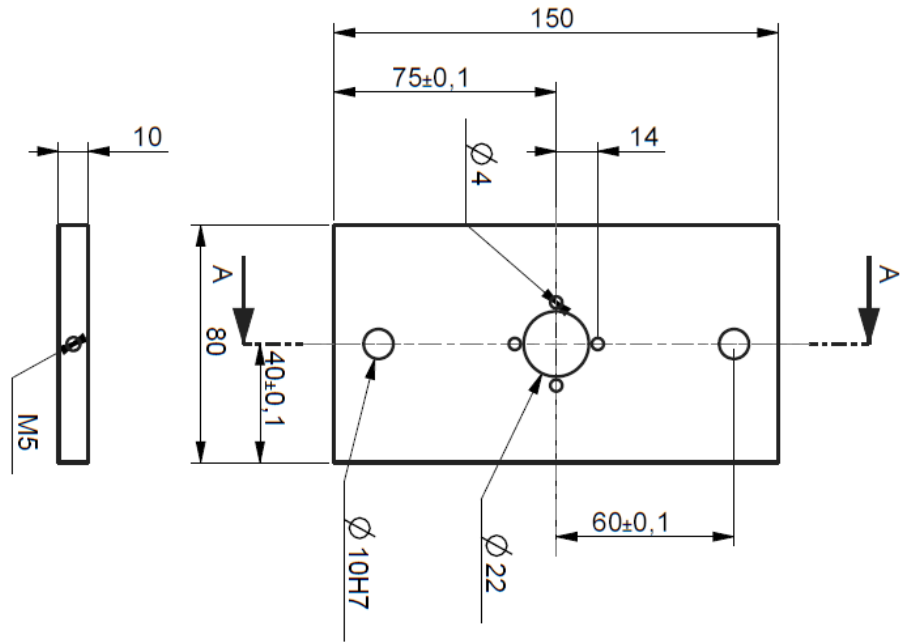


SECTION B-B

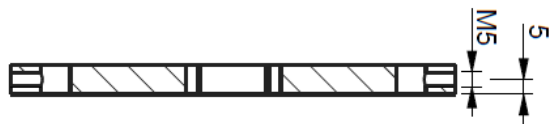
Bijlage 10. Technische tekening: onderste platform



Bijlage 11. Technische tekening: ondersteuning onderste platform.



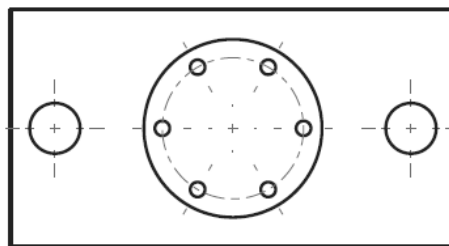
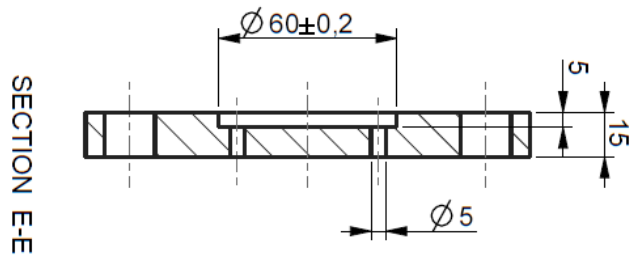
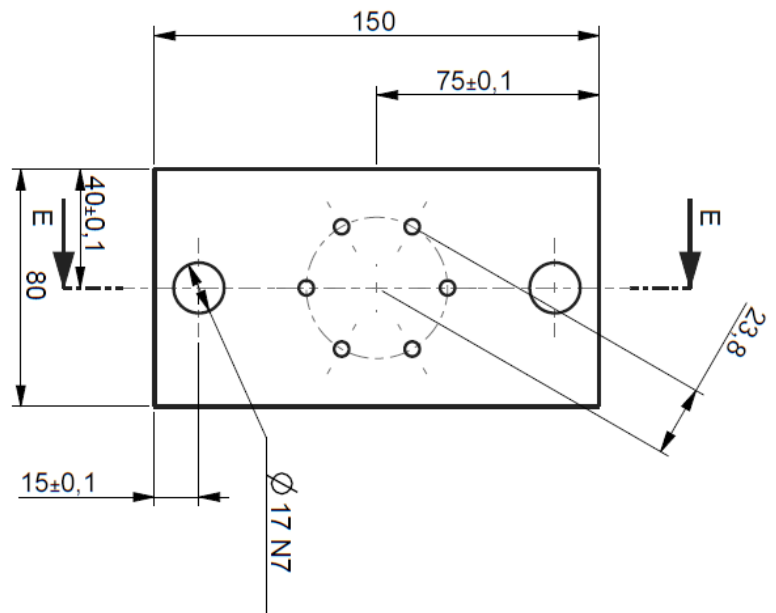
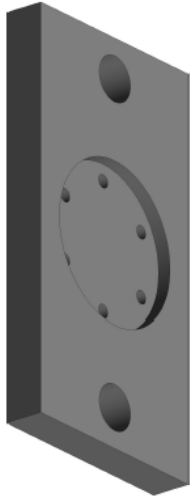
SECTION A-A



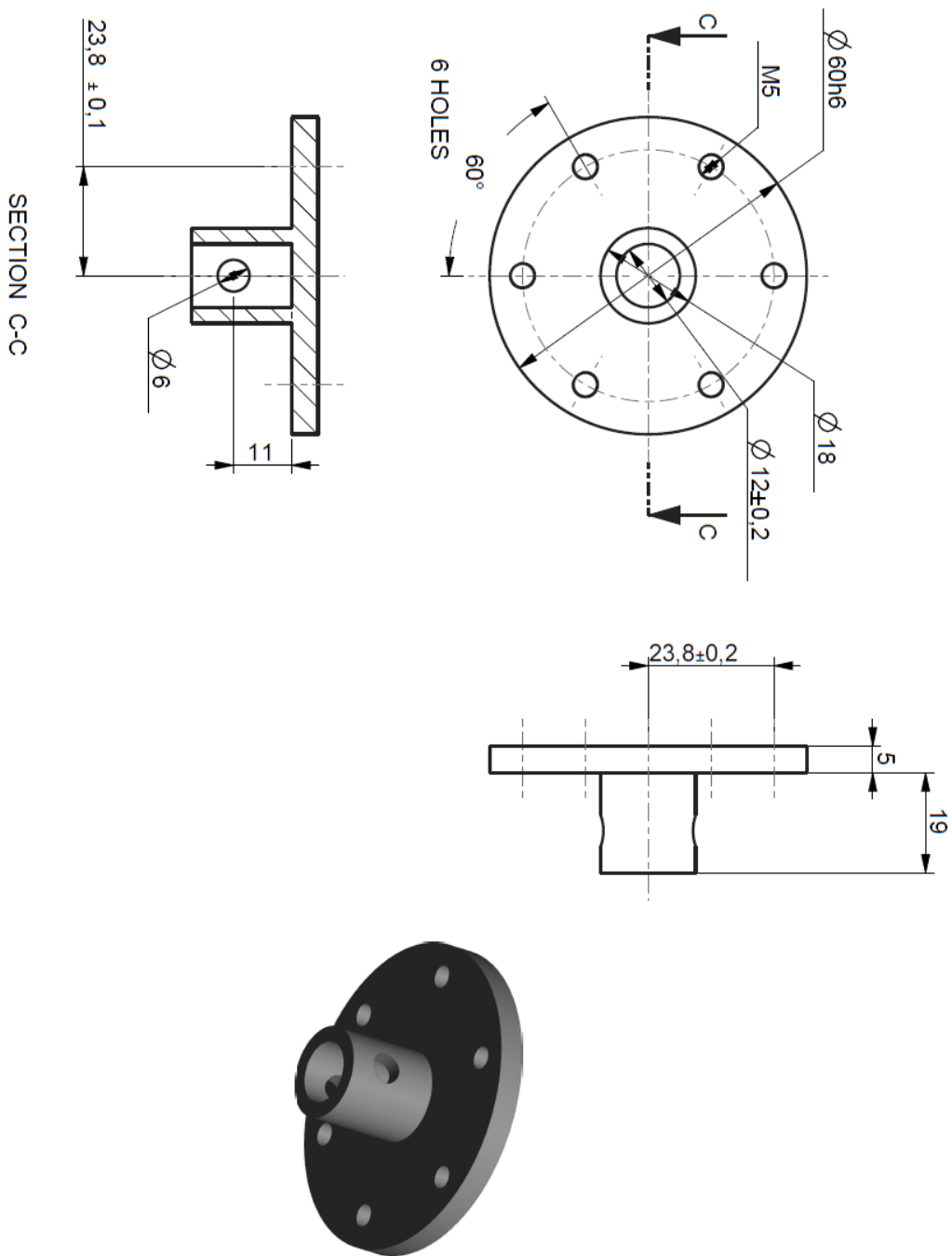
SCALE 0,300



Bijlage 12. Technische tekening: Midden platform.



Bijlage 13. Technische tekening: bovenste platform.



Bijlage 14. Technische tekening: Aansluiting trekbank arm - bovenste platform.