

2019



DE HAAGSE
HOGESCHOOL

Afstudeerscriptie

Het ontwerpen van een snowboardbrace voor de knie



Rick van der Zwet

Bewegingstechnologie | Mens en Techniek

Titelpagina

Onderwijsinstelling: De Haagse Hogeschool
Faculteit Gezondheid, Voeding & Sport
Opleiding Mens & Techniek | Bewegingstechnologie

Adres: Johanna Westerdijkplein 75
2521 EN
Den Haag

Telefoon: 070445888

Afstudeercoördinator: Mevr. C.A.M Doorenbosch
E-mailadres: C.A.MDoorenbosch@hhs.nl

Afstudeercoördinator: Dhr. A. Lagerberg
E-mailadres: A.Lagerberg@hhs.nl

Afstudeerbegeleider 1: Dhr. Rochus van der Doef
E-mailadres: R.vanderDoef@hhs.nl

Afstudeerbegeleider 2: Dhr. Antoon Dobbelsteen
E-Mailadres: A.W.MDobbelsteen@hhs.nl

Titel: Het ontwerpen van een snowboardbrace voor de knie.
Werkveld: Revalidatie & Orthopedie
Beroepsrol: Praktijkgerichte onderzoeker & ontwikkelaar
Datum: Maart 2019

Naam: Rick van der Zwet
Studentnummer: 12063984

Voorwoord

Voor u ligt mijn scriptie waarin ik heb beschreven hoe ik een snowboardbrace heb ontworpen. Deze scriptie heb ik gemaakt voor mijn afstuderen aan de opleiding Bewegingstechnologie | Mens & Techniek aan De Haagse Hogeschool te Den Haag. Vanaf september 2018 tot en met maart 2019 heb ik kinetica, ontwerpcycli en vervaardigingsmethodes geanalyseerd. Gedurende dit proces heb ik veel kennis op gedaan door te onderzoeken maar vooral door te doen. Ondanks dat het concept op papier volledig uitgewerkt was, liep ik tijdens het vervaardigen toch tegen enkele punten aan.

Mijn onderzoeksvraag is ontstaan vanuit mijn hobby en werk; snowboarden. Tijdens het uitoefenen van deze passie zag ik veel leerlingen met knieklachten. Vanwege het ontbreken van een geschikte kniebrace voor deze doelgroep ben ik opzoek gegaan naar een oplossing hiervoor.

Bij deze wil ik graag mijn begeleiders, Rochus van der Doef en Antoon Dobbelssteen bedanken voor hun inzet gedurende mijn afstudeerperiode.

Tevens gaat mijn dank uit naar Vincent Karlas voor het gebruik van zijn werkplaats.

Ik wens u veel leesplezier toe,

Rick van der Zwet,

April 2019

Samenvatting

Snowboarden is een risicovolle sport, omdat iemand snel geblesseerd kan raken door eigen of andermans toedoen. Ruim 18% van alle snowboardblessures zijn knie gerelateerd (Sutherland 1996). Er zijn in de huidige markt genoeg braces voor het skiën. Echter, zijn er weinig braces specifiek ontwikkeld voor het snowboarden. Gedurende dit praktische onderzoek wordt de volgende hoofdvraag beantwoord: Welke eigenschappen moet een snowboardbrace voor de knie bezitten om te beschermen tegen impact én de kans op ligamenteair letsel te verkleinen. De hoofdvraag wordt beantwoord door de volgende deelvragen:

- Deelvraag 1: Welke onderdelen van de knie moeten beschermd worden tijdens het snowboarden?
- Deelvraag 2: Hoe worden de onderdelen van de knie bij andere sporten beschermd?
- Deelvraag 3: Hoe raken de onderdelen van de knie beschadigd tijdens het snowboarden?
- Deelvraag 4: Welke materialen zijn geschikt voor een snowboardbrace voor de knie?

In de analysefase zijn de bovenstaande deelvragen beantwoord. Aan de hand van deze antwoorden zijn eisen en wensen opgesteld voor het eindontwerp.

Om de eerste deelvraag te beantwoorden is de anatomie van de knie onderzocht. Hieruit blijkt dat oppervlakkige botpunten zoals de knieschijf en de gewrichtsspleet beschermd moeten worden. Daarnaast raken structuren zoals de voorste kruisband en de binnenste knieband vaak geblesseerd tijdens het snowboarden. Vervolgens is er voor deelvraag 2 onderzocht welke kniebraces er momenteel op de markt zijn en hoe deze de gevoelige onderdelen van de knie beschermen. Hieruit blijkt dat de ligamenten worden beschermd door een frame dat bestaat uit onder andere ankerpunten en geleiders. De manier waarop de onderdelen van de knie beschadigd raken tijdens het snowboarden wordt behandeld in deelvraag 3. Aan iedere situatie wordt een concreet getal gekoppeld, zodat die getallen gebruikt kunnen worden voor het beantwoorden van deelvraag 4. In deelvraag 4 blijkt dat botpunten raken meestal beschadigd tijdens een val op de knieën. De maximale valkracht die hierbij berekend is komt uit op 1120,6 kPa. De voorste kruisband raakt beschadigd als het onderbeen ventraal translateert ten opzichte van het bovenbeen (Davies, Tietjens, Van Sterkenburg, & Mehgan, 2008). De maximale ventrale translatie kracht is berekend op 477,73 N. De mediale knieband kan scheuren of oprekken door een landing waarbij de knieën in een valgus positie staan. De maximale berekende krachtgrootte hiervoor is 294,43 N. Indien de snowboarder het snowboard aan één binding meesleept, ontstaan er rotatiekrachten in het kniegewricht. Deze rotatiekrachten zijn berekend op 43,75 Nm. Het materiaal dat het meest optimaal lijkt om de druk die ontstaat door vallen op te vangen is expanded polypropyleen (EPP). Bij 75% indrukking levert het EPP-materiaal een druk van 1000 kPa met een dichtheid van $60 \frac{kg}{m^3}$. Er is gekozen voor koolstofvezel om de laterale translatiekracht, ventrale translatiekracht en de rotatiekrachten op te vangen. Dit materiaal is erg stijf en is goed bestand tegen dynamische belastingen. Aan de binnenzijde van de brace komt PET-foam voor een betere pasvorm en extra damping. Tot slot wordt het scharnier gemaakt van Polyacetaal (POM). Dit materiaal is geschikt voor een scharnier vanwege de hoge treksterkte en de lage wrijvingsweerstand.

Uit iedere deelvraag zijn eisen en wensen gekomen waar het eindconcept aan moet voldoen. In de ontwerpfase zijn vier concepten tot stand gekomen door verschillende ideesetsen te convergeren. Vervolgens is er een keuze gemaakt doormiddel van de Harrismethode. Het eindconcept is uitgewerkt in een 3D-model in Solidworks. Van het model zijn bouwtekeningen gemaakt waarvan sommigen gebruikt zijn bij het vervaardigen van het prototype. Gezien de relatief korte tijdspanne is er gekozen om de testfase te beschrijven en de hierbij horende hypothesen op te stellen.

Naar verwachting zal de brace de laterale- en rotatiekracht voldoende kunnen weerstaan. In de ventrale richting is de brace waarschijnlijk niet sterk genoeg. De oorzaak hiervan ligt wellicht bij de positionering van de vezelrichting van de koolstofvezels. Het dempingsmateriaal is waarschijnlijk sterk genoeg om de druk na vallen op te vangen. Echter is dit materiaal relatief hard, en uit een eventuele testfase kan komen dat dit door de gebruiker als onprettig wordt ervaren. Indien dit het geval is, zal er in de toekomst onderzoek gedaan moeten om een alternatief materiaal te kiezen. Daarnaast had er een beter prototype

vervaardigd kunnen worden als er meer professionele gereedschappen, meer financiële middelen en meer expertise over carbon en het bewerken hiervan beschikbaar was.

Er kan geconcludeerd worden dat het huidige prototype waarschijnlijk in twee van de drie richtingen sterkt genoeg is. Een vervolgonderzoek zal gericht moeten worden op het testen van het prototype, zodat er kan worden nagegaan of de opgestelde hypothesen bevestigd of ontkracht worden.

Samenvattend kan gesteld dat de bovengenoemde eigenschappen een basis vormen voor het ontwikkelen van een snowboardbrace voor de knie. Verbeterpunten liggen hier nog op het gebied van de bewegingsanalyse, materiaalkeuze en het vervaardigingsproces. De discussiepunten en aanbevelingen genoemd in hoofdstuk 10.3 en 10.5 worden aangedragen voor het ontwerpen van een tweede prototype.

Voorwoord.....	3
Samenvatting	4
Begrippenlijst.....	7
Inleiding.....	8
ANALYSE	9
HOOFDSTUK 1: WELKE ONDERDELEN VAN DE KNIE MOETEN BESCHERMD WORDEN TIJDENS HET SNOWBOARDEN?	9
1.1 Anatomie van de knie.....	9
1.2 Ligamenten in de knie	9
1.3 Conclusie hoofdstuk 1:.....	10
HOOFDSTUK 2: HOE WORDEN DE ONDERDELEN VAN DE KNIE BIJ ANDERE SPORTEN BESCHERMD?	11
2.1 Mogelijkheden om de knie te beschermen.....	11
2.2 MCL/LCL-brace.....	11
2.3 ACL/PCL-brace	11
2.4 Conclusie hoofdstuk 2:.....	12
HOOFDSTUK 3: HOE RAKEN DE ONDERDELEN VAN DE KNIE BESCHADIGD TIJDENS HET SNOWBOARDEN?	12
3.1 Vallen op de knieën	13
3.2 Landen op de voeten	14
3.3 Het landen op de voeten in valgusstand	16
3.4 Het snowboard aan één voet.....	18
3.5 Conclusie hoofdstuk 3.....	19
HOOFDSTUK 4: WELKE MATERIELEN ZIJN GESCHIKT VOOR HET ONTWERPEN VAN EEN SNOWBOARDBRACE?	19
4.1 Geschikte materialen.....	19
4.2 Conclusie hoofdstuk 4.....	20
EISEN EN WENSEN UIT DE ANALYSE	20
ONTWERPFASE.....	21
HOOFDSTUK 5: IDEEFASE EN CONCEPT VORMING	21
HOOFDSTUK 6: CONCEPTKEUZE EN EINDCONCEPT	21
HOOFDSTUK 7: DETAILLERING EINDCONCEPT	22
7.1 Materiaaldikte	22
7.2 Eindconcept beschrijving	25
VERVAARDIGFASE	27
HOOFDSTUK 8: VERVAARDIGINGSPROCES.....	27
TESTFASE.....	28
HOOFDSTUK 9: TESTOMSCHRIJVING	28
9.1 Stevigheidstest.....	28
9.2 Functionele testomschrijving.....	29
9.3 Toetsing eisen en wensen	30
EVALUATIEFASE.....	31
HOOFDSTUK 10: EVALUATIE VAN HET PROTOTYPE.....	31
10.2 Hypotheses	32
10.3 Discussie en Verklaring.....	33
10.4 Conclusie.....	34
10.5 Aanbevelingen	34
LITERATUURLIJST	37

Begrippenlijst

Abductoren:	Spiergroep aan de buitenzijde van het lichaam, die het been zijwaarts omhoogheffen.
ACL	Anterior Cruciate Ligamen of voorste kruisband
Adductoren	Spiergroep aan de binnenzijde van het lichaam die het been aansluiten
Anterior	De buikzijde, hetzelfde als ventraal.
Articulatio	Gewricht
Backside	Hielenkant van het snowboard
Distaal	Vanaf het centrum van het lichaam van het centrum af
Dorsaal	Rugzijde
Exentrisch	Een type spierspanning, verlengend kracht geven
Femur	Dijbeen
Fibula	Kuitbeen
Frontside	Tenenkant van een snowboard
Genu	Knie
Hyperextentie	Overstrekken
Impregneren	Het opnemen van epoxy
Lamineren	Het opleggen van koolstofweefsel
Lateraal	Vanaf het centrum van het lichaam naar buiten
LCL	Laterale Collaterale Ligament of buitenste knieband
MCL	Mediaal Collaterale Ligament of binnenste knieband
Mediaal	Vanaf het centrum van het lichaam naar binnen
Nose	De voorkant van het snowboard (de rijrichting)
Patella	Knieschijf
PCL	Posterior Cruciate Ligament of achterste kruisband
Posterior	richting de rugzijde
Proprioceptie	Positievermogen van eigenlichaamsdelen
Proximaal	Vanaf het centrum van het lichaam, richting het centrum.
ROM	Range of Motion of Bewegingsvrijheid
Tail	De achterkant van het snowboard (niet de rij richting)
Tibia	Scheenbeen
Transleren	Verplaatsing van een voorwerp waarin alle punten dezelfde weg volgen
Tuberositas	Aanhechting van de quadriceps, bobbel op de scheen onder de knieschijf

Inleiding

Snowboarden is mijn hobby en ik heb daar mijn werk van gemaakt. Sinds de winter van 2008 ben ik snowboardinstructeur. Hierdoor heb ik anno 2019 meer dan 90 weken snowboardervaring. In deze weken heb ik meerdere malen lesgegeven aan en/of gesnowboard met mensen met knie klachten. Veelvuldig bleek het voor deze snowboarders pijnlijk om tijdens een tussenstop op de knieën te zitten of hierop te vallen. Tevens gaven zij aan dat het op vlakke stukken niet prettig aanvoelt om voort te bewegen met één voet aan het snowboard vast.

Mijn ervaring en combinatie van kennis over de sport heeft ertoe geleid dat ik een brace voor de knie wil ontwikkelen specifiek voor het snowboarden.

Uit een marktoriëntatie, welke is uitgevoerd tijdens het plan van aanpak (zie bijlage 10), blijkt dat er weinig kniebraces op de markt zijn die geschikt zijn voor snowboarders. De braces op de markt bieden geen demping tegen stoten of vallen. Hierdoor zijn de huidige kniebraces meer geschikt voor skiërs dan voor snowboarders. Momenteel worden de huidige kniebraces ook voor het snowboarden gebruikt, omdat er geen alternatief is. De stoten en (ongewenste) rotatiekrachten zorgen voor blessures in de knie. Uit het onderzoek van Sutherland (1996) blijkt dat ruim 18% van alle snowboardblessures knieblessures zijn. Bij 33% van deze ongevallen is er sprake van een ligament beschadiging. Het anterior cruciate ligament (ACL) en het mediaal collaterale ligament (MCL) lopen tijdens het snowboarden het hoogste risico op beschadiging (Mahmood et al., 2014; Kim, Endres, Johnson, Ettlinger, & Shealy, 2012; Negrin et al., 2017). Volgens Negrin, Uribe-Echevarria, & Reyes (2017) wordt de kans op een blessure verkleind door het dragen van een kniebrace en heeft de dragent geen invloed op de sportprestaties.

Het doel van dit praktische onderzoek is uit te zoeken welke eigenschappen een snowboardbrace moet bezitten. Voor een aankomend bewegingstechnoloog is dit een interessant probleem waarin de aangeleerde competenties toegepast kunnen worden. Dit heeft geleid tot de volgende hoofdvraag: welke eigenschappen moet een snowboardbrace voor de knie bezitten om te beschermen tegen impact én de kans op ligamenteir letsel verkleinen? Deze hoofdvraag zal beantwoord worden met behulp van de volgende deelvragen:

- Deelvraag 1: Welke onderdelen van de knie moeten beschermd worden tijdens het snowboarden?
- Deelvraag 2: Hoe worden de onderdelen van de knie bij andere sporten beschermd?
- Deelvraag 3: Hoe raken de onderdelen van de knie beschadigd tijdens het snowboarden?
- Deelvraag 4: Welke materialen zijn geschikt voor een snowboardbrace voor de knie?

De deelvragen worden beantwoord in de eerste vier hoofdstukken. In de overige zes hoofdstukken wordt beschreven hoe het eindconcept is ontworpen en vervaardigd. Daarnaast wordt er beschreven hoe de brace kan worden getest en is er een evaluatie over het ontwerpproces terug te vinden. In het eerste hoofdstuk wordt ingegaan op de anatomie van de knie en wat er precies beschermd moet worden. Daarna wordt in hoofdstuk twee gekeken hoe de onderdelen van de knie op dit moment worden beschermd in andere sporten. In het derde hoofdstuk wordt beschreven hoe de onderdelen van de knie beschadigd kunnen raken tijdens het snowboarden. In dit hoofdstuk wordt een concreet getal gekoppeld aan de krachten die ontstaan door mogelijk gevaarlijke bewegingen. De bewegingen worden schematisch geanalyseerd in een 2D-vlak. De getallen die voortkomen uit hoofdstuk drie vormen het uitgangspunt voor de materiaalkeuze. Na ieder hoofdstuk is een conclusie geschreven in de vorm van eisen en wensen voor het eindontwerp. In hoofdstuk vijf, zes en zeven wordt de ontwerpcyclus behandeld en uitgelegd hoe het eindconcept tot stand is gekomen. In hoofdstuk acht wordt omschreven hoe het prototype is vervaardigd. In hoofdstuk negen wordt de testfase omschreven en hypothesen opgesteld over de resultaten. De resultaten worden besproken en geëvalueerd in het laatste hoofdstuk. Hierbij hoort een discussie en een reeks met aanbevelingen voor een vervolgonderzoek.

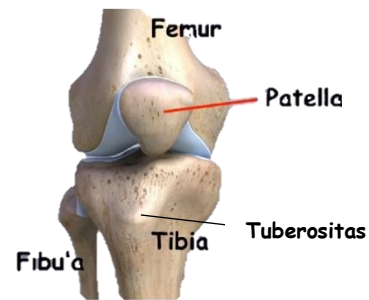
Analyse

Hoofdstuk 1: Welke onderdelen van de knie moeten beschermd worden tijdens het snowboarden?

1.1 Anatomie van de knie

De knie of articulatio (art) genu is eenvoudig gezegd de verbinding tussen het boven- en onderbeen. De fysieke verbinding bestaat uit ondersteunende structuren zoals spieren, ligamenten, en kraakbeen. Deze structuren kunnen beschadigd raken, wat gevolgen heeft voor de bewegingsvrijheid van de knie.

De knie bestaat hoofdzakelijk uit drie botten (figuur 1), het scheenbeen (tibia), het bovenbeen (femur) en de knieschijf (patella). Naast het scheenbeen bevindt zich het kuitbeen (fibula). De kop van het kuitbeen steekt uit en is direct onder de huid aan de buitenzijde van het been te palperen. Het tuberositas tibiae is gelokaliseerd op het scheenbeen en is het aanhechtingspunt van de quadriceps. Aan de binnen- en buitenzijde van knie zijn de condylen van het scheenbeen en bovenbeen te palperen. De condylen van beiden botten komen in het midden in contact met elkaar op het tibiaplateau. De condylen van het boven- en onderbeen vormen samen de gewrichtsspleet.



Figuur 1. Botten van de Knie

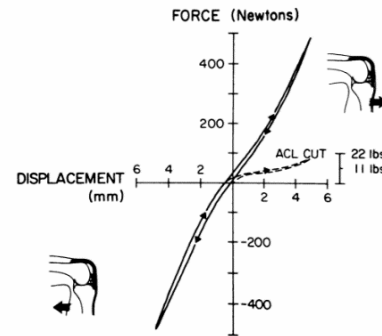
De bovengenoemde botpunten liggen oppervlakkig en worden alleen door de huid beschermd tegen externe stoten. Tijdens een externe stoot zoals een botsing of val worden de uitstekende botpunten het eerst geraakt. De knieschijf is een bot dat het meest oppervlakkig ligt en wordt bij het vallen op de knieën, samen met het tuberositas tibiae bijna altijd geraakt. Het vallen op deze onderdelen kan pijnlijk zijn en moet dus beschermd worden.

1.2 Ligamenten in de knie

In figuur B1 (zie bijlage 1.) zijn meerdere structuren van knie weergegeven. Naast botten heeft de knie ook ligamenten die zorgen voor stabiliteit. Bewegingen die buiten de range of motion (ROM) vallen hebben als effect dat ligamenten op rek komen. De vier belangrijkste ligamenten voor stabiliteit zijn: mediale collaterale ligament (MCL of binnenste knieband), het laterale collaterale ligament (LCL of buitenste knieband), posterior cruciate ligament (PCL of achterste kruisband) en anterior cruciate ligament (ACL of voorste kruisband). Deze vier ligamenten zorgen voor stabiliteit van de knie. De ligamenten trekken de botstukken naar elkaar toe om te voorkomen dat er een grotere ruimte ontstaat tussen de twee botten.

De MCL zit aan binnenzijde van de knie en heeft twee primaire functies. Ten eerste voorkomt de MCL dat de ruimte aan de binnenzijde van de gewrichtsspleet groter wordt. Ten tweede voorkomt de MCL dat de tibia te veel lateraal transleert. De LCL zit aan de buitenkant van de knie en heeft dezelfde tegengestelde functies. De binnenste en buitenste kniebanden zijn te palperen en liggen vrij oppervlakkig. De kruisbanden zijn niet palpabel, deze banden zitten midden in de knie. De kruisbanden hebben net als de MCL en LC deelsL tegengestelde functies. De ACL voorkomt onderandere ventrale translatie en de PCL voorkomt onderandere dorsale translatie ten opzichte van het femur. Uit onderzoek van Kim, Endres, Johnson, Ettlinger, & Shealy,(2012) blijkt dat de MCL en ACL het vaakst beschadigd raken bij een ongeval tijdens het snowboarden. Om deze reden worden alleen MCL en ACL voor dit praktisch onderzoek meegenomen.

Ligamenten zijn erg stevig maar kunnen niet veel uitrekken zonder dat er beschadiging optreedt. Daarnaast zijn ligamenten slecht doorbloed waardoor herstel relatief lang kan duren. Uit het onderzoek van Temponi, De Carvalho Júnior, Sonnery-Cottet, & Chambat, (2015) blijkt dat bij een rekking van meer dan drie millimeter op de ACL, in 90% van de gevallen een lichte beschadiging optreedt. De snowboardbrace moet ervoor zorgen dat de verlenging van de ACL onder de drie millimeter blijft. In het onderzoek van Butler, Noyes, & Grood, (1980) koppelen de onderzoekers een kracht in newton aan de uitrekking. In figuur 2 is te zien hoeveel kracht er nodig is voor een bepaalde uitrekking. Een ventrale translatiekracht van ongeveer 230 newton zorgt voor een uitrekking van drie millimeter. Deze kracht geldt alleen wanneer het ligament compleet geïsoleerd is zonder dat het hulp krijgt van andere structuren. In werkelijkheid hebben spieren, ligamenten en andere structuren een grotere rol in het opvangen van de externe krachten. Naar verwachting zal dan de weerstandkracht stuk hoger zijn omdat meerdere structuren kunnen assisteren. Meer informatie over de MCL staat in Bijlage 1.

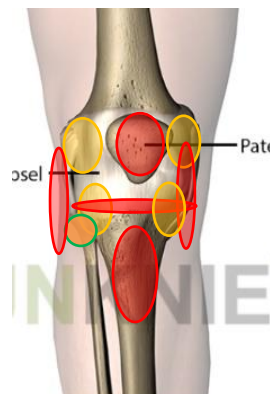


Figuur 2 Grafiek verplaatsing en kracht van de ACL

(Robinson, Bull, & Amis, 2005)

1.3 Conclusie hoofdstuk 1:

De primaire onderdelen van de knie die beschermd moeten worden zijn te zien in figuur 3: ACL, MCL, patella, tuberositas tibiae en de gewrichtsspleet (rood). De secundaire onderdelen die beschermd moeten worden zijn: caput fibulae (groen) condylen van de tibia, condylen van het femur (oranje).



Figuur 3. Kwetsbare onderdelen van de knie

Ontwerpeis 1: De snowboardbrace moet de ACL, MCL, patella, tuberositas tibiae en de gewrichtsspleet beschermen.

Ontwerpeis 2: De Snowboardbrace moet 3mm rekking van de ligamenten voorkomen.

Hoofdstuk 2: Hoe worden de onderdelen van de knie bij andere sporten beschermd?

2.1 Mogelijkheden om de knie te beschermen

Over het algemeen worden botpunten beschermd door kniebeschermers en ligamenten worden beschermd door kniebraces. Een kniebeschermers biedt bescherming tegen stoten zoals vallen en botsen, maar voorkomt geen ongewenste translatie bewegingen. Een kniebeschermers biedt bescherming door materiaal te plaatsen op gevoelige delen van de knie. Dit kunnen harde materialen zijn om een puntbelasting te verdelen of zachte materialen die energie dempen of een combinatie hiervan.

Een kniebrace voorkomt ongewenste translaties van het onderbeen ten opzichte van het bovenbeen, maar beschermd de botpunten meestal niet. Binnen de sport motorcross zijn er braces die beide eigenschappen bevatten, maar deze worden niet gebruikt voor het snowboarden vanwege de kleine range of motion (ROM), en hoge prijs. Het belangrijkste verschil tussen een kniebrace en een kniebeschermers is een frame. Een kniebrace heeft een frame aan de mediale en laterale zijde van het been. Hierdoor worden ongewenste bewegingen tegengehouden. Verschillende kniebeschermers, kniebraces en motorcrossbraces zijn te zien in figuur B2 (zie bijlage 1).

2.2 MCL/LCL-brace

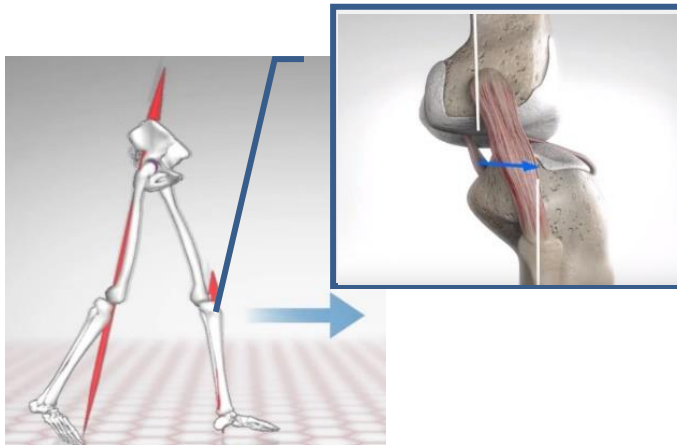
Een MCL/LCL-brace (zie figuur 4) biedt doormiddel van de laterale en mediale geleiders bescherming tegen valgus en varuskrachten. De brace is soms uitgerust met een patella stabilisator. De patella stabilisator kan 'open' of 'gesloten' zijn. Een gesloten patella biedt iets meer bescherming dan een open patella door middel van een kussen om de patella heen. Het kussen is meestal van stof, dat absorbeert water en is niet bestand tegen puntbelastingen (zoals het vallen op een steen). De mediale en laterale stabilisators bevatten vaak twee of driepunt scharnieren (figuur B3, zie bijlage 1). Een driepunt scharnier imiteert de beweging van de knie beter dan een tweepunt scharnier, maar een driepunt scharnier is minder stabiel en moeilijker te verwerken in een ontwerp. Een bladveer (figuur B4, zie bijlage 1) kan bestaan uit meerdere lagen met verschillende materialen om de gewenste stijfheid te behalen. Bladveren voelen minder 'bewegingsbeperkt' aan en het nadeel is dat er ook hyperextensie mogelijk is. Als de knie overstrekt is tijdens een ongeval is de kans groter dat een ligament beschadigd raakt (Kobayashi et al., 2010). Het ontwerp moet hyperextensie dus voorkomen. Bij het samenstellen van een bladveer moet ook een grondig materiaalonderzoek gedaan worden met name naar de moeheid van het materiaal (Firstaid4sport., 2017).



Figuur 4. MCL/LCL-brace met gesloten patella stabilisator

2.3 ACL/PCL-brace

De horizontale component van de grondreactiekracht (GRK) speelt een grote rol bij ACL-spanning (Richards, 2014). Op het moment dat de hiel de grond raakt, zorgt de horizontale component van de GRK ervoor dat de tibia zich ventraal transleert ten opzichte van het femur. In figuur 5 staat geïllustreerd hoe dit gebeurt. Door de ventrale translatie komt met name ACL op spanning waardoor een blessure kan ontstaan. Een ACL/PCL-brace kenmerkt zich door een dorsaal en ventraal ankerpunt. In figuur B5 (Zie bijlage 1) staan de onderdelen van een ACL/PCL-brace benoemd, de ankerpunten leveren ventrale en dorsale krachten zodat er geen ventrale en dorsale translatie kan ontstaan van de tibia ten opzichte van het femur. De straps worden gebruikt om het been aan het frame vast te maken. In figuur B6 (Zie bijlage 1) staat de krachtrichting van ieder onderdeel van de ACL/PCL-brace.



Figuur 5. Effect van horizontale component van de grondreactiekracht

De bewegingsvrijheid met een brace is beperkt, maar volgens (Negrin et al., 2017) heeft dit geen invloed op de prestaties. Negrin heeft wedstrijdskiërs onderzocht en vond geen significant verschil tussen de prestaties bij skiërs die wel en geen brace aan hadden. Een brace dragen verhoogt de proprioceptie en verkleint de kans op blessures. Omdat het onderzoek van Negrin, beperkt bleef tot het skiën, is niet met zekerheid te zeggen dat deze resultaten ook gelden voor het snowboarden.

2.4 Conclusie hoofdstuk 2:

Botpunten die uitsteken worden beschermd door een combinatie van hard en zacht materiaal. De MCL en LCL worden beschermd door de laterale en mediale geleiders. De ACL/PCL wordt beschermd door de ventrale en dorsale ankerpunten die in combinatie met de ventrale en dorsale straps het onderbeen op de plaats houden ten opzichte van het bovenbeen. Daarnaast moet het ontwerp overstrekking van de knie voorkomen.

Ontwerpeis 3: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een harde buitenlaag zitten.

Ontwerpeis 4: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een zachte binnenlaag zitten.

Ontwerpeis 5: Het ontwerp moet mediale en laterale geleiders bevatten.

Ontwerpeis 6: Het ontwerp moet overstrekking van de knie voorkomen.

Ontwerpeis 7: Het ontwerp moet ventrale en dorsale ankerpunten bevatten.

Ontwerpeis 8: De snowboardbrace moet geen rotatie mogelijkheden hebben.

Ontwerpvens 1: De snowboardbrace moet comfortabel zitten.

Hoofdstuk 3: Hoe raken de onderdelen van de knie beschadigd tijdens het snowboarden?

De onderdelen van de knie kunnen op verschillende manieren beschadigd raken. In dit praktische onderzoek wordt gekeken naar:

- Het vallen op de knieën.
- Landen na een sprong in normale stand en valgusstand.
- Een situatie met één binding vast.

In iedere situatie wordt beschreven hoe de beweging plaatsvindt en op welke locatie krachten worden uitgeoefend. Daarna wordt het krachtenspel en de onderbouwing van de variabelen beschreven. De variabelen worden geschat doormiddel van een onderbouwde berekening. Uit die berekening komt een concreet getal dat gebruikt wordt bij het kiezen van de juiste materialen.

Bij een beschadiging aan het bot gaat er vaak een krachtige stoot aan vooraf. Zoals bij het vallen op de knieën. Het volledige lichaamsgewicht niet gedempt worden tijdens het vallen op de knieën. De persoon

zal altijd “iets” voelen. Het is in de literatuur niet duidelijk hoeveel procent van het lichaamsgewicht gedempt moet worden. Om die reden wordt bij het vallen op de knieën de helft van het gebruikte lichaamsgewicht gebruikt. Alle bewegingsanalyses worden bekeken vanuit één vlak.

3.1 Vallen op de knieën

Het vallen op de knieën komt tijdens het snowboarden relatief vaak voor. Bij ervaren snowboarders minder dan bij beginners omdat zij meer geoefend zijn. De meest voorkomende oorzaak waardoor een snowboarder op de knieën valt is tijdens het ‘backside rutschen’ (zie figuur 6) (Rogenhofer et al., 2007). De snowboarder is aan het rutschen op de hielen (backside). Als het snowboard in de huidige positie plat op de piste staat komt het vaak voor dat de tenen sneeuw schuiven waardoor het snowboard plotseling stil komt te staan en de snowboarder op de knieën valt (figuur 7). De belasting van de val is erg afhankelijk van de ondergrond. Als er verse sneeuw ligt is de val veel minder hard dan wanneer er ijs ligt, maar het is ook mogelijk dat er een steen tussen verse sneeuw ligt waardoor er een grote puntbelasting op de knie kan komen.



Figuur 6. Backside rutschen op een snowboard



Figuur 7. Snowboarder die op zijn knieën valt

De belasting op de knie na de val moet worden bepaald met de valhoogte en het gewicht. Op het moment van vallen, valt de snowboarder vanaf een bepaalde kniehoogte. Volgens DIN Belg Ergonomie, (2005) is de P_{99} kniehoogte h_1 51,5 centimeter. Het CBS geeft aan dat het gemiddelde gewicht van de Nederlandse man ongeveer 84kg is met een gemiddelde lengte van 180 centimeter. Volgens de Nederlandse Obesitas Kliniek, (2018) heeft een persoon met een lengte van 180 centimeter en een gewicht van 112 kilo zware obesitas. Dit is 30% meer dan het gewicht van de gemiddelde Nederlandse man en lijkt statistisch op een gewicht waar het grootste deel van de bevolking onder zit.

De kinetische energie die ontstaat doordat een persoon van $m = 112$ kilogram valt vanaf een hoogte van $h_1 = 51,5$ centimeter moet afgeremd worden over hoogte h_2 . De snowboardbrace komt onder een snowboardbroek en de dikte van de brace kan niet groter zijn dan de diameter van de skibroek minus de kniedikte. De gemiddelde ruimte is ongeveer $h_2 = 3$ centimeter. Met deze gegevens kan de potentiële energie worden berekend, en hoeveel kracht F_{grk} er op de knie komt. Het is onrealistisch om het volledige lichaamsgewicht te dempen want als deze volledig gedempt kan worden zal de vallende persoon ‘niets’ voelen. Bij een val zal iemand altijd ‘iets’ voelen, het is in de literatuur onduidelijk hoeveel procent van het lichaamsgewicht moet worden gedempt voordat er beschadiging optreedt. Om deze reden is ervoor gekozen om de helft van alle kinetische energie te dempen. Daarnaast is de berekening een schematische situatie waarin een snowboarder valt op een rechte ondergrond van ijs in plaats van de hoek van een skipiste (figuur 8).

3.1.2 Berekening vallen op de knieën.

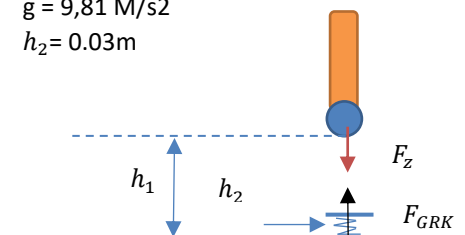
In figuur 8 is een schematische tekening te zien waarin een massa op een veer valt. De veer is schematische getekend en representeert het dampingmateriaal dat in de kniebeschermers zit. De volgende vier formules worden gebruikt:

$$\text{Arbeid } W = F * d$$

$$\sigma_{\text{drukspanning}} = \frac{F}{A}$$

$$\text{potentiële energie: } E_{\text{pot}} = m * g * H$$

$$\begin{aligned} h_1 &= 0,515 \text{ m} \\ m &= 112 \text{ kg} \\ g &= 9,81 \text{ M/s}^2 \\ h_2 &= 0,03 \text{ m} \end{aligned}$$



Figuur 8. Schematische tekening van een snowboarder die op de knieën valt.

$$\text{veerconstante: } C = \frac{F}{u}$$

Voor massa m wordt de helft van het lichaamsgewicht gebruikt omdat in werkelijkheid het volledige lichaamsgewicht niet helemaal gedempt kan worden. Invullen geeft:

$$\frac{112}{2} = 56 \text{ kg}$$

$$E_{\text{pot}} = m * g * H = 56 * 9,81 * 0,515 = 282,9 \text{ Joule}$$

$$\text{Arbeid} = F * d$$

282,9 Joule aan arbeid is verricht vlak voor de impact. De veer moet na impact een kracht leveren om de knie af te remmen over afstand $s = 0,03\text{m}$. Hierdoor moet de veer net zoveel arbeid (W of Joule) leveren als de massa. De kracht is niet constant dus wordt W geïntegreerd.

$$W_{\text{knie}} = W_{\text{veer}}$$

$$282,9 \text{ Joule} = W_{\text{veer}} = F * d = \int_a^b F * d * dt = \int_a^b C * u * du$$

$$W_{\text{veer}} = C \int_0^{0,03} u * du = \left[\frac{1}{2} C * u^2 \right]_0^{0,03} = \left[\frac{1}{2} C * 0,03^2 \right] - \left[\frac{1}{2} C * 0^2 \right] = \frac{1}{2} C * 0,0009 = 283,1 \text{ Joule}$$

$$C = \frac{2 * 282,9}{0,0009} = 628.666,67 \text{ N/m}$$

$$F = C * u = 628666.67 * 0,03 = 18860 \text{ N}$$

Materiaaleigenschappen worden uitgedrukt in kilopascal, dat is 1 Newton verspreid over 1 vierkante meter. De oppervlakte van de beschermer $lxb = 0,12 * 0,14 = 0,0168 \text{ m}^2$

$$\text{Drukspanning: } \sigma_{\text{drukspanning}} = \frac{F}{A} = \frac{18860}{0,0168} = 1.122.619,05 \text{ N/m}^2 \text{ of pascal (pa).}$$

$$\text{Per vierkante cm is dit: } \frac{1.122.619,05}{10.000} = 112,26 \text{ N/cm}^2 \text{ of } 1120,6 \text{ kiloPascal (kPa)}$$

Het dempingsmateriaal van de knie moet 1120,6 kilo pascal (kPa) aan druk kunnen absorberen. Om de helft van het lichaamsgewicht volledig te dempen.



Figuur 9. Links: bovenlichaam gedraaid en knieën bijna gestrekt.
Rechts: Bovenlichaam niet gedraaid en knieën gebogen

3.2 Landen op de voeten

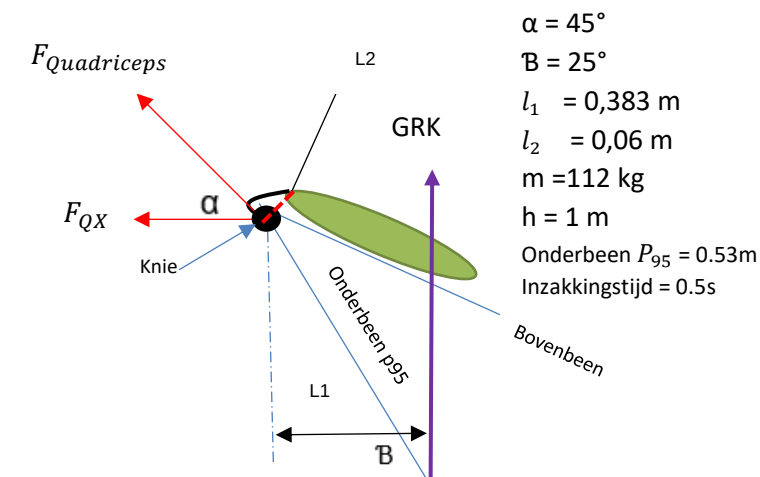
De snowboardtechniek speelt een belangrijke rol bij het ontstaan van knieblessures. Bij het gebruik van een verkeerde techniek kan de knie verkeerd gepositioneerd staan, waardoor deze gevoeliger is voor blessures. Een klassiek voorbeeld is te zien in figuur 9.

In plaatje 1 is te zien hoe een snowboarder met de voorste knie naar binnen staat (valgusstand). In afbeelding 2 staat het bovenlichaam naar het dal waardoor de achterste voet in een valgusstand komt te staan. In afbeelding 1a en 2a staat de juiste techniek weergegeven. In positie 1 en 2 kunnen de krachten minder goed worden opgevangen. Maar ook als de snowboarder landt met goed gepositioneerde knieën kan de ACL nog steeds onder spanning komen.

Bij het normaal landen op de voeten zorgt de grondreactiekracht (F_{grk}) voor een flexie moment in de knie. De quadriceps moeten hierdoor een afremmend (excentrisch) moment leveren. De horizontale component van de quadriceps zorgt ervoor dat het onderbeen ventraal transleert waardoor de spanning op de ACL kan toenemen (Pflum, Shelburne, Torry, Decker, & Pandy, 2004). Dit moet de snowboardbrace verlichten doormiddel van dorsale translatie kracht (tegengesteld kracht) te leveren op het onderbeen. Devita & A Skelly (1992) hebben de kinetische energie van de onderste extremiteit tijdens het landen op de voeten onderzocht. Hierbij hebben zij kandidaten met één voet op, en één voet naast een forceplate laten springen. Zij stellen dat de knie ongeveer 34% van de kinetische energie absorbeert tijdens de landing van een sprong. De horizontale component van $F_{Quadriceps}$ wordt deels opgeheven door de horizontale component van de antagonisten van de Quadriceps. Volgens Américo, De Souza, Guimarães, & Rolla, (2011) en Dibrezzo, E Gench, M Hindson, King, & A PT (1985) zorgen de biceps femoris, semimembranosus, semitendinosus, popliteus, gastrocnemius, gracilis en sartorius voor een opheffing van 50%. In figuur 10 staat een schematische tekening die het krachterspel rondom de knie weergeeft. De excentrische kracht $F_{Quadriceps}$ trekt onder hoek α van 45° over moment arm l_2 van 0,06 meter (M. Krevolin, Pandy, & Pearce 2004). Enkel hoek $\beta = 25^\circ$ is benodigd om momentarm l_1 te berekenen en gebaseerd op het onderzoek van Fong, Blackburn, Norcross, McGrath, & Padua, (2011). Op de piste zijn de hobbels meestal niet groter dan 1 meter daarom wordt deze hoogte gebruikt om de kracht te berekenen tijdens de landing. Massa $m = 112$ kilo omdat dit 30% boven het gemiddelde gewicht zit van de Nederlandse man.

Het probleem bestaat uit twee delen, de val en de landing. Tijdens de val wordt de snelheid bepaald door de energieformules te gebruiken. De snelheid wordt ingevuld in de formule van de landing om de GRK te berekenen. Om de horizontale component van $F_{Quadriceps}$ te bepalen wordt de impuls formule gebruikt. Kracht is gelijk aan de verandering van momentum gedeeld door de verandering van tijd. De tijd is de duur waarover de knieën inzakken om de val te dempen. De inzakkings tijd is geschat op $t = 0.5s$.

Met deze gegevens kan een schatting gedaan worden over de grootte van de horizontale component van F_{Qx} .



Figuur 10. Interne krachterspel van de knie.

De volgende formules worden gebruikt:

$$\text{potentiële energie: } E_{pot} = m * g * h$$

$$\text{kinetische energie: } E_{kin} = \frac{1}{2}mv^2$$

$$\text{impuls : } P = m * \Delta v$$

$$\text{impuls of stoot: } \int_{t_1}^{t_2} \sum F \cdot dt = m \int_{v_1}^{v_2} d(v)$$

$$\text{Som van de momenten } \sum M = F \cdot d = 0$$

Eerst wordt de snelheid bepaald vlak voor de landing:

$$E_{pot} = E_{kin} \rightarrow m \cdot g \cdot h = \frac{1}{2}mv^2 \rightarrow v = \sqrt{2gh}$$

$$\sqrt{2 \cdot 9,81 \cdot 1} = 4,43 \text{ m/s}$$

Vervolgens wordt de grondreactiekracht bepaald.

$$\int_{t_1}^{t_2} F_{GRK} dt = \frac{\Delta p}{\Delta t} = \frac{p_1 - p_2}{\Delta t} = \frac{m \cdot v_2 - m \cdot v_1}{\Delta t}$$

$$\int_0^{0,5} F_{GRK} dt = \frac{(112 \cdot 0) - (112 \cdot 4,43)}{0,5} = -992,32 \text{ N}$$

Dit is de totale F_{GRK} die opgevangen wordt door de enkel, knieën heup en rug. Volgens Devita & A Skelly (1992) wordt hiervan 34% door de knieën geabsorbeerd. De brace is voor één knie.

$$\frac{992,32 \cdot 0,34}{2} = 168,7 \text{ N per knie}$$

De GRK werkt op de voet op arm l_1 . De lengte van arm l_1 is bepaald door de cosinus van hoek B te vermenigvuldigen met de lengte onderbeen P_{95}

$$l_1 = \cos(B) \cdot \text{Onderbeen } p_{95} = \cos(25) \cdot 0,53 = 0,48 \text{ m}$$

$F_{quadriceps}$ werkt over arm $l_2 = 0,06\text{m}$ In de statische situatie is de som van de momenten 0, dus:

$$\sum M = F \cdot d = 0$$

$$F_{GRK} \cdot l_1 = F_Q \cdot l_2 \rightarrow 168,7 \cdot 0,48 = F_Q \cdot 0,06 \rightarrow \frac{168,7 \cdot 0,48}{0,06} = 1351,2 \text{ Newton}$$

De horizontale component van de F_{GRK} zorgt voor rekking op de ACL en is te berekenen door sinus te vermenigvuldigen met hoek α :

$$F_{quadricepsX} = \sin(45) \cdot 1351,2 = 955,44 \text{ N}$$

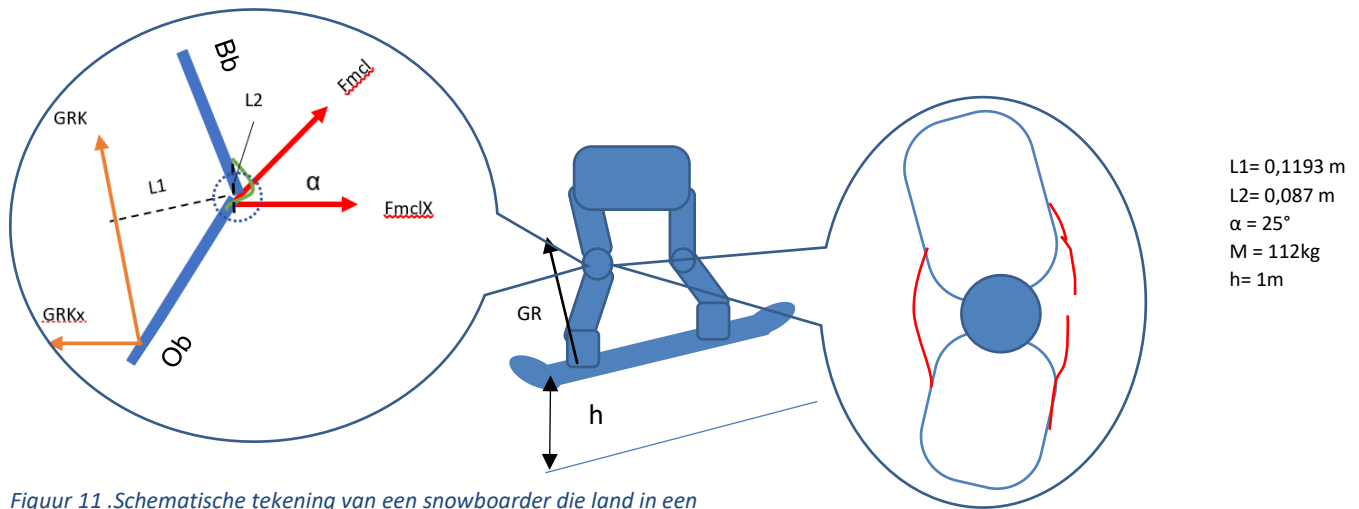
$$\frac{955,44}{2} = 477,72 \text{ N Ventrale translatie kracht per knie}$$

Dit is een grove schatting van de maximale kracht $F_{quadricepsX}$. De exacte werking van de kracht op de ACL is nog onduidelijk en moet nader onderzocht worden.

3.3 Het landen op de voeten in valgusstand

Als een snowboarder een slechte landingstechniek heeft, kunnen de knieën verkeerd gepositioneerd staan tijdens het landen (figuur 9 positie 1 en 2). In een valgusstand kan de knie vanaf een vooraanzicht minder ver buigen wat resulteert in een kortere remtijd en hogere F_{GRK} . In het frontale vlak kan de knie alleen links of rechtsom buigen, in werkelijkheid zal de knie ook flecteren tijdens een landing. In dit schematische voorbeeld wordt uitgegaan dat de landingstijd halveert $t = 0,25\text{s}$. In een valgus stand komt de MCL op rek door de horizontale component van de abductie in onderbeen (figuur 11). Om de F_{GRK} te berekenen wordt gebruikt gemaakt van dezelfde methode als in hoofdstuk 3.2. Alle variabelen zijn hetzelfde behalve de inzakkingsstijd en lengte van de moment armen. Tijdens landing op een helling werkt de F_{GRK} over arm l_1 , en moet de MCL over arm l_2 het moment opheffen. De arm l_2 is volgens Park et al., (2006) ongeveer 0,087m. Volgens Thorborg et al (2010) en Kea, Kramer, Forwell, & Birmingham,

(2001) zijn de adductoren 11% sterker dan de abductoren. Dit heeft als gevolg dat er van de totale kracht 11% laterale translatiekracht door de optredende spiermomenten 11% minder wordt.



Figuur 11 .Schematische tekening van een snowboarder die land in een valgusstand.

De volgende formules worden gebruikt:

$$\text{impuls: } \int_{t1}^{t2} \sum F * dt = m \int_{v1}^{v2} d(v) * dv$$

$$\text{Som van de momenten } \sum M = F * d = 0$$

De F_{GRK} wordt berekend met een kortere inzakkingsstijd d van $t = 0.25s$

$$\int_{t1}^{t2} F_{GRK} * dt = \frac{\Delta p}{\Delta t} = \frac{p_1 - p_2}{\Delta t} = \frac{m * v_2 - m * v_1}{\Delta t}$$

$$\int_0^{0.25} F_{GRK} * dt = \frac{112 * 0 - 112 * 4,43}{0.25} = -1984,64 \text{ N}$$

Dit is de totale F_{GRK} die opgevangen wordt door de enkel, knieën heup en rug. Volgens Devita & A Skelly (1992) wordt hiervan 34% door de knieën geabsorbeerd. De brace is voor één knie.

$$\frac{1984,64 * 0.34}{2} = 337,38 \text{ N per knie}$$

Som van de momenten:

$$\sum M = F * D = 0$$

Om de kracht van F_{mcl} te berekenen is de lengte van de MCL nodig (L_2). Volgens (Park et al., 2006) is de lengte van de MCL ongeveer 0,087 m.

$$GRK * l1 = F_{mcl} * l2 \rightarrow 337,38 * 0,1193 = F_{mcl} * 0,06 \rightarrow \frac{337,38 * 0,1193}{0,087} = 462,65 \text{ N}$$

Het is in de literatuur onduidelijk onder welke hoek F_{mcl} trekt, daarom is gekozen voor een hoek van 45° net als bij de quadriceps. De horizontale component van de MCL is dan te berekenen door:

$$\cos 45^\circ = \frac{F_{mclx}}{F_{mcl}}$$

$$F_{mclx} = \cos 45^\circ * F_{mcl} = \cos 45 * 462,65 = 327,14 \text{ N}$$

Omdat de adductoren het moment 10% van de laterale translatiekracht opheffen: $327,14 * 0,9 = 294,43 \text{ N}$. 294,43 N is de laterale translatie kracht wat de brace moet kunnen leveren.

3.4 Het snowboard aan één voet

Uit het onderzoek van Suezie (2012) blijkt dat 32% van alle knieblessures ontstaan zijn met één binding vast. Er staat niet duidelijk beschreven hoe de ongelukken plaatsvinden. Hoogstwaarschijnlijk heeft het plaatsgevonden tijdens het voortbewegen met één been vast. Dit is naast een skilift de enige reden dat een snowboarder een voet los maakt.

In figuur 12 is te zien hoe een snowboarder met één binding een helling op loopt en in figuur 14 is de situatie schematisch weergegeven. Het snowboard weegt maximaal 7 kilogram, en is meestal niet langer dan 167 centimeter. Het gewicht is gebaseerd op het zwaarste snowboard in een winkel en de lengte is gebaseerd op het langste snowboard in de winkel. De lengte is afgerond naar 170 centimeter.

Het uiteinde van het snowboard draait om de knie heen, waardoor er een endoroterend moment in de knie optreedt. De maximale hellingshoek is 23 graden omdat volgens (Rogenhofer et al., 2007) dat een zwarte piste is. De wrijvingscoëfficiënt is 0.1 (Johnson, 2007). De afstand van het zwaartepunt is 70 cm (Figuur 13). Het FZ_x component vermenigvuldigd met de afstand tot het zwaartepunt (70 cm) staat gelijk aan het moment dat optreedt in de knie. In figuur 16 staat een schematische tekening van het snowboard op een helling. Met de bovenstaande gegevens kan het maximale optredende moment berekend worden in de knie.

Het snowboard moet stil staan en FZ_x moet berekend worden.

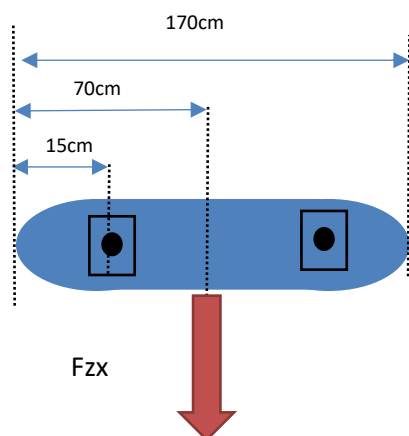
$$\sum F_x = 0$$

$$-FZ_x + F_w = 0 \quad FZ_x = m * g * \cos \alpha$$

$$FZ_x = -7 * 9,81 * \cos 23 + 0,1 * 7 = -62,5 \text{ N}$$

Moment = kracht * afstand

$$-62,5 * 0,7 = 43,75 \text{ nm}$$



Figuur 13. Schematische verdeling snowboard bovenaanzicht.



Figuur 12. Een snowboarder die met 1 binding een helling op loopt.

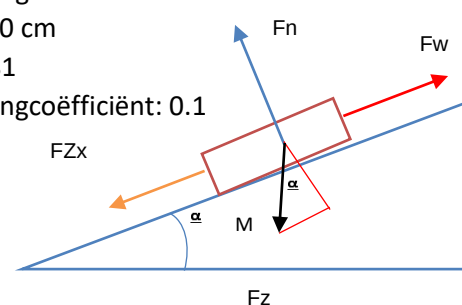
$$\alpha = 23^\circ$$

$$m = 7 \text{ kg}$$

$$L = 170 \text{ cm}$$

$$g = 9,81$$

$$\text{Wrijvingscoëfficiënt: } 0.1$$



Figuur 14. Schematisch snowboard op een helling.

3.5 Conclusie hoofdstuk 3

De onderdelen van de knie kunnen beschadigd raken door stoten, met name oppervlakkige botpunten en botten kunnen hierdoor letsel oplopen. Ligamenten raken beschadigd door ongewenste rotaties van de knie. Met een slechte snowboardtechniek kan de knie tijdens een landing in een valgus positie staan, waardoor de MCL op rek kan komen. Echter kan ook met een goede techniek de ACL op rek komen door de horizontale component van de excentrische quadriceps kracht. Ongeveer 32% van de knieblessures vindt plaats terwijl één voet aan het snowboard vast zit. Tijdens het omhooglopen van een helling met één binding vast komen er endorotatie krachten op de knie.

Ontwerpeis 7: De snowboardbrace moet beschermen bieden tijdens het vallen op de knieën.

Ontwerpeis 8: De snowboardbrace moet bescherming bieden tijdens het landen in valgusstand.

ontwerpeis 9: De snowboardrace moet tijdens een landing in normale stand de excentrische horizontale van de quadriceps tegenhouden.

Ontwerpeis 10: De snowboardbrace moet bescherming bieden als er één binding vast zit.

Ontwerpeis 11: De snowboardbrace moet beschermen tegen een valdruk van 1120,6 kPa.

Ontwerpeis 12: De snowboardbrace moet een dorsale translatiekracht leveren van 477,77 N.

ontwerpeis 13: De snowboardbrace moet een mediale translatiekracht leveren van 294,43 N.

ontwerpeis 14: De snowboardbrace moet een endorotatie weerstand geven van 43,75 Nm.

Hoofdstuk 4: Welke materialen zijn geschikt voor het ontwerpen van een snowboardbrace?

4.1. Geschikte materialen

Niet ieder materiaal is geschikt om te verwerken in een kniebrace. Een brace moet licht zijn, comfortabel zitten, en bescherming bieden. Het materiaal moet stoten en trillingen opvangen om de krachten op de knie te dempen. Harde materialen, zoals staal en hout, hebben weinig tot geen veerkrachtige eigenschappen, waardoor het materiaal de kracht direct doorgeeft aan de knie. Om de botpunten te beschermen is er een materiaal nodig dat de energie verdeelt en dempt. Het frame moet gemaakt zijn van materiaal dat stijf en veerkrachtig is. Na een materiaalonderzoek (zie bijlage 2) komen er verschillende dempingsmaterialen naar voren zoals Expanded Polypropyleen (EPP), Expanded Thermoplastic polyurethaan (E-TPU), Ethylene-vyniel acetate (EVA) en D3O. Alle voorgenoemde materialen zijn aangepaste polymeren die veerkrachtige en dempende eigenschappen bevatten. Iedere fabrikant verandert de chemische samenstelling naar wens, daarom zijn de cijfers die de mechanische eigenschappen bepalen vaak een richtlijn, en niet precies. Uit het materiaalonderzoek blijkt dat EPP het dichtst bij de minimale eis van 1120,6 kPa komt. E-TPU, EVA en D3O hebben ieder een te lage indrukkingskracht. D3O heeft een uniek systeem dat tijdens snelle vervorming hard wordt. Hierdoor zou dit materiaal ideaal zijn, echter is de indrukkingskracht van te laag en het is moeilijk te bemachtigen. E-TPU of Infinergy bevat ook alle eigenschappen voor goede schokabsorptie. Hiervan is ook de indrukkingskracht te laag en het kan alleen besteld worden per kubieke meter. Daarnaast geeft infinergy ook 75% van alle geabsorbeerde energie weer af in de knie. Hierdoor kan er een stuiter effect ontstaat direct na de val. Uiteindelijk is de keuze gevallen op EPP, het is relatief goedkoop en heeft bij 50% indrukking een indruksterkte van 1000 kPa, en is 120,6 kPa lager dan berekend. Voor het frame is gekozen voor koolstofvezel omdat dit zowel veerkrachtig is als stijf. Glasvezel is bros en kan snel breken onder hoge spanning. Aramide(kevlar) is een stuk taaier dan koolstof maar ook een stuk duurder. De vezelrichting bepaald hoe sterk een stuk koolstof in bepaalde richtingen is. Daarom is er gekozen voor een mat die biaxiaal gewoven is. Hierdoor is de mat in meerdere richtingen sterker dan een uniaxiaal gewoven mat. Het koolstofweefsel moet met epoxyhars geïmpregneerd worden en vervolgens een paar dagen uitharden voor optimale stijfheid.

Het scharnier gaat gemaakt worden van POM (poloxmethyleen of polyacetaal), dit materiaal heeft veerkrachtige eigenschappen en heeft een uitzonderlijk hoge treksterkte. Het materiaal is zo sterk dat het soms als vervanging van ijzeren onderdelen wordt gebruikt. POM heeft een erg lage wrijvingsweerstand en dat is ideaal voor een bewegend onderdeel. Aan de binnenkant van de brace komt PET-foam. Dit is veerkrachtig en zorgt voor een goede vorm om het been. Het dient tevens als extra demping.

4.2 Conclusie hoofdstuk 4.

Uit het materiaalonderzoek blijkt dat 3DO en E-TPU de beste schokabsorberende eigenschappen hebben. Beide materialen hebben een te lage indrukkingsweerstand, hebben een hoge prijs, en zijn moeilijk te verkrijgen. Daarom is er voor EPP gekozen als demping materiaal. Voor het frame wordt koolstofvezel gebruikt omdat dit zowel veerkrachtig als stijf is. Het scharnier wordt gemaakt van POM vanwege de veerkrachtige eigenschappen, hoge stijfheid en lage wrijvingsweerstand.

Ontwerpeis 15: Het dempingsmateriaal in de snowboardbrace wordt gemaakt van Expanded polypropyleen (EPP).

Ontwerpeis 16: Het frame materiaal wordt gemaakt van koolstofvezel (carbon).

Ontwerpeis 17: Het scharnier wordt gemaakt van POM.

Ontwerpeis 18: Aan de binnenkant van de brace komt PET-foam.

Eisen en Wensen uit de Analyse

Ontwerpeis 1: De snowboardbrace moet de ACL, MCL, patella, tuberositas tibiae en de gewrichtsspleet beschermen.

Ontwerpeis 2: De snowboardbrace moet 3mm rekking van de ligamenten voorkomen.

Ontwerpeis 3: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een harde buitenlaag zitten.

Ontwerpeis 4: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een zachte binnenlaag zitten.

Ontwerpeis 5: Het ontwerp moet mediale en laterale geleiders bevatten.

Ontwerpeis 6: Het ontwerp moet overstrekking van de knie voorkomen.

Ontwerpeis 7: Het ontwerp moet ventrale en dorsale ankerpunten bevatten.

Ontwerpeis 8: De snowboardbrace moet geen rotatie mogelijkheden hebben.

ontwerpeis 9: De snowboardbrace moet tijdens het 'normaal' landen het excentrische horizontale component van de quadriceps tegenhouden.

Ontwerpeis 10: De snowboardbrace moet bescherming bieden als er één binding vast zit.

Ontwerpeis 11: De snowboardbrace moet de botpunten beschermen tegen een druk van 1120,6kPa.

Ontwerpeis 12: De snowboardbrace moet een dorsale translatiekracht leveren van 477,72 N.

ontwerpeis 13: De snowboardbrace moet een laterale translatiekracht leveren van 294,43 N.

ontwerpeis 14: De snowboardbrace moet een endorotatie weerstand geven van 43,75 Nm.

Ontwerpeis 15: Het dempingsmateriaal in de snowboardbrace wordt gemaakt van expanded polypropyleen (EPP).

Ontwerpeis 16: Het frame materiaal wordt gemaakt van koolstofvezel.

Ontwerpeis 17: Het scharnier wordt gemaakt van POM.

ontwerpeis 18: Aan de binnen kant van de brace komt PPT.

Wens 1: De snowboardbrace moet zo comfortabel mogelijk zitten.

Wens 2: De snowboardbrace moet makkelijk aan te trekken zijn

Wens 3: De snowboardbrace moet zo compact mogelijk zijn:

Wens 4: De snowboardbrace moet er sportief uitzien

Ontwerpfase

Hoofdstuk 5: Ideefase en concept vorming

In de ideefase worden de deelfuncties van het ontwerp geschetst. Het ontwerp is verdeeld in vijf verschillende deelfuncties: laterale/mediale geleiders, kniebeschermers, sleeve, frame en een blokkeringssysteem. De laterale geleiders zorgen ervoor dat het been niet mediaal of lateraal kan verplaatsen ten op zichten van het bovenbeen. De beschermers zorgen ervoor dat de oppervlakkige onderdelen van de knie beschermd blijven. De sleeve heeft als hoofdfunctie om de knie cup op de plek te houden. De laterale en mediale geleiders zijn onderdeel van het frame, het frame gedeelte is het verbindingsstuk dat de binnenste geleider verbindt met de buitenste. Het blokkeringssysteem moet ervoor zorgen dat het been niet kan overstrekken. Van iedere deelfunctie zijn drie of vier varianten bedacht, een combinatie van de deelfunctie heeft gezorgd voor drie concepten. De ideeschetsen en samenstelling van ieder concept kan gevonden worden in bijlage 3.

Hoofdstuk 6: Conceptkeuze en Eindconcept

Uit de analysefase zijn een aantal eisen en getallen gekomen waar het ontwerp aan moet voldoen. Omdat alle concepten aan diezelfde eisen moeten voldoen wordt via de Harris methode en de eisen het eindconcept bepaald.

Tabel 1. Harris methode

	1				2				3				4			
Score	-2	-1	+1	+2	-2	-1	+1	+2	-2	-1	+1	+2	-2	-1	+1	+2
Comfortabel																
Makkelijk aan te trekken																
Compact																
Sportief																

Uit het Harris profiel blijkt dat concept 3 het meest geschikte eindconcept is.

Concept 3

Het ergonomische full frame (figuur 15) met een halve sleeve is in concept drie gebruikt. Doordat aan de tibialezijde van de snowboardbrace geen neopreen zit kan er makkelijk ingestapt worden. De ventrale en dorsale ankerpunten met straps zorgen voor een dorsale en ventrale tegendruk die de ACL en PCL beschermen. Omdat er veel ruimte zit tussen het ventrale ankerpunt en het horizontale ondersteuning component is er gekozen voor de grotere rechthoekige knie padding.



Figuur 15. Concept 3

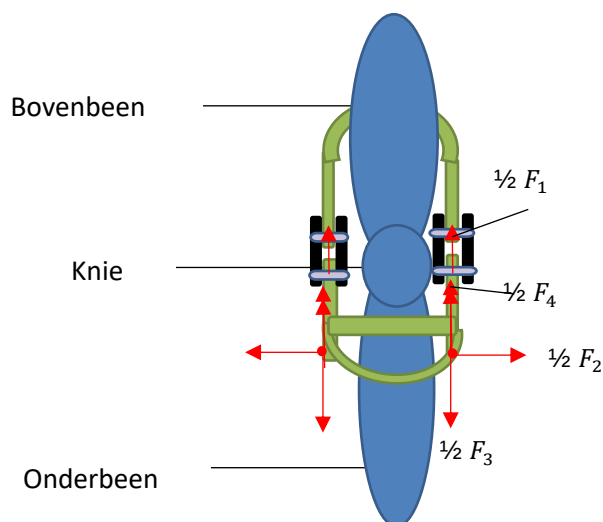
Hoofdstuk 7: Detaillering eindconcept

7.1 Materiaaldikte

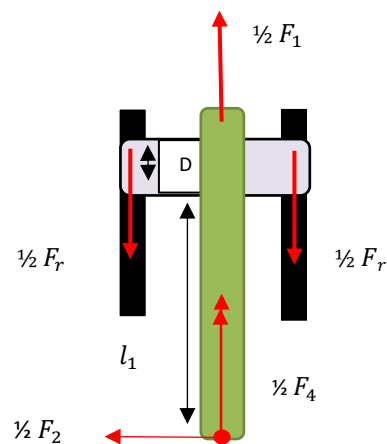
Om de materiaaldikte van de snowboardbrace te bepalen wordt de grootste kracht uit hoofdstuk 5 in de sterkte berekeningen gebruikt (477,72 N). Deze kracht wordt gebruikt voor alle richtingen waarin een ligament beschadigd kan raken. De uitgeoefend op het uiterste punt van de laterale geleider omdat daar de arm het langst is en het effect het grootst. Op het moment dat er een kracht op de brace wordt uitgeoefend, wordt de kracht verdeeld over twee scharnieren. De krachtverdeling ontstaat doordat de horizontale ondersteuning in verbinding staan met elkaar.

- Kracht F_1 is de grondreactiekracht die recht omhooggericht is en zorgt schuifspanning op de as en het scharnier. Hiervoor is de grootste grondreactie kracht gebruikt van de berekeningen. De grootte hiervan is 1984,64 N.
- Kracht F_2 zorgt voor buigspanning over de dikte van de laterale en mediale geleider. De grootte hiervan is 294,43 N.
- Kracht F_3 is de horizontale component van de excentrische kracht van de quadriceps. De grootte hiervan is 77,73 N.
- Kracht F_4 is de rotatie kracht dat kan ontstaan door een snowboard aan één voet te dragen. De grootte hiervan is $43,75 \frac{n}{m}$

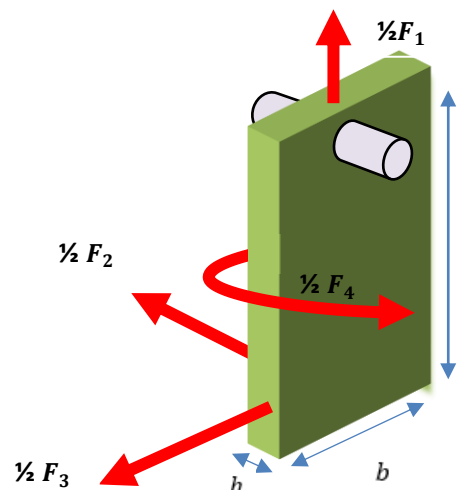
In figuur 16 is de brace schematisch om een rechterbeen getekend. De $F_1 F_2 F_3$ en F_4 grijpen tegelijkertijd aan op de mediale en laterale geleider. Hierdoor is F aan iedere kant een $\frac{1}{2} F$. In figuur 17 is een free body diagram van het rechter scharnier getekend. Kracht F_1 werkt op de as, krachten $F_2 F_3$ en F_4 werken op de laterale geleider. In figuur 18 staan alle krachten in 3D weergegeven met de lengte breedte en hoogte gedefinieerd.



Figuur 17. Vooraanzicht van een rechterbeen met de brace.



Figuur 16. Voor aanzicht rechterscharnier van het rechterbeen.



Figuur 18. Krachten rechter laterale geleider.

Dikte van de as op basis van kracht F_1

De as wordt gemaakt van staal RS316 en heeft een maximaal toelaatbare schuifspanning van 207 N/mm^2 . Omdat het om een dynamische belasting gaat: $\frac{1}{3} * 207 = 69 \text{ N/mm}^2$. Een diameter van 5 millimeter is acceptabel en makkelijk om mee te werken.

Voor Kracht F_1 wordt de hoogst berekende F_{GRK} gebruikt = 1984,64 N in craniale richting. De kracht wordt verdeeld over twee scharnieren dus:

$$F_1 = \frac{1984,64}{2} = 992,32 \text{ N}$$

$$\sigma_{schuif} = \frac{F}{A} = \frac{992,32}{3^2 * \pi} = 35,1 \text{ N/mm}^2$$

$$< 69 \text{ N/mm}^2 = \text{toelaatbaar}$$

(Broeren, 2018)

Dikte voor de blokkeer as op basis van kracht F_1

De as wordt van staal RS316 die heeft een maximaal toelaatbare schuifspanning van 207 N/mm^2 . Omdat het om een dynamische belasting gaat: $\frac{1}{3} * 207 = 69 \text{ N/mm}^2$. Een diameter van 3 millimeter is acceptabel en makkelijk om mee te werken.

Voor kracht F_3 wordt de hoogst berekende F_{GRK} gebruikt = 1984,64 N. De kracht wordt verdeeld over twee scharnieren dus:

$$\frac{1}{2} F_3 = \frac{F_3}{2} = \frac{1984,64}{2} = 992,32 \text{ N}$$

$$\sigma_{schuif} = \frac{F}{A} = \frac{992,32}{3^2 * \pi} = 35,1 \text{ N/mm}^2$$

$$< 69 \text{ N/mm}^2 = \text{toelaatbaar}$$

Broeren, 2018)

Dikte het plaatmateriaal op basis van kracht F_2

Kracht $F_2 = 294,43 \text{ N}$ in laterale richting.

Maximale toelaatbare trekspanning van carbon met epoxy (Xiong et al., 2012): 1400 N/mm^2

Maximale toelaatbare indrukking (Xiong et al., 2012): 850 N/mm^2

Lengte $L_1 = 150$ millimeter waardoor het maximale moment:

$$294,43 * 150 = 44.164,50 \text{ Nmm}$$

$$Q_{buiging} = \frac{M_{Max}}{W_x} \rightarrow W_x = \frac{M_{Max}}{Q_{buiging}}$$

$$W_x = \frac{1}{6} * b * h^2$$

$$\frac{1}{6} * b * h^2 = \frac{M_{Max}}{Q_{buiging}}$$

$$h = \sqrt{\left(\frac{M_{Max} * 6}{b * \sigma_b} \right)}$$

Breedte b wordt aangenomen op 25mm. Invullen geeft.

$$\frac{1}{6} * 25 * h^2 = \frac{44.164,50}{850}$$

$$h = \sqrt{\left(\frac{44.164,50 * 6}{25 * 850}\right)} = 3,6 \text{ mm}$$

In de praktijk is het realistischer om een dikte van 4mm te gebruiken.

$$W_x = \frac{1}{6} * 25 * 4^2 = 66,67 \text{ mm}^3$$

$$Q_{buijing} = \frac{44.164,50}{66,67} = 662,47 \text{ mm}^2 < 850 \text{ mm}^2 = \text{toelaatbaar}$$

Dikte van het plaatmateriaal moet minimaal 3,6 mm dik zijn als de breedte de 25 mm is. In de praktijk is het realistischer om een dikte van 4mm te gebruiken.

(Broeren, 2018)

Controle maatvoering op basis van kracht F_3

De maatvoering is bepaald in de vorige berekeningen. Nu wordt berekend of de kracht F_3 ook toelaatbaar is met de berekende maatvoering.

Kracht $F_3 = 477,73 \text{ N}$ in ventrale richting.

Maximale toelaatbare trekspanning van carbon met epoxy (Xiong et al., 2012): 1400 N/mm^2

Maximale toelaatbare indrukking (Xiong et al., 2012): 850 N/mm^2

Lengte $l_1 = 150$ millimeter.

$$W_y = \frac{1}{6} * h * b^2$$

$$Q_{buijing} = \frac{M_{Max}}{W_y} \rightarrow \frac{F_3 * l_1}{\frac{1}{6} * h * b^2}$$

$$Q_{buijing} = \frac{477,73 * 150}{\frac{1}{6} * 4 * 25^2} = 171,98 \text{ N/mm}^2 \rightarrow < 850 \text{ N/mm}^2 = \text{toelaatbaar}$$

Controle maatvoering op basis van kracht F_4

De maatvoering is bepaald in de vorige berekeningen. Nu wordt berekend of de kracht F_4 ook toelaatbaar is met de berekende maatvoering. 43.750 nmm

$$M_{wr} = \frac{1}{6} * b * h^2$$

$$T_{wrinspanning} = \frac{M_{Max}}{M_{wr}} = \frac{43.750}{\frac{1}{6} * 25 * 4^2} = 656,25 \text{ N/mm} < 850 \text{ N/mm}^2 = \text{toelaatbaar}$$

(Broeren, 2018)

Eisen uit de ontwerpfase

Ontwerpeis 19: De as van het scharnier wordt 5 millimeter

Ontwerpeis 20: De dikte van het plaatmateriaal op de brace wordt minimaal 3.2 mm

ontwerpeis 21: De hoogte van het materiaal wordt 25 mm

Ontwerpeis 22: De dikte van de blokkeer as wordt 3 mm

7.2 Eindconcept beschrijving

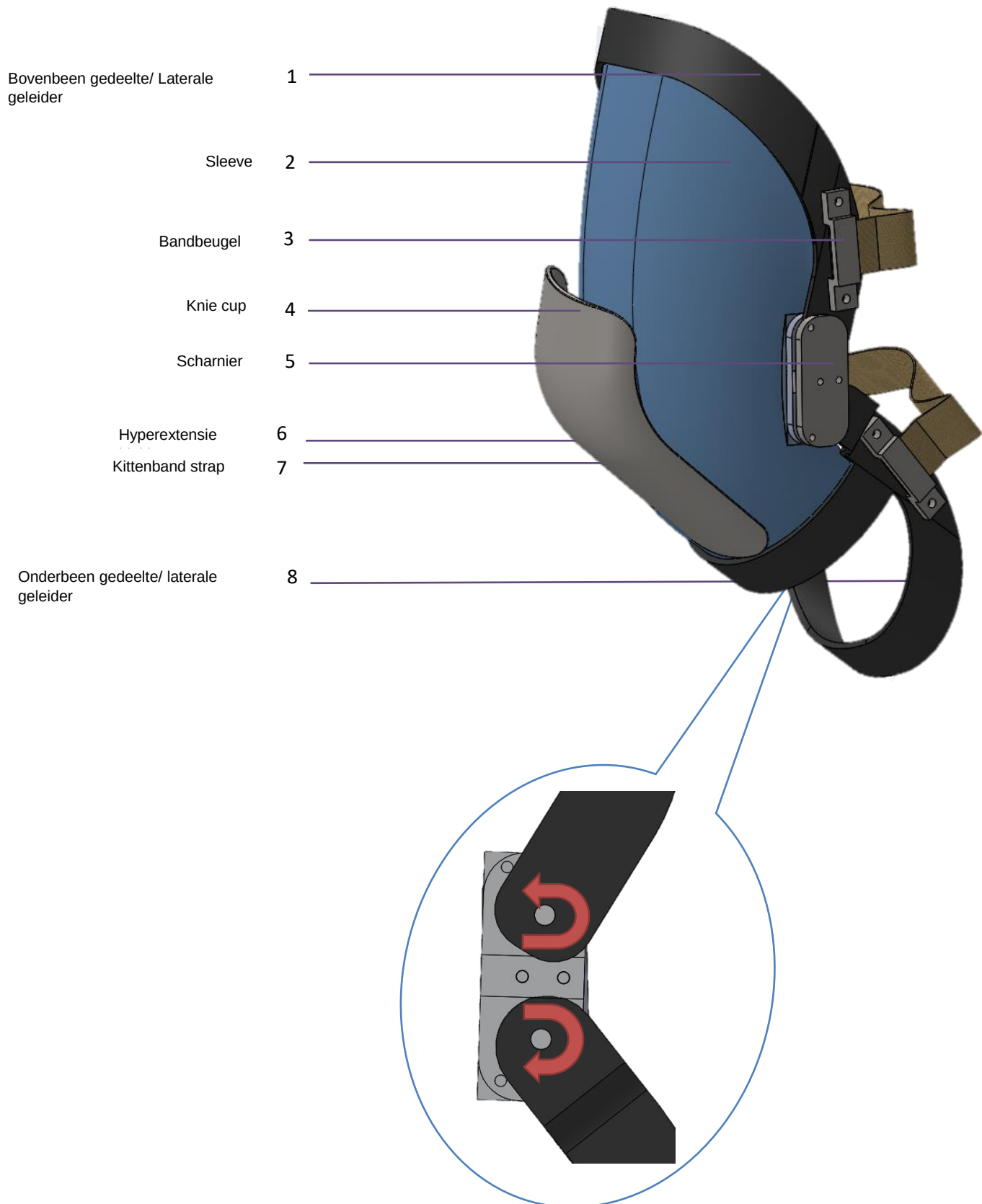
Van het eindconcept is een 3D-tekening gemaakt (figuur 20), hierin staan alle onderdelen benoemd. In de bouwtekeningen staan de afmetingen van ieder onderdeel, die zijn te vinden in bijlage 4. Het eindconcept krijgt een plaatdikte van 4 mm en een hoogte van 25mm. De draai en blokkeer as wordt gemaakt van RS 316 staal en krijgt een diameter van 5 en 3 mm, dit is meer dan sterk genoeg en makkelijk te verwerken. Het is lastig om de brace te maken voor P_{95} omdat de been diktes en lengtes te veel verschillen. Daarom is ervoor gekozen om de brace te maken voor een persoon met de volgende afmetingen:

Soort maat	Groote	Maatgeving Össur
Bovenbeenomtrek	43 cm	S
Knieomtrek	38 cm	M
Kuitomtrek	37 cm	M

Size	Circumference		
	Thigh	Knee Center	Calf
S	15.5"-18.5" (39.5-47cm)	11"-12.5" (28-32cm)	12.25"-13.75" (31-35cm)
M	18.5"-21" (39.5-53.5cm)	12.5"-14" (32-35.5cm)	13.25"-15" (33.5-38cm)
L	21"-23.5" (53.5-59.5cm)	14"-15.25" (35.5-38.5cm)	14.25"-15.75" (36-40cm)
XL	23.5"-25" (59.5-63.5)	15.25"-16.5" (38.5-42cm)	15"-17" (38-43cm)

Figuur 19. Afmetingen persoon en maatgeving van (Össur, z.d.)

In figuur 20 staat de technische tekening van het 3D mode met een visuele uitleg van het blokkeer systeem. De brace wordt maat M met gemiddeld een iets kleiner bovenbeen gedeelte. Het bovenbeen gedeelte (1), dient als ventraal ankerpunt dat ervoor zorgt dat het bovenbeen niet naar voren kan verplaatsen ten op zichten van het onderbeen. Daarnaast zorgen de mediale en laterale geleiders ervoor dat het bovenbeen niet zijwaarts kan verplaatsen ten opzichte van het onderbeen. De hoofdfunctie van de sleeve (2) is het dat de knie cup (4) op de plaats wordt gehouden. Daarnaast zorgt de sleeve voor warmte aan de ventrale zijde van de knie. De knie cup absorbeert de externe stoten tijdens een botsing of bij het vallen op de knieën. De cup bestaat uit een harde plaat van carbon die de druk verdeelt bij een puntbelasting. De bandbeugel (3) en klittenband straps (7) zorgen ervoor dat het been strak tegen het prototype kan worden getrokken. Het onderbeengedeelte van de brace (8) zorgt ervoor dat het onderbeen niet ventraal en mediaal kan transleren ten opzichte van het bovenbeen. Tot slot het scharnier, deze functioneert als verbindingspunt tussen het bovenste en onderste gedeelte van de brace. In het scharnier (5) zit een blokkeersysteem dat hyperextensie van de knie voorkomt. De gaten zijn zo gepositioneerd dat er een beperking is van 10 graden. De geschatte kosten van de brace komen op: €125, een compleet overzicht van de kosten zijn te vinden in bijlage 6.



Figuur 20. Benamingen eindconcept en Werking scharnieren

Vervaardigfase

Hoofdstuk 8: Vervaardigingsproces

In dit hoofdstuk wordt kort samengevat hoe het vervaardigingsproces van het eerste prototype is verlopen. Het volledige vervaardigingsproces is te vinden in bijlage 6 en 7. Om de koolstof in de juiste vorm te krijgen is er een mal 3D geprint. De koolstof is in een rechthoekig patroon gesneden zodat het makkelijk in de mal past. De koolstof is ingesmeerd met epoxy dat vervolgens 24 uur uit moest harden. Het overtollige materiaal is weg gesneden zodat alleen de verharde koolstof in de mal-vorm overbleef. Vervolgens zijn de scharnieren en de kniecup 3D geprint en aan de binnenkant PET-foam geplaatst voor een betere pasvorm. Tot slot is de knie cup voorzien met een stukje EPP en is de sleeve om het ontwerp heen genaaid. Op de sleeve zit een zakje waar de knie cup in past. Tot slot zijn de bandbeugels gemonteerd met klittenband.



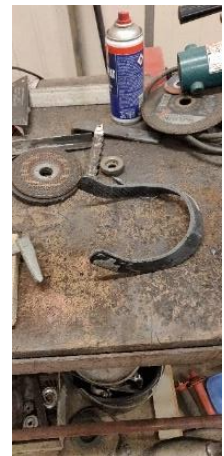
Impregneren met epoxy



Koolstof in de mal positioneren



Overig uitgehard koolstof weg snijden



Mal los maken van de koolstof



Scharnier printen en onderdelen aan elkaar schroeven



PET-foam aan de binnenkant toevoegen



EPP aan de kniebeschermer toevoegen



Prototype op de knie

Figuur 21. Een aantal foto's van het vervaardigingsproces.

Testfase

In de testfase wordt het eindproduct getest op stevigheid en functionaliteit. Daarbij wordt het prototype geëvalueerd en getoetst aan alle eisen en wensen. Tijdens de stevigheidstest wordt in drie krachtrichtingen de weerstand getest om te bepalen of de brace sterk genoeg is. Hierbij is het belangrijk dat er niet meer dan 3mm vervorming ontstaat.

De functionaliteitstest wordt uitgevoerd in een kunstmatige sneeuwhal met beginners en gevorderden. De deelnemer zullen verschillende oefeningen met en zonder het prototype uitvoeren. De gevorderde snowboarders doen één test meer dan de beginners. Iedere deelnemer start met snowboard coördinatieoefeningen, en vervolgens worden de range of motion oefeningen uitgevoerd.

De gevorderden snowboarders mogen daarna met en zonder brace bochtjes maken en springen op eigen niveau. Na iedere twee oefeningen krijgen de deelnemers een vragenlijst. De vragenlijst (Bijlage 8) brengt de functionaliteit van het prototype en beleving van de deelnemers in kaart. De evaluatiefase wordt afgesloten met een conclusie, discussie en tot slot aanbevelingen voor een vervolgonderzoek.

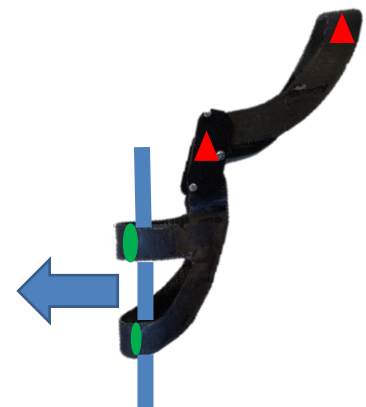
Hoofdstuk 9: Testomschrijving

9.1 Stevigheidstest

De verschillende krachten die uitgeoefend worden op de snowboardbrace kunnen gemeten worden met druksensoren en rekstrookjes. De krachten die gemeten worden zijn in ventrale richting, laterale richting en roterende richting. De vervorming wordt gemeten door middel van videoregistratie in kinovea. Op het prototype worden punten gemarkeerd waar vervorming wordt verwacht. Vervolgens wordt in de video een referentiepunt verwerkt zodat in kinovea de vervorming bepaald worden.

Kracht in ventrale richting. (Figuur 22)

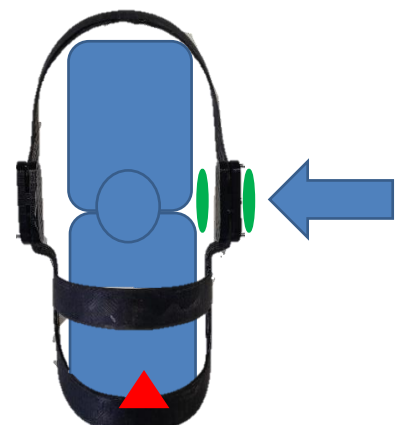
Het scharnier en het bovenbeen gedeelte van de brace wordt gefixeerd (rood). Aan de binnenkant worden twee druksensoren geplaatst (groen). Door achter de horizontale verstevigingen een cilindervormig voorwerp te plaatsen, kan eraan getrokken worden. Door druksensoren tussen het voorwerp en de brace in te plaatsen kan de trekkracht gemeten worden. Hieruit blijkt hoe sterk de brace is en of er in die richting dat aangepast moet worden. Als de brace meer dan 477 N kan tegenhouden zonder 3mm te vervormen moet de brace sterk genoeg zijn om de ACL te beschermen tijdens het landen van een sprong.



Figuur 22. Testen ventrale weerstand

Kracht in mediale richting (figuur 23)

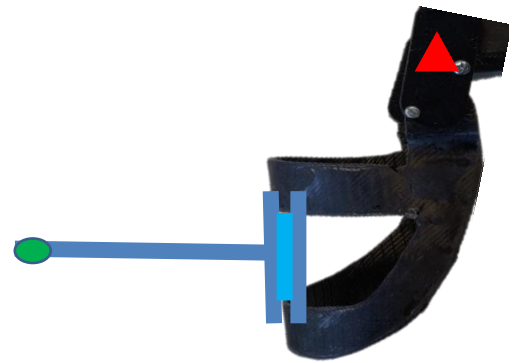
Om de weerstand in mediale richting te meten wordt het onderbeengedeelte van de brace wordt gefixeerd (rood). Aan de binnenkant van de brace komt een cilinder vorm met een druksensor, aan de buitenkant van de brace komt een tweede een druksensor (groen). Op het moment dat dat er op de buitenkant van de brace en kracht wordt uitgeoefend zal de brace naar binnen willen buigen. Op dat moment registreert de buitenste sensor kracht F en de binnenste sensor nog niks. Zodra de binnenste druksensor druk registreert is het verschil wat de snowboard brace dempt. De brace moet weerstand kunnen bieden tegen 294,43 N om tijdens het landen in een valgus stand de MCL te beschermen.



Figuur 23. Testen laterale weerstand.

Rotatie krachten

Het scharnier van de brace wordt gefixeerd (rood). Tussen de twee horizontale versterkingen wordt een H-profiel geplaatst met een stok van 1 meter. Aan het einde van de stok wordt een druksensor geplaatst. Vervolgens wordt er ongeveer 46,7 newton op het uiteinde van de stok uitgeoefend. Als het prototype dat kan weerstaan geeft, de brace een verlichting bij het dragen van een snowboard aan 1 been.



Figuur 24. Testen rotatie weerstand.

9.2 Functionele testomschrijving

Steppen met snowboard aan de voorkant (figuur 14 en 25).

Voor de eerste oefening heeft de deelnemer een voet in het snowboard en de losse voet staat aan de tenenkant. Om voort te bewegen moet het bovenlichaam aangespannen zijn en wordt er afgezet met het losse been in de sneeuw. Door de afzet begint de deelnemer te glijden en zo wordt er een klein parcours afgelegd. De oefening wordt eerst uitgevoerd zonder snowboard brace en vervolgens met snowboardbrace. De deelnemer loopt van het startpunt om de pionnen.



Figuur 25. Zijwaarts stappen met het achterste been aan de tenenkant.

Omhooglopen met het snowboard loodrecht op de piste (figuur 26).

De deelnemer positioneert het snowboard horizontaal op de piste met het losse been aan de tenenkant van het snowboard. De deelnemer zet eerst een stap naar voren met het losse been. Vervolgens wordt het snowboard volledig opgetild en aangesloten bij het losse been met de staalkant in de sneeuw. De staalkant moet in de sneeuw zodat de deelnemer niet naar beneden glijdt bij het verplaatsen van de losse voet. De deelnemer volgt een parcours.

Range of motion oefeningen

De deelnemers staan op een vlak stuk sneeuw met hun achterste voet los. De losse voet staat op het snowboard in het midden tussen de bindingen. De losse voet wordt naar de hielenkant van het snowboard in de sneeuw verplaatst zonder dat de tenenkant van het snowboard van de grond komt. Het gewicht leunt op de losse voet in de sneeuw en vervolgens wordt het been dat vast zit zo ver mogelijk geëxoroteerd. Er wordt een markering in de sneeuw geplaatst en daarna wordt het dat vast zit zover mogelijk geëxoroteerd. Er wordt een markering in de sneeuw geplaatst.



De tweede oefening is andersom. Het snowboard blijft in de sneeuw staan en beweegt niet. Met het losse been wordt zo ver mogelijk linksom en rechtsom gestapt. Beide punten worden gemarkeerd in de sneeuw.

Figuur 26. Omhooglopen van een helling

De laatste oefening mag de deelnemer zelf beslissen of het losse been voor of achter de snowboarder staat. Het losse been blijft in de sneeuw staan en het snowboard wordt op de hakken of tenen kant gezet. De begeleider houdt de deelnemer vast, en de deelnemer probeert zo ver mogelijk naar links en naar rechts te glijden.

Ieder oefening is eerst met het prototype, dan zonder het prototype. Na elke oefening moet de deelnemer een vragenlijst invullen.

Bochtjes maken en springen (alleen gevorderden)

De gevorderden doen een extra oefening, de deelnemers mogen zelf naar beneden snowboarden en sprongetjes maken als zij dat kunnen. Eerst doen de deelnemers drie afdalingen zonder prototype en daarna drie afdalingen met prototype. Aansluitend wordt de enquête ingevuld.

9.3 Toetsing eisen en wensen

Eis	1	2	3	4	5
Analyse					
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
	Ja			Nee	
15	X				
16	X				
17					X
18	X				
Ontwerp					
19	X				
20	X				
21	X				
Wens					
1					
2					
3					
4					

1 = zwaar onvoldoende
2 = Onvoldoende
3 = Voldoende
4 = Goed
5 = Zeer goed

Ontwerpeis 1: De snowboardrace moet de ACL, MCL, patella, tuberositas tibiae en de gewrichtsspleet beschermen.

Ontwerpeis 2: De snowboardbrace moet 3mm rekking van de ligamenten voorkomen.

Ontwerpeis 3: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een harde buitenlaag zitten.

Ontwerpeis 4: Over de belangrijke onderdelen van de knie moet een zachte binnenlaag zitten.

Ontwerpeis 5: Het ontwerp moet mediale en laterale geleiders bevatten.

Ontwerpeis 6: Het ontwerp moet overstrekking van de knie voorkomen.

Ontwerpeis 7: Het ontwerp moet ventrale en dorsale ankerpunten bevatten.

Ontwerpeis 8: De snowboardbrace moet geen rotatie mogelijkheden hebben.

ontwerpeis 9: De snowboardrace moet tijdens het 'normaal' landen het excentrische horizontale component van de quadriceps tegenhouden.

Ontwerpeis 10: De snowboardbrace moet bescherming bieden als er één binding vast zit.

Ontwerpeis 11: De snowboardbrace moet de botpunten beschermen tegen een druk van 1120,6 kPa.

Ontwerpeis 12: De snowboardbrace moet een dorsale translatiekracht leveren van 477,72 N.

ontwerpeis 13: De snowboardbrace moet een laterale translatiekracht leveren van 294,43 N.

ontwerpeis 14: De snowboardbrace moet een endorotatie weerstand geven van 43,75 Nm.

Ontwerpeis 15: Het dempingsmateriaal in de snowboardbrace wordt gemaakt van Expanded polypropyleen (EPP).

Ontwerpeis 16: Het frame materiaal wordt gemaakt van koolstofvezel.

Ontwerpeis 17: Het scharnier wordt gemaakt van POM

ontwerpeis 18: Aan de binnen kant van de brace komt PET-foam.

Wens 1: De snowboardbrace moet zo comfortabel mogelijk zitten.

Wens 2: De snowboardbrace moet makkelijk aan te trekken zijn

Wens 3: De snowboardbrace moet zo compact mogelijk zijn:

Wens 4: De snowboardbrace moet er sportief uitzien.

Evaluatiefase

Hoofdstuk 10: Evaluatie van het prototype

Wat is er goed aan de snowboardbrace?

- Het prototype is erg licht minder dan 800 gram.
- Het prototype is stevig in ventrale en roterende richtingen.
- De extra horizontale ondersteuning in het onderbeengedeelte zorgt voor extra versteviging.
- De sleeve heeft genoeg elasticiteit om goed om het been aan te kunnen sluiten.
- De knie cup verplaatst nauwelijks tijdens het bewegen.
- Het PPT-materiaal zorgt voor extra comfort.
- Het PPT-materiaal zorgt voor een beter pasvorm.
- Het prototype zit relatief comfortabel.
- Het onderbeen gedeelte is een stuk steviger dan het bovenbeen gedeelte door de tweede horizontale versteviging.

Wat kan er nog verbeterd worden aan de snowboardbrace?

Verbeteringen voor de brace.

- Het prototype sluit niet aan om het been bij het scharnier.
- Het materiaal is niet overal even dik in zowel de hoogte, breedte en dikte.
- Het prototype biedt weinig weerstand in mediale richting.
- Het bovenbeen gedeelte van de brace is minder sterk ten opzichte van het onderbeen gedeelte.
- De brace sluit niet goed aan bij personen met een grote vastus medialis.
- De brace sluit niet goed aan bij personen met valgus knieën.
- De brace sluit niet goed aan bij personen met varus knieën.
- De popnagels van de bandbeugel komt door het comfort materiaal heen.
- Het frame is 2.8mm dik in plaats van 4mm dik.
- Positionering van de straps is niet goed.
- Tweede horizontale versteviging op het bovenbeengedeelte.

Verbeteringen voor de sleeve.

- Door de elasticiteit in de sleeve heeft de het prototype de neiging om de knie in een extensie positie te brengen.
- Er zitten nog een aantal vouwen in de sleeve.
- De sleeve zou van steviger materiaal gemaakt kunnen worden gemaakt.
- Het zakje van de knie cup in de sleeve is scheef.
- Het zakje van de knie cup moet iets hoger zodat in gestrekt toestand de knie cup het bovenbeen niet raakt.

Verbeteringen voor het scharnier

- Er zit speling in de scharnieren.
- Het onderbeen gedeelte beweegt tijdens de flexi/extensie beweging van de knie.
- Schroeven zijn niet verwerkt voor het prototype.

Verbeteringen voor het gebruik.

- Het prototype kan niet heel strak worden aangetrokken
- Het prototype zakt af.

10.2 Hypotheses

Stevigheidstest

De snowboardbrace voelt stevig aan in ventrale richting en is niet makkelijk uit elkaar te trekken met alleen spierkracht. Naar verwachting zal de brace sterk genoeg zijn om 477,73 N aan weerstand te kunnen bieden. De brace zal waarschijnlijk meer dan 3mm uitrekken.

In laterale richting is de snowboardbrace het minst sterk, met relatief weinig kracht kan met één hand de brace met gemak samengeknepen worden. De brace kan waarschijnlijk niet 294,43 N aan weerstand bieden.

De brace is redelijk stevig tegen rotatie krachten, het bovenbeengedeelte is mindersterk dan het onderbeen gedeelte. Naar verwachting zal de brace wel 43,75 nm aan weerstand kunnen bieden.

Functionele test

Het stappen met de brace om zal waarschijnlijk lastiger gaan. Zoals te zien is in figuur 25 verplaatst een snowboarder zich zijwaarts. Door met één losse voet zichzelf af te zetten van de grond terwijl de andere voet vast zit aan het snowboard. Tijdens het stappen met een snowboard draait de knie naar buiten. Het prototype zal deze beweging lastiger maken, omdat de brace weerstand biedt tegen de exo- en endorotatie. Dit is niet slecht, het geeft aan dat het prototype weerstand geeft en functioneert.

Naar verwachting zal er nauwelijks verschil te voelen zijn tussen het wel en niet dragen van de brace bij het omhoog lopen op een piste. Zoals in figuur 26 te zien, blijft de knie in een redelijk neutrale positie bij het omhoog lopen. De brace biedt geen weerstand tegen flexie en extensie.

De bewegingsvrijheid is met de brace om waarschijnlijk minder. Hierdoor zal het voor de deelnemer moeilijker zijn om bovenstaande bewegingen uit te voeren.

De gevorderden snowboarders zullen waarschijnlijk geen verschil merken tijdens het maken van de bochtjes met en zonder brace. Tijdens het maken van bochtjes heeft men vooral te maken met flexie en extensie bewegingen van de knie. Bij het springen is het aannemelijk dat de deelnemers in de rotatie een beperking voelen.

10.3 Discussie

Discussie

In dit praktische onderzoek is het prototype geëvalueerd, zijn er hypothesen opgesteld en zijn de eisen en wensen getoetst. Uit de evaluatie blijkt dat er op verschillende vlakken nog ruimte is voor verbetering. Een beter prototype had vervaardigd kunnen worden als er meer professionele gereedschappen, meer financiële middelen en meer expertise over carbon en het bewerken hiervan beschikbaar was.

Hieronder wordt een toelichting gegeven op de discussiepunten. Vervolgens wordt in de aanbeveling beschreven hoe de discussiepunten kunnen worden verbeterd.

Verbeterpunten:

- De chemische reactie van de epoxy en de verharder gaf zoveel warmte af dat de thermoplastische mal vervormde tijdens het uitharden.
- Daarnaast is het prototype niet overal 4 millimeter dik en 25 millimeter hoog. Na het impregneren van de vellen carbon gaat een roller over het weefsel dat overbodige hars en luchtbubbels uit het weefsel duwt. Hoe harder en langer er gerold wordt, hoe dunner het uiteindelijke resultaat. Op sommige plekken is harder en langer gerold dan andere plekken, hierdoor is de dikte niet overal gelijk.
- In het vervaardigingsproces is het carbon geknipt in vierkante vlakken. Deze vierkante vlakken zijn in het patroon gelegd en verhard met epoxy. Het bleek vrij lastig te zijn om het verharde carbon in de juiste vorm te snijden. Uiteindelijk is dit gedaan met behulp van een slijptol en een zaag. Het moeilijk om met een slijptol en zaag nauwkeurig te werken, waardoor er verschil in de hoogte van de brace is ontstaan. Indien het carbon vóór het verharden in de juiste vorm wordt geknipt, kan dit worden voorkomen.
- Het prototype biedt weinig weerstand tegen een laterale kracht. In een 2D- vlak ontstaat het moment in de horizontale versteviging en niet in de laterale geleider. De horizontale versteviging moet dikker zodat laterale krachten beter kunnen worden tegengehouden.
- De popnagels komen door het PET-foam heen, op deze plekken moet extra materiaal of komen.
- Het bovenbeengedeelte is een stuk zwakker dan het onderbeen gedeelte. Dit heeft onder andere te maken met de extra horizontale versteviging in het onderbeen gedeelte. Er is gekozen om een extra versteviging op het onderbeen gedeelte te plaatsen, omdat de hoogste krachten worden uitgeoefend op het onderbeen.
- De lage weerstand in mediale richting kan te maken hebben met de vezelrichting van het carbon. Bij het aanschaffen van de materialen is er rekening gehouden met de vezelrichting. Er is daarom gekozen voor een biaxiale gewoven mat, zodat de brace stevigheid biedt in meerdere richtingen. Deze maatregel is blijkbaar niet genoeg om de benodigde stevigheid te creëren.
- Verschillende personen met een gelijke beenomtrek hebben het prototype gepast. Doordat sommigen van deze personen een relatief grote vastus medialis hebben, sloot de brace niet mooi aan op het been. In het volgend ontwerp zal hier rekening mee gehouden moeten worden. Daarnaast sluit de brace op dit moment ook niet mooi aan bij personen waarbij de knieën in een lichte varus of valgus stand staan.
- Door de elasticiteit van het neopreen ontstaat er een extensie moment in het scharnier. Door een materiaal te kiezen dat minder elastisch is kan dit verholpen worden. Daarnaast moet het template van de sleeve geoptimaliseerd worden zodat het beter kan worden vastgemaakt aan het frame. De genaaide naden van de sleeve zijn niet recht, dit komt omdat de sleeve onder rek is opgemeten en ontspannen is genaaid.
- De speling in de scharnieren zorgt voor een instabiele bewegingen van de andere delen van het prototype. De speling is ontstaan doordat de toleranties van de assen te groot zijn.
- Het onderbeengedeelte van de brace verplaatst naar boven en onder bij flexie en extensie bewegingen. Waarschijnlijk komt dit doordat de knie transleert en roteert, terwijl het scharnier alleen roteert.
- De 3D-geprinte bandbeugels zijn te slap.

- Na het aantrekken van de brace valt op dat hij niet strak kan worden aangetrokken. De brace moet worden aangetrokken, hoger op het been en lager op het onderbeen.

10.4 Conclusie

In dit praktische onderzoek is gezocht naar een antwoord op de hoofdvraag: Welke eigenschappen moet een snowboardbrace bezitten om te beschermen tegen impact én de kans op ligamenteair letsel te verkleinen. De snowboardbrace moet dynamisch belastbaar zijn in ventrale (477,73 N), laterale (294,43 N) en roterende (43,75nm) richting. Daarnaast moet het ontwerp bescherming bieden tegen het vallen op de knieën. De de patella, gewrichtsspleet, voorste kruisband en binnenste knieband zijn structuren die ook beschermd moeten worden. Tot slot moet er in het ontwerp een systeem verwerkt zitten dat het overstrekken van de knie voorkomt. Om deze eigenschappen te verwerken in het ontwerp is er gebruik gemaakt van Carbon, POM, EPP en neopreen.

Bij het gebruik van carbon is de stevigheid afhankelijk van de manier waarop het vervaardigd is en wat voor soort carbonvel wordt gebruikt. Nader onderzoek van het vervaardigingsproces zal leiden tot een betere keuze waardoor het frame waarschijnlijk steviger wordt. POM is in dit praktische onderzoek niet gebruikt wegens beperkte financiële middelen. De verwachting is dat het materiaal sterk genoeg is en een juiste keuze is. EPP is qua eigenschappen het meest geschikt om alle energie te dempen. Echter lijkt het materiaal relatief hard waardoor dit als onprettig ervaren kan worden. Aanbevolen wordt om meer onderzoek te doen naar het effect van het vallen op dit materiaal. Neopreen is een materiaal dat als prettig op de huid wordt ervaren als het nat wordt waardoor het een goede materiaalkeuze lijkt. De kniecup blijft in dit materiaal echter bewegen. In de toekomst zal onderzocht moeten worden of er nog een alternatief materiaal hiervoor bestaat.

Tot slot had er een beter prototype vervaardigd kunnen worden met betere financiële omstandigheden, professionele gereedschappen en continue begeleiding op de werkvloer.

10.5 Aanbevelingen

Bovengenoemde eigenschappen vormen een basis voor het ontwikkelen van een snowboardbrace voor de knie. Verbeterpunten liggen hier nog op het gebied van de bewegingsanalyse, materiaalkeuze en het vervaardigingsproces. Onderstaande verbeterpunten worden aangedragen voor het ontwerpen van een tweede prototype. In de aanbevelingen wordt beschreven hoe de discussiepunten verbeterd kunnen worden.

Aanbevelingen voor het ontwerp

- Zoals eerdergenoemd is er binnen het huidige ontwerp geen rekening gehouden met de grootte van de vastus medialis en de stand van de knieën. Dit zal mee moeten worden genomen in een eventueel vervolgonderzoek.
- De brace kan op dit moment niet strak worden aangetrokken. Er zal een systeem moeten worden ontworpen welke dit makkelijker maakt.
- De brace zakt af, het ontwerp moet uit meer dan twee straps bestaan. De bovenbeenstrap moet hoger, en de onderbeen strap moet lager.
- Plaats damping aan de andere kant van het scharnier zodat het scharnier niet direct de huid raakt.
- Het materiaal is niet overal 4mm maar te dun. De volgende keer moeten er meer lagen carbon gebruikt worden

Aanbevelingen voor de analyse

- In de sleeve zitten verschillende vouwen die het comfort wellicht verminderen. Het patroon zal moeten worden aangepast om vouwen in de sleeve te voorkomen. Daarnaast is de stof erg elastisch en is het onduidelijk of elasticiteit noodzakelijk is voor de pasvorm.
- In dit onderzoek is er een bewegingsanalyse gedaan in één vlak (2D). Door een bewegingsanalyse in 3D uit de voeren ontstaat er een beter beeld van welke krachten een rol spelen. Dit kan ook gebruikt worden om te bepalen wat de juiste vezelrichting per plek moet zijn.
- Om de analyse uit te breiden en de brace steviger te maken, kan er gekeken worden naar wat het effect is van verschillende composieten. Er moet worden uitgezocht welke materialen het best gecombineerd kunnen worden met carbon voor dynamische belastingen.
- De elasticiteit van de neopreen sleeve blijkt niet optimaal te zijn. Er moet worden gekeken naar een ander minder elastisch materiaal. Dit materiaal moet wel comfortabel zijn en goed tegen water kunnen.

Aanbevelingen voor het vervaardigen

- Tijdens het vervaardigen moet er een harde non-thermoplastische mal gebruikt worden om vervorming te voorkomen. Hierdoor zal het ontwerp beter aansluiten op zowel het boven- als onderbeen.
- Het wegsnijden van overtollig materiaal kost veel tijd en geld, het is efficiënter om de patronen zo te snijden dat zij precies in de mal passen. Hierdoor zal het materiaal over dezelfde hoogte krijgen. Daarnaast is er minder materiaal nodig is voor het maken van één brace.
- Tijdens het lamineren ervoor zorgen dat de krachtverdeling gelijk is zodat de brace overal even dik is, of gebruik maken van een vacuümpomp.
- Altijd ervoor zorgen dat het epoxymengsel precies in de juist verhouding 2:1 wordt gemengd.
- Het gebruik van een vacuümpomp tijdens het uitharden kan de druk gelijkmatig verdelen zodat het ontwerp overal even dik wordt.
- De stevigheid van de brace kan verbeterd worden door uit te zoeken wat de optimale vezelrichting op iedere plek van de brace is. Door verschillende vezelrichtingen te verwerken bij het lamineren kan de brace met dezelfde dikte een stuk steviger zijn.
- Bandbeugels van POM vervaardigen.

Aanbevelingen voor het testen

- Allereerst zullen de testen zoals eerder beschreven moeten worden uitgevoerd.
- Uit de analyse blijkt dat 3DO en E-TPU de beste eigenschappen hebben voor schokabsorptie, in het vervolg kunnen die materialen ook getest worden om te zien welke in de praktijk optimaal functioneert.

- In dit huidige onderzoek is er een bewegingsanalyse gedaan in één vlak (2D). Door een bewegingsanalyse in 3D uit te voeren kan het een beter beeld geven waar welke krachten spelen en een beter inzicht geven wat de juiste vezelrichting op welke plek moet zijn.
- Om de analyse uit te breiden en de brace steviger te maken kan er gekeken worden naar wat het effect is van verschillende composieten. Er moet uitgezocht worden welke materialen kunnen het best gecombineerd worden met carbon voor dynamische belastingen.
- De elasticiteit van de neopreen sleeve blijkt niet optimaal te werken. Er moet misschien worden gekeken naar een ander, misschien minder elastisch materiaal wat comfortabel op de uit zit en goed tegen water kan.

Literatuurlijst

- A Tarantili, P., & G Andreopoulos, A. (1996). Mechanical Properties of Epoxies Reinforced with Chloride-Treated Aramid Fibers. *TARANTILI AND ANDREOPOULOS*, .
- Américo, S. P. F., De Souza, V. V., Guimarães, C. Q., & Rolla, A. F. L. (2011). Utilização do teste de 1-RM na mensuração da razão entre flexores e extensores de joelho em adultos jovens. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 17(2), 111–114. <https://doi.org/10.1590/s1517-86922011000200008>
- BASF - The chemical Company. (2013). *Infinergy™ The first expanded TPU – As elastic as rubber but lighter*. Geraadpleegd van <https://www.plasticsportal.net/wa/plasticsEU/portal/show/common/content/campaigns/infinergy/english/index.html>
- BKB kunststoffen. (z.d.). Soorten technische kunststoffen | BKB Precision. Geraadpleegd op 6 november 2018, van <https://bkbprecision.com/nl/kunststofbewerking/technische-kunststof-soorten>
- Broeren, B. (2018). *Buiging Mechanica Sterkteleerrzoek?* (4e ed.). Den Haag, Nederland: De Haagse Hogeschool.
- Butler, D. L., Noyes, F. R., & Grood, E. S. (1980). Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee.. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 62, 259–270.
- Centraal Bureau Statistiek. (z.d.). CBS StatLine - engte en gewicht van personen, ondergewicht en overgewicht; vanaf 1981 [Dataset]. Geraadpleegd op 1 november 2018, van <http://statline.cbs.nl/StatWeb/publication/?DM=SLNL>
- Chang, M. J., Chang, C. B., Choi, J., Je, M. S., & Kim, T. K. (2014). Can magnetic resonance imaging findings predict the degree of knee joint laxity in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction? *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1). <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-214>
- China Composites. (z.d.). Advantages && Disadvantages of Carbon Fiber. Geraadpleegd op 6 november 2018, van <http://www.china-composites.net/news/advantages-disadvantages-of-carbon-fiber-1585756.html>
- Davies, H., Tietjens, B., Van Sterkenburg, M., & Mehgan, A. (2008). Anterior cruciate ligament injuries in snowboarders: a quadriceps-induced injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17(9), 1048–1051. <https://doi.org/10.1007/s00167-008-0695-7>
- Devita, P., & A Skelly, W. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Official Journal of the American College of Sports Medicine*, 24(1), 108–115.
- Dibrezzo, R., E Gench, B., M Hindson, M., King, J., & A PT, M. (1985). Peak Torque Values of the Knee Extensor and Flexor Muscles of Females. *THE JOURNAL OF ORTHOPAEOIC AND SPORTS PHYSICAL THERAP*, 07(02), 65–68.
- DIN belg Ergonomie. (2005, 1 januari). volwassen mannen beenlengte. Geraadpleegd op 4 oktober 2018, van <http://www.dinbelg.be/volwassenenmannen.htm>
- Engineers Forum. (2015, 16 januari). Thermoplastic Polyurethane – Advantages and Disadvantages of Thermoplastic Polyurethane [Forumpost]. Geraadpleegd op 6 november 2018, van <http://civilengineersforum.com/thermoplastic-polyurethane-advantages-disadvantages/>
- Fiber Glast - Development Corporation. (z.d.). Learning Center - Fundamentals of Fiberglass. Geraadpleegd op 5 november 2018, van https://www.fibreglast.com/product/the-fundamentals-of-fiberglass/Learning_Center
- Firstaid4sport.. (2017, 14 februari). Knee Brace Hinges. Geraadpleegd op 27 november 2018, van <https://www.firstaid4sport.co.uk/blog/knee-brace-hinges/>

- Fong, C., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M., & Padua, D. A. (2011). Ankle-Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics. *Journal of Athletic Training*, 46(1), 5–10. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.1.5>
- Fortiusfitness.. (2014, 13 mei). Knee & elbow sleeves: wat zijn de voordelen? - Fortius Fitness. Geraadpleegd op 27 september 2018, van <http://www.fortiusfitness.nl/artikelen/producten/knee-elbow-sleeves-wat-zijn-de-voordelen/>
- Franchi, M., Quaranta, M., Macciocca, M., Leonardi, L., Ottani, V., Bianchini, P., . . . Ruggeri, A. (2010). Collagen fibre arrangement and functional crimping pattern of the medial collateral ligament in the rat knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18(12), 1671–1678. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1084-6>
- Johnson, C. V. (2007). Coefficients of Friction for Snow - The Physics Factbook. Geraadpleegd op 4 oktober 2018, van <https://hypertextbook.com/facts/2007/TabraizRasul.shtml>
- Kea, J., Kramer, J., Forwell, L., & Birmingham, T. (2001). Hip Abduction-Adduction Strength and One-leg Hop Tests: Test-Retest Reliability and relationship to Function in Elite ice - Hockey Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 31(8), 446–455.
- Kim, S., Endres, N. K., Johnson, R. J., Ettlinger, C. F., & Shealy, J. E. (2012). Snowboarding Injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(4), 770–776. <https://doi.org/10.1177/0363546511433279>
- Kobayashi, H. I. R. O. K. A. Z. U., Kanamura, T., Koshida, S., Miyashita, K., Okado, T., Shimizu, T., & Yokoe, K. (2010). MECHANISMS OF THE ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY IN SPORTS ACTIVITIES: A TWENTY-YEAR CLINICAL RESEARCH OF 1,700 ATHLETES. *Journal of Sports Science and Medicine* (2010), 9, 669–675.
- Krevolin, J. L., Pandy, M. G., & Pearce, J. C. (2004). Moment arm of the patellar tendon in the human knee. *Journal of Biomechanics*, 37(5), 785–788. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2003.09.010>
- Mahmood, B., & Duggal, N. (2014). Lower Extremity Injuries in Snowboarders. *The American Journal of Orthopedics®*, , 502–504.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3377–3383. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.09.023>
- Nederlandse Obesitas Kliniek. (2018, 1 maart). Obesitas generator [Obesitas generator]. Geraadpleegd op 1 november 2018, van <https://www.obesitaskliniek.nl/over-obesitas/>
- Negrin, R., Uribe-Echevarria, B., & Reyes, N. (2017). Do Knee Braces Prevent Ski Knee Injuries? *Asian Journal of Sports Medicine, In Press*(In Press). <https://doi.org/10.5812/asjms.58678>
- Park, S. E., DeFrate, L. E., Suggs, J. F., Gill, T. J., Rubash, H. E., & Li, G. (2006). Erratum to “The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion”. *The Knee*, 13(1), 77–82. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2004.12.012>
- PFLUM, M. A., SHELBURNE, K. B., TORRY, M. R., DECKER, M. J., & PANDY, M. G. (2004). Model Prediction of Anterior Cruciate Ligament Force during Drop-Landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(11), 1949–1958. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000145467.79916.46>
- Plastic Insight. (z.d.). Ethylene-Vinyl Acetate (EVA) Product, Price and Market. Geraadpleegd op 6 november 2018, van <https://www.plasticsinsight.com/resin-intelligence/resin-prices/ethylene-vinyl-acetate/>
- Podraza, J. T., & White, S. C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle co-contraction during an impact-like deceleration landing: Implications

- for the non-contact mechanism of ACL injury. *The Knee*, 17(4), 291–295.
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.02.013>
- Richards, J. (2014, 21 maart). *Biomechanics of the Knee: ACL - with Professor Jim Richards* [Video]. Geraadpleegd op 1 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=vVYrHsnfMAG>
- Robinson, J. R., Bull, A. M., & Amis, A. A. (2005). Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *Journal of Biomechanics*, 38(5), 1067–1074.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.034>
- Rogenhofer, R., Hartweger, M., Rottensteiner, H., Zimmermann, A., Tabernig, M., Ponweiser, M., . . . Marcellis, T. (2007). *Lehrunterlagen Snowboard*. Wien, Österreich: Snowsports Academy.
- Saiman, M. P., Wahab, M. S., & Wahit, M. U. (2014). The Effect of Fabric Weave on Tensile Strength of Woven Kenaf Reinforced Unsaturated Polyester Composite. *Center for Composites Universiti Teknologi Malaysia*, , 52–56.
- Sapiai, N., Jumahat, A., & Hakim, R. N. (2014). Tensile and Compressive Properties of Hybrid Carbon Fiber/ Kenaf Polymer Composite. *Advances in Environmental Biology*, 8(8), 2655–2661.
- Sterett, W. I., Briggs, K. K., Farley, T., & Steadman, J. R. (2006). Effect of Functional Bracing on Knee Injury in Skiers with Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(10), 1581–1585. <https://doi.org/10.1177/0363546506289883>
- TAP Plastics. (2012, 3 mei). *The Basics of Fiberglass Fabric* [Video]. Geraadpleegd op 5 november 2018, van <https://www.youtube.com/watch?v=ioj1YBm6bJY>
- Temponi, E. F., De Carvalho Júnior, L. H., Sonnery-Cottet, B., & Chambat, P. (2015). Partial tearing of the anterior cruciate ligament: diagnosis and treatment. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, 50(1), 9–15. <https://doi.org/10.1016/j.rboe.2015.02.003>
- Tham, D. Q., Tuan, V. M., Thanh, D. T. M., Chinh, N. T., Giang, N. V., Trang, N. T. T., . . . Hoang, T. (2015). Preparation and Properties of Ethylene Vinyl Acetate Copolymer/Silica Nanocomposites in Presence of EVA-g-Acrylic Acid. *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 15(4), 2777–2784. <https://doi.org/10.1166/jnn.2015.9209>
- Thorborg, K., Serner, A., Petersen, J., Madsen, T. M., Magnusson, P., & Hölmich, P. (2010). Hip Adduction and Abduction Strength Profiles in Elite Soccer Players. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(1), 121–126. <https://doi.org/10.1177/0363546510378081>
- Tony Rogers. (z.d.). ALL YOU NEED TO KNOW ABOUT POLYPROPYLENE. Part 2. Geraadpleegd op 6 november 2018, van <https://www.creativemechanisms.com/blog/all-you-need-to-know-about-polypropylene.-part-2>
- Vallons, K., Duque, I., Lomov, S. V., & Verpoest, I. (2000). *FIBRE ORIENTATION EFFECTS ON THE TENSILE PROPERTIES OF BIAxIAL CARBON/EPOXY NCF COMPOSITES*. Geraadpleegd van Department of Metallurgy and Materials Engineering, Katholieke Universiteit Leuven
- Van Ham, D., Koppier, A., Arends, W., Sonnenga, A., & Schiltmans, J. (2012, 26 augustus). EVA (Ethyleen Vinyl Acetaat) - Technotheek. Geraadpleegd op 16 oktober 2018, van [http://technotheek.utwente.nl/wiki/EVA_\(Ethyleen_Vinyl_Acetaat\)](http://technotheek.utwente.nl/wiki/EVA_(Ethyleen_Vinyl_Acetaat))
- Xiong, J., Ma, L., Pan, S., Wu, L., Papadopoulos, J., & Vaziri, A. (2012). Shear and bending performance of carbon fiber composite sandwich panels with pyramidal truss cores. *Acta Materialia*, 60(4), 1455–1466. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2011.11.028>
- Yeow, C., Lee, P., & Goh, J. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967–1973.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.017>
- Össur. (z.d.). Welcome to Össur at www.ossur.com. Geraadpleegd op 17 januari 2019, van <https://www.ossur.com/?select-default-destination=1>