

Bacheloropleiding Orthopedische Technologie

Lomp, sterk en gewillig

Lange beenbeugels van carbon



Orthoped
Techno
Volt



B. M. J. Leermakers

Academiejaar 2009-2010

Verklaring voor gezien en vrijgave buiten het bedrijf:

Naam:

Bedrijf:

Datum:

Handtekening:

1. Voorwoord

Aan het einde van de opleiding Orthopedische Technologie wordt men geacht een eindwerk te schrijven. Voor u ligt het mijne, getiteld: *“Lomp, sterk en gewillig”*. Dit is een uitspraak van dhr. de Haan, een behandelaar binnen OIM Brabant, waar ik mijn eindstage heb vervuld. *“Lomp, sterk en gewillig”* zijn de eisen waar, volgens dhr. de Haan, een orthopedisch instrumentmaker aan moet voldoen. Voor zover ik kan beoordelen voldoe ik aan dit profiel:

Lomp: *“zich op een onwellevende en onbehouden manier gedragend”*. Hoewel ik me over het algemeen respectvol gedraag, zijn er momenten waarop lomp gedrag nodig is om tot een goed eindresultaat te komen. In mijn geval richt zich dat meestal tegen machines en materialen, wanneer deze onvoldoende meegeven in het fabricageproces van prothesen en orthesen.

Sterk: *“beschikkend over kracht of vaardigheid”*. Lichamelijk en geestelijk ben ik sterk genoeg voor het vak orthopedisch technoloog. Bovendien beschik ik over voldoende vaardigheden om creatieve oplossingen te bedenken en uit te voeren binnen dit vakgebied.

Gewillig: *“bijvoeglijk naamwoord, van goede wil”*. Ik ben van goede wil om samen met de patiënt, familieleden, artsen en andere belanghebbenden tot de beste oplossing te komen, waar iedereen zich in kan vinden.

Voor de lange beenbeugel, waar dit eindwerk over gaat, is deze uitspraak eveneens van toepassing:

Lomp: lange beenbeugels worden door patiënten over het algemeen ervaren als zwaar, grof en onhandig. In die zin zijn lange beenbeugels dus lomp.

Sterk: de beugels moeten sterk zijn om voldoende steun te bieden en het gewicht van de patiënt te kunnen dragen.

Gewillig: of een beugel een goede wil heeft kan ik niet beoordelen, maar de bedoeling van de beugel is om de patiënt beter te laten lopen. In figuurlijke zin kun je dus stellen dat de beugel van goede wil is.

Toch zult u in dit eindwerk kunnen lezen dat er verschillen zijn in de lompheid, sterkte en gewilligheid van verschillende soorten lange beenbeugels en de materialen waarmee ze vervaardigd worden. Elk met hun eigen voor- en nadelen.

Bij deze dank ik dhr. de Haan, een oude rot in het vak, voor zijn vertrouwen in mij. Verder wil ik iedereen binnen OIM Brabant bedanken voor zijn of haar aandeel in mijn stage. Ook wil ik mijn ouders en zussen bedanken voor het vertrouwen dat ze in mij hebben en dat ze me met raad en daad hebben bijgestaan. Verder mijn vrienden voor het aandeel wat ze hebben gehad in mijn opleiding. Tot slot wil ik Wendy, mijn vriendin, bedanken voor alles wat ze voor me gedaan heeft en voor de schoppen onder mijn kont die ik af en toe nodig heb gehad.

Aan allen:

Bedankt.

Bas Leermakers

Inhoudsopgave

1.	Voorwoord	2 -
2.	Samenvatting.....	6 -
2.1.	Summary	6 -
3.	Inleiding	8 -
3.1.	Geschiedenis: van boomstam tot bandje en verder.....	8 -
3.2.	Probleemstelling	9 -
3.3.	Doelstelling.....	9 -
3.4.	Opbouw	10 -
4.	Lopen met een lange beenbeugel	11 -
4.1.	Pathologie.....	11 -
4.2.	Normaal gangpatroon.....	11 -
4.3.	De zes determinanten volgens Saunders, Verne, Inman en Eberhart	12 -
4.3.1.	Uitgangspunt.....	13 -
4.3.2.	Eerste determinant: Rotatie van het bekken rond een verticale as..	13 -
4.3.3.	Tweede determinant: Bekken kanteling	14 -
4.3.4.	Derde determinant: Knieflexie tijdens standfase	14 -
4.3.5.	Vierde determinant: De drie rockers.....	15 -
4.3.6.	Vijfde determinant: Coördinatie knie- en enkelbewegingen	16 -
4.3.7.	Zesde determinant: Laterale beweging van het bekken	17 -
4.4.	Beperking in de determinanten.....	17 -
4.5.	Energieverbruik	18 -
4.5.1.	Gemiddeld energieverbruik	18 -
4.5.2.	Gewicht van de orthese	19 -
5.	Opbouw van een lange beenbeugel	20 -
5.1.	Orthesegebruik.....	20 -
5.1.1.	Alternatieven voor klassieke metalen lange beenbeugels	21 -
5.1.2.	Wensen en eisen.....	22 -
5.2.	Onderdelen van de orthese	23 -
5.2.1.	Stangen	23 -
5.2.2.	Kniescharnieren	24 -
5.2.3.	Enkelscharnieren.....	26 -
5.2.4.	Banden of kokers	27 -
6.	Materialen	28 -
6.1.	Metalen.....	28 -
6.2.	Composieten	28 -
6.2.1.	Geschiedenis van composieten	28 -
6.2.2.	Opbouw composieten	29 -
6.2.3.	Belasting	29 -
6.2.4.	Vezeloriëntatie	31 -
6.2.5.	Weefselstijlen.....	32 -
6.2.6.	Productie van carbon vezels	32 -
6.2.7.	Composieten in de orthopedie	33 -
6.3.	Materiaalvergelijking	34 -
6.4.	Gezondheid.....	36 -
6.4.1.	Breuk in composieten.....	37 -
6.5.	Overige voordelen carbon composieten.....	37 -
6.6.	Proteor®	37 -
6.7.	Schematische weergave	39 -

7.	Ervaringen van belanghebbenden.....	- 41 -
7.1.	Patiënt casus van de gevolgde patiënt.....	- 41 -
7.2.	Ervaringen van overige patiënten	- 42 -
7.3.	Ervaringen behandelaars	- 43 -
7.4.	Ervaringen voorschrijvers	- 43 -
7.5.	Voorkeur patiënten.....	- 44 -
7.6.	Verzekeringen.....	- 44 -
8.	Conclusies en aanbevelingen	- 47 -
8.1.	Conclusies	- 47 -
8.2.	Aanbevelingen.....	- 47 -
9.	Literatuur.....	- 49 -
9.1.	Informatiebronnen	- 49 -
9.2.	Overige informatiebronnen	- 50 -
9.3.	Afbeeldingen	- 50 -
9.4.	Afkortingen.....	- 51 -
10.	Bijlagen	- 53 -
10.1.	Bijlage 1: Ervaringen patiënten	- 53 -
10.1.1.	Vragenlijst.....	- 57 -
10.2.	Bijlage 2: Gangpatroon	- 61 -
10.3.	Bijlage 3: Indicaties/ contra indicaties	- 63 -
10.4.	Bijlage 4: Polio (Poliomyelitis anterior acuta)	- 64 -
10.4.1.	Motorische eenheden.....	- 64 -
10.4.2.	Geschiedenis	- 65 -
10.4.3.	Verloop van de ziekte.....	- 66 -
10.4.4.	Postpolio syndroom (PPS).....	- 67 -
10.5.	Bijlage 5: Fabricage carbon beenbeugel	- 69 -
10.5.1.	Maatname	- 69 -
10.5.2.	Fabricage carbon beenbeugel.....	- 72 -
10.5.3.	Passen	- 74 -
10.5.4.	Afwerking	- 75 -
10.6.	Bijlage 6: Maatblad voor banden.....	- 77 -

2. Samenvatting

Binnen de orthopedie bestaat een groot aanbod aan materialen die gebruikt kunnen worden. Vanuit het verleden wordt er met natuurlijke materialen gewerkt zoals metaal, leder en hout. Doordat de techniek niet stilstaat, worden er steeds meer niet-natuurlijke materialen ontwikkeld. Verschillende kunststoffen doen hun intrede.

Voor patiënten met een aandoening aan de benen kan een lange beenbeugel worden voorgeschreven. De “standaard” op het gebied van lange beenbeugels is de metaal-leder beenbeugel. Toch is een alternatieve beenbeugel beschikbaar van carbon. Het viel de auteur op dat deze aanzienlijk minder wordt gebruikt. Dat gaf aanleiding tot een onderzoek met als doel de vergelijking van de lange beenbeugel van carbon (door Proteor[®]) met de standaard. Hierbij wordt gekeken naar de materiaaleigenschappen, de opbouw van een lange beenbeugel en de manier van fabricage. Uiteindelijk worden voor- en nadelen van carbon uitgezet tegen de voor- en nadelen van de drie meest gebruikte metalen voor de lange beenbeugel, te weten RVS, aluminium en titanium.

Vervolgens worden patiënten aan het woord gelaten over de ervaringen met lange beenbeugels, zowel van metaal als carbon. Ook voorschrijvers en behandelaars komen aan het woord met ervaringen op het gebied van lange beenbeugels.

Tot slot wordt geconcludeerd dat er veel overeenkomsten zijn tussen carbon, RVS, aluminium en titanium. Bovendien hebben de genoemde materialen ongeveer evenveel voordelen. Carbon blijkt als materiaal even geschikt voor lange beenbeugels als bovengenoemde metalen. Hoewel het aantal nadelen van de metalen onderling ongeveer even groot is, heeft carbon een groter aantal nadelen. Deze vallen echter voor een groot deel te verklaren door gebrek aan informatie over en ervaring met carbon als materiaal voor de stangen van lange beenbeugels. De aanbevelingen die worden gedaan zijn er vooral op gericht om behandelaars te informeren over en ervaring te laten opdoen met carbon. Dit met als doel dat behandelaars patiënten goed kunnen informeren over de keuzemogelijkheden op het gebied van lange beenbeugels.

2.1. Summary

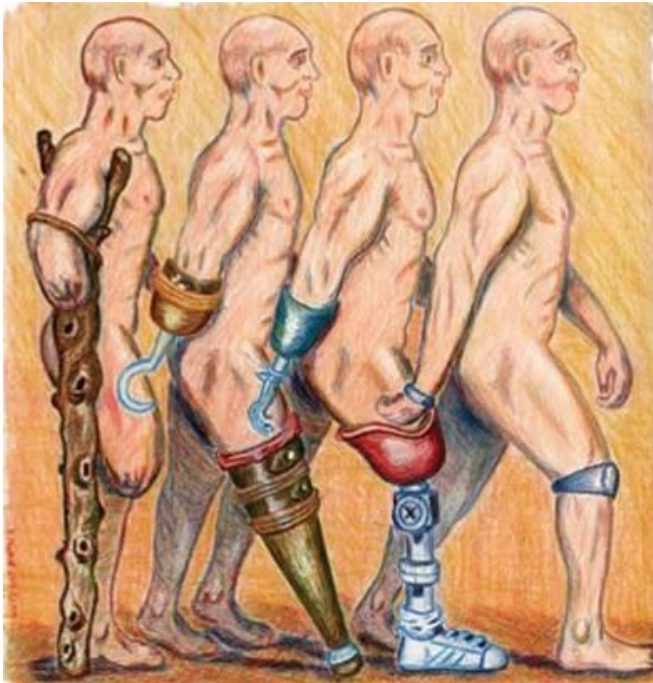
There is a great offer of materials within orthopaedics. Metal, leather and wood are materials long used in orthopaedics. Technical science is still evolving, with the development of several non-natural materials. Several plastics are currently developed and used in orthopaedics.

For patients with an affection of the legs a long leg-brace can be prescribed. The “standard” for long leg-bracing is the metal-leather brace. Yet, there is an alternative available made of carbon. The author noticed that the carbon alternative is hardly used. This lead to a research with the intention to compare the carbon long leg-brace (by Proteor[®]) to the standard. Material specifications, the construction of a brace and the way of fabrication are looked into. Eventually, the advantages and disadvantages of carbon are compared to those of the three metals most used in long leg-bracing: stainless steel, aluminium and titanium. Patients, prescribers and orthopaedic technician tell about their experiences with both carbon and metal leg-braces.

In the end it's concluded that there are a lot of similarities between carbon, stainless steel, aluminium and titanium. Thereby the mentioned materials are about equal in their number of advantages. Carbon proves to be just as good a material for leg-bracing as the earlier mentioned metals. But though the metals between them have an (about) equal number of disadvantages, carbon has significantly more. However, a large part of carbon's disadvantages are explainable by a lack of information about and experience with carbon as a material for uprights for long leg-bracing. The recommendations that are mentioned are therefore mostly directed to inform orthopaedic technicians about and give them the opportunity to have more experience with carbon. The intention is that orthopaedic technicians are better able to properly inform their patients about the possibilities regarding long leg-bracing.

3. Inleiding

3.1. *Geschiedenis: van boomstam tot bandje en verder...*



Figuur 3-1: Geschiedenis van de prothesen

Dat prothesen en orthesen niets nieuws zijn, blijkt uit het artikel “A Brief History of Prosthetics” van Norton (2007), zie ook Figuur 3-1. Hierin wordt in vogelvlucht een overzicht gegeven van de ontwikkelingen van prothesen en orthesen. Het begint met de oude Egyptenaren rond 1400 voor Christus, waar een protheseteen gedragen werd door de dochter van een hooggeplaatste priester (zie Figuur 3-2).

Na deze (cosmetische) prothese komen steeds betere technieken en materialen aan de orde. Waar in het begin voornamelijk natuurlijke materialen werden gebruikt als leder, metaal en hout, worden tegenwoordig steeds frequenter kunststoffen gebruikt.



Figuur 3-2: Egyptische prothese teen

Er wordt verder onderzoek gedaan naar lichtere en sterkere materialen, betere patiënt-fittings en betere patiënt-prothese of patiënt-orthese interface. Misschien hoeft in de toekomst iemand niet geamputeerd te worden maar volstaat een bandje om het aangedane lidmaat (zie Figuur 3-1). In dat geval is de techniek een heel eind gekomen vanaf de teen van hout (boomstam) tot aan het bandje dat de gehele functie van het lidmaat regelt.

Helaas is de techniek nog niet zover. Inderdaad, de techniek is al een heel eind ontwikkeld vanaf het moment dat de teen uit hout werd gesneden (zie Figuur 3-2). Er zijn nieuwe lichtgewicht materialen voor handen (aluminium, koolstof, titanium, etc.). OIM Brabant in Breda is een van de weinige bedrijven in Nederland die lange beenbeugels maakt van carbon. Een “standaard” voor lange beenbeugels is nog steeds metaal met leder. Wel worden kunststoffen gebruikt voor de kokers in plaats van leder, waardoor het gewicht van de beenbeugel iets afneemt.

3.2. Probleemstelling

Dit eindwerk vindt zijn oorsprong in de stage van de auteur bij OIM Brabant, alwaar deze in aanraking kwam met carbon beenbeugels. Hoewel dit een goed product lijkt, viel het op dat het desondanks weinig gebruikt wordt. Het was de auteur niet duidelijk waarom een goed product weinig gebruikt wordt. In samenspraak met de stagebegeleider C. Puertas is daarom gekeken naar verschillende aspecten van de carbon beenbeugels in vergelijking met de klassieke metaal-leder lange beenbeugel.

Hieruit vloeien een aantal vragen voort:

- Wanneer worden carbon beenbeugels gebruikt ten opzichte van metalen beenbeugels?
- Wat zijn de verschillen en overeenkomsten tussen beenbeugels van carbon en beenbeugels van metaal?
- Zijn er verschillende uitvoeringen?
- Is er verschil in fabricage?
- Hoe gaat de maatname en fabricage van een carbon beugel?
- Hoe gaat het productieproces van carbon?
- Wat zijn de ervaringen van patiënten?
- Hoe is de vergoeding voor deze beenbeugels geregeld?
- Is er voorkeur in voorschrijven tussen beide beugels?
- Zijn er mogelijke alternatieven?

In dit eindwerk zullen de huidige carbon beugels vergeleken worden met beenbeugels van metaal. Hierbij wordt uitgegaan van één gevolgde patiënt die een nieuw paar beugels nodig heeft.

3.3. Doelstelling

Om de opleiding Orthopedische Technologie van de Fontys Hogescholen goed af te sluiten wordt verwacht dat studenten binnen hun stage een onderzoek doen en daarover een eindwerk schrijven. In dit geval werd dit onderzoek verricht binnen OIM Brabant te Breda. Het doel van het onderzoek is een vergelijking te maken tussen modulaire carbon beenbeugels en de traditionele metalen beenbeugels. Hiervoor is o.a. een vergelijking gemaakt in de mogelijkheden van de materialen, materiaal-eigenschappen, pathologie, anatomie en fabricage. Bovendien wordt het hele traject van één patiënt beschreven, van maatname tot en met aflevering. Patiënten komen aan bod met ervaringen met verschillende beugels. Hierbij is gekeken naar de

biomechanica van het lopen met een lange beenbeugel en naar de pathologie van de patiënt.

3.4. Opbouw

In dit eindwerk wordt gestart met een theoretische weergave van relevante pathologie in relatie tot de lange beenbeugel. Bovendien wordt bekeken wat de invloed is van een lange beenbeugel op het looppatroon en op het energieverbruik.

Voorts wordt uitgewerkt hoe een lange beenbeugel is opgebouwd en worden de verschillende onderdelen besproken. Eveneens wordt weergegeven welke alternatieven bestaan voor het gebruik van een lange beenbeugel.

Om een goede materiaalvergelijking te kunnen maken tussen metalen en carbon beenbeugels, worden de eigenschappen van beide materialen toegelicht. Hierbij wordt in het bijzonder aandacht besteed aan composieten omdat dit materiaal relatief onbekend is bij de fabricage van lange beenbeugels. Voor de beeldvorming worden tevens de ervaringen met lange beenbeugels van verschillende belanghebbenden weergegeven.

Bij het financiële aspect wordt stilgestaan door weer te geven onder welke regeling de lange beenbeugel bij verzekeringsmaatschappijen valt en hoe vergoedingen geregeld zijn. Tot slot worden conclusies getrokken en aanbevelingen gedaan ten aanzien van lange beenbeugels.

4. Lopen met een lange beenbeugel

In dit hoofdstuk komen de pathologie en biomechanica aan bod wat betreft het lopen met lange beenbeugels. Het normale gangpatroon zal bekeken worden, evenals de beperkingen door het lopen met een lange beenbeugel. Het energieverbruik komt als laatste aan bod.

4.1. Pathologie

Lange beenbeugels worden voorgeschreven bij problemen met de knie-extensie eventueel in combinatie met enkelproblemen. Deze problemen kunnen een oorsprong hebben in o.a.:

- Afwijkingen in het neurologische systeem
- Afwijkingen aan de ligamenten
- Afwijkingen aan de spieren
- Afwijkingen aan de botstructuren

Doordat er afwijkingen zijn in het locomotorisch systeem kan een patiënt zich niet optimaal voortbewegen en is het gangpatroon niet optimaal. De gevolgde patiënt heeft op jonge leeftijd polio gekregen waardoor een groot deel van zijn beenspieren niet meer (voldoende) werkt. Om toch te kunnen lopen gebruikt de patiënt krukken (met kogelscharnieren aan onderzijde) en beenbeugels.

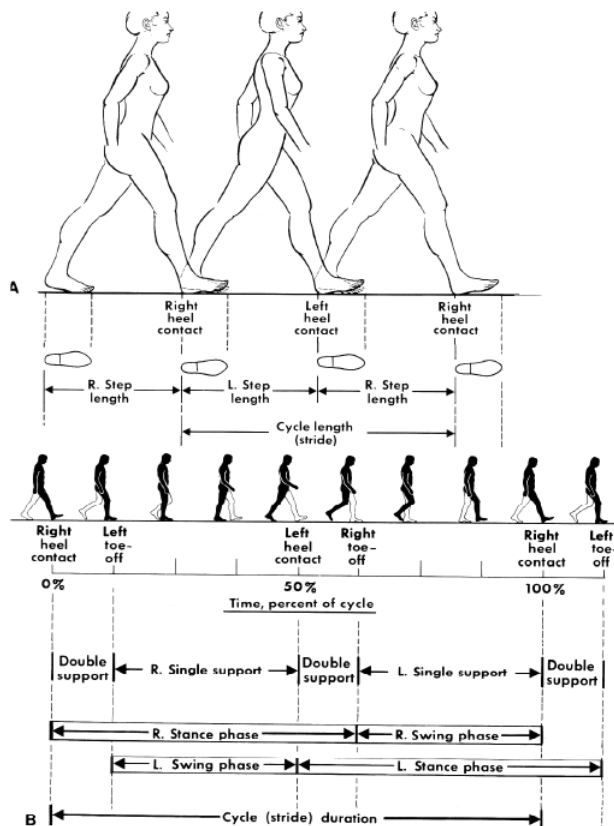
Polio (Poliomyelitis anterior acuta) is een virusziekte van het centrale zenuwstelsel waarbij de motorische voorhoorncellen van het ruggenmerg aan en de motorische kernen van het verlengde merg worden aangetast, zie verder Bijlage 4: Polio (Poliomyelitis anterior acuta). In Bijlage 3: Indicaties/ contra indicaties zijn de indicaties en contra-indicaties te vinden van de carbon beenbeugel van Proteor®.

4.2. Normaal gangpatroon

Het lopen bestaat uit een cyclische beweging van het lichaam, het zogenaamde looppatroon. Het normale gangpatroon wordt opgedeeld in een aantal delen, zie Figuur 4-1. Hierin is te zien dat het gangpatroon een cyclische herhaling is van een aantal fasen:

- Heelcontact: Dit is het eerste contact van de voet met de ondergrond.
- Foot flat: Hier is de voet geheel vlak op de ondergrond.
- Heel off: Hier komt de hiel los van de ondergrond.
- Toe off: Hier komt de voet los van de ondergrond.
- Initial swing: Het begin van de zwaai fase.
- Mid swing: Het midden van de zwaai fase.
- Terminal swing: Het einde van de zwaai fase.

In Bijlage 2: Gangpatroon worden deze fasen verder uitgelegd.



Figuur 4-1: Gangpatroon

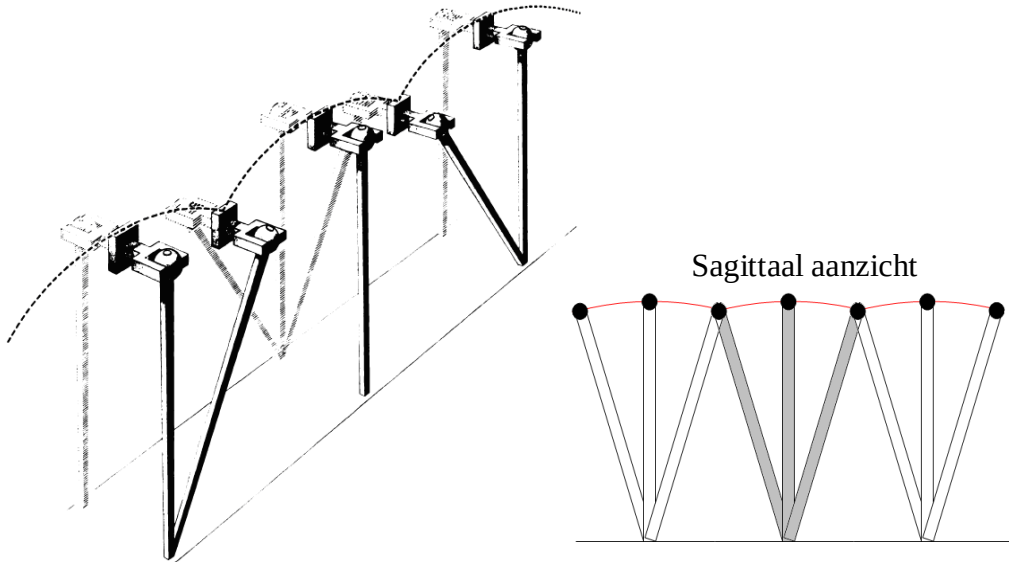
4.3. De zes determinanten volgens Saunders, Verne, Inman en Eberhart

Om zo energiezuinig mogelijk te lopen is het noodzaak dat het lichaamszwaartepunt een zo vloeiend mogelijke lijn volgt. Uitgangspositie bij Saunders e.a. (1953) is een stokfiguur met slechts flexie en extensie in de heupen (o.a. geen rotatie en geen kniewerking, zie Figuur 4-2). Hierdoor ontstaat een gangpatroon wat niet energiezuinig is. Als het been loodrecht staat, is het zwaartepunt op het hoogste punt. Als de benen uit elkaar staan, is het zwaartepunt op het laagste punt. Als de stokfiguur loopt, beweegt het lichaamszwaartepunt zich volgens een serie bogen. Het naar beneden gaan gebeurt onder invloed van de zwaartekracht (vallen als het ware). Daarna, op het minimum (als de benen het verst uit elkaar staan), gaat het lichaamszwaartepunt met een schok omhoog. Het abrupt veranderen van richting van het zwaartepunt kost veel energie. Als de overgangen tussen de bogen minder abrupt worden en de bogen zelf afvlakken, zal het voor de persoon minder energie kosten om zich voort te bewegen.

Om de bewegingen van het lichaamszwaartepunt beter te begrijpen volgen hier de zes determinanten volgens Saunders en anderen.

4.3.1. Uitgangspunt

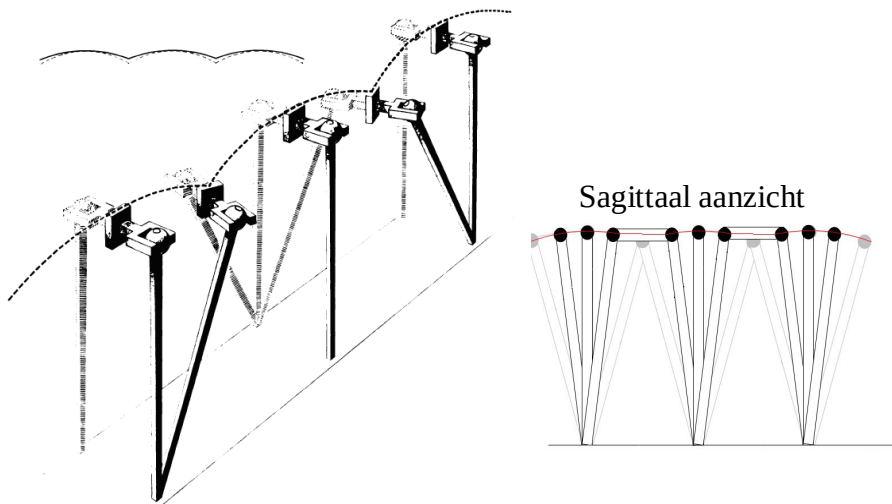
Het uitgangspunt voor de zes determinanten zijn stokfiguren met een versimpeld heupgewricht, zie Figuur 4-2. Hierbij is duidelijk te zien dat het lichaamswaartepunt bij het voortbewegen grote bogen maakt.



Figuur 4-2: Uitgangspunt voor de zes determinanten

4.3.2. Eerste determinant: Rotatie van het bekken rond een verticale as

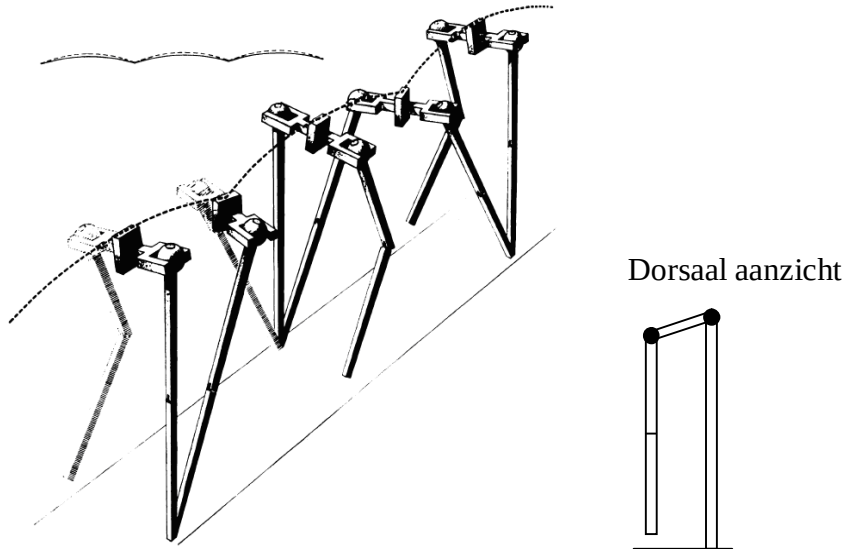
Door een rotatie rond de verticale as van het bekken toe te voegen worden de overgangen minder abrupt (het minimum komt hoger te liggen, bij dezelfde paslengte), zie Figuur 4-3. Deze rotatie bedraagt ongeveer 5° .



Figuur 4-3: Eerste determinant

4.3.3. Tweede determinant: Bekken kanteling

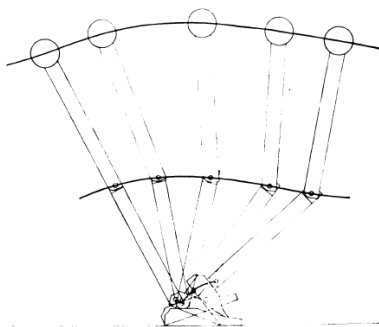
Door tijdens de standfase het bekken te kantelen (neerwaarts), komt het lichaamszwaartepunt minder hoog te liggen, zie Figuur 4-4. Dit is alleen mogelijk als er flexie is in de knie tijdens de zwaai fase (anders komt de voet vroegtijdig tegen de grond).



Figuur 4-4: Tweede determinant

4.3.4. Derde determinant: Knieflexie tijdens standfase

Door tijdens de standfase de knie van het standbeen te buigen, zal het lichaamszwaartepunt minder hoog komen. Dit is alleen mogelijk als het zwaaibeen eveneens buigt, zie Figuur 4-5.

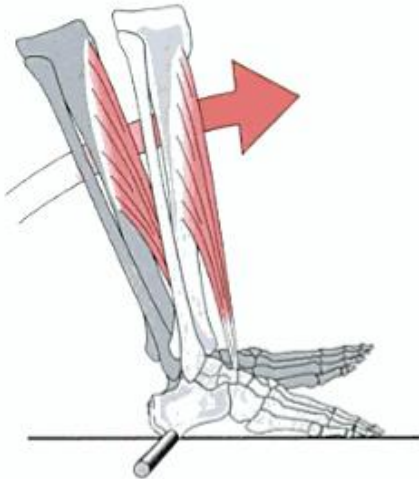


Figuur 4-5: Derde determinant

4.3.5. Vierde determinant: De drie rockers

De vierde determinant bestaat uit drie delen, de zogenaamde rockers (“schommelaars”).

Eerste rocker: Bij hielcontact zorgen de dorsiflexoren voor een gecontroleerde beweging van de plantairflexie, zie Figuur 4-6.



Figuur 4-6: Eerste rocker

Tweede rocker: Tussen de fasen Foot flat en Heel off zorgen de plantairflexoren voor een gecontroleerde dorsiflexie, zie Figuur 4-7.



Figuur 4-7: Tweede rocker

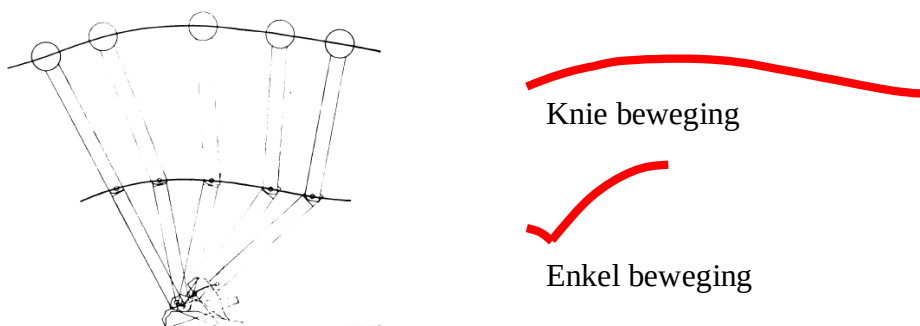
Derde rocker: De plantairflexoren zorgen voor een plantairflexie aan het einde van de standfase, zie Figuur 4-8.



Figuur 4-8: Derde rocker

4.3.6. Vijfde determinant: Coördinatie knie- en enkelbewegingen

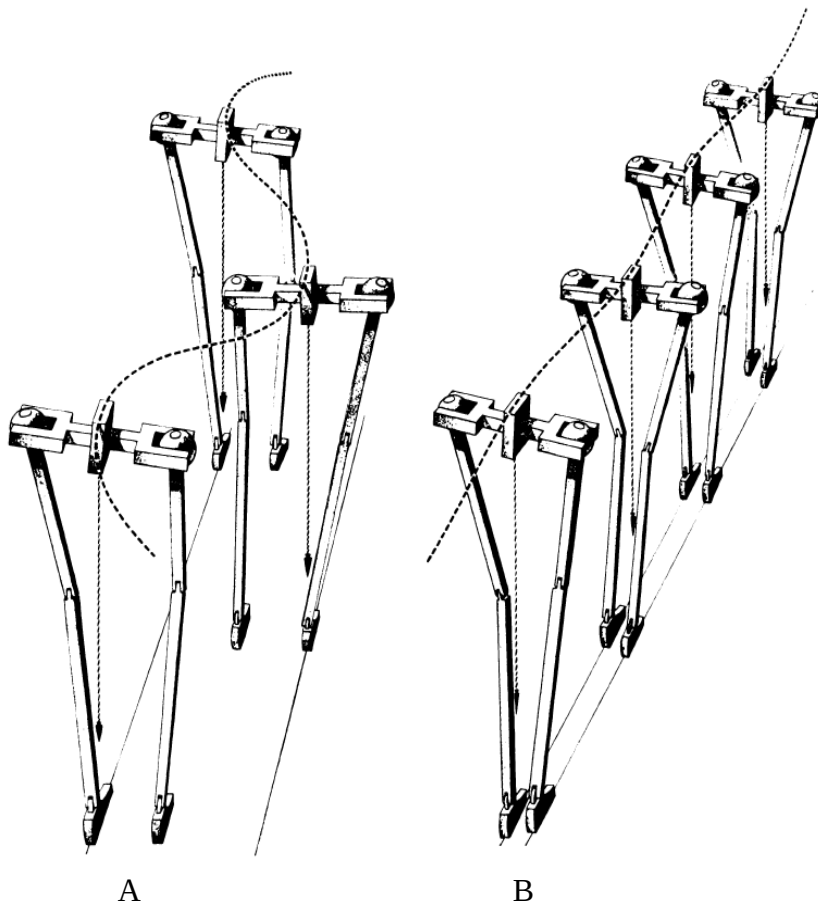
Een goede coördinatie tussen het enkelgewricht en het kniegewricht zorgt ervoor dat het heupgewricht (en daarmee het lichaamszwaartepunt) een vloeiender verloop krijgt, zie Figuur 4-9.



Figuur 4-9: Vijfde determinant

4.3.7. Zesde determinant: Laterale beweging van het bekken

Het lichaamszwaartepunt wordt bij iedere stap verplaatst naar het gewichtsdragende been. Dit houdt een (grote) laterale beweging in. De natuurlijke valgusstand in de knieën en adductie in de heupen zorgt ervoor dat de laterale beweging wordt beperkt, zie Figuur 4-10.



Figuur 4-10: Zesde determinant: (A) Zonder valgus en adductie; (B) met valgus en adductie

Door de zes determinanten legt het lichaamszwaartepunt gedurende een gangcyclus een vloeiende beweging af. Hierdoor kost het minder energie om voort te bewegen.

4.4. Beperking in de determinanten

Als er één of meerdere determinanten wegvallen (bijvoorbeeld bij een enkel arthrodese of een vaste knie) ontstaat een gangpatroon wat minder energie-efficiënt is.

De gevolgde patiënt heeft aan beide benen beenbeugels. Beide beugels hebben kniescharnieren met vaststelling. Links heeft de patiënt een vrij enkelscharnier. Rechts een enkelscharnier met dorsiflexieassistentie. Door de vergrendeling in de knie is er geen knieflexie tijdens het lopen en loopt de patiënt als het ware met twee stijve benen.

Doordat er geen flexie in de knie is tijdens het lopen vallen determinant 3 (knieflexie tijdens lopen) en determinant 5 (coördinatie knie-enkel) weg. Doordat de knie

vergrendeld is en er geen knieflexie plaats kan vinden, zullen er problemen ontstaan tijdens de zwaai fase, het zwaai been zal niet onder het lichaam kunnen doorzwaaien. De patiënt zal met zijn tenen de grond raken met gevaar om te vallen. Om dit te voorkomen zullen patiënten gaan compenseren via andere gewrichten. Volgens Kaufman e.a. (1996) zijn veel voorkomende compensaties om ruimte voor het zwaai been te creëren:

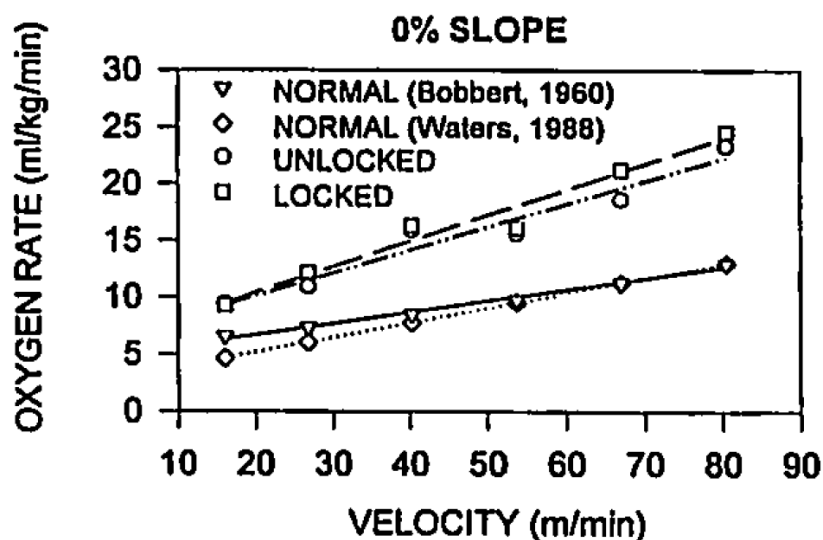
- Vaulting: Uitgesproken plantairflexie in de voet van het steunbeen, waardoor de heup hoger komt.
- Circumductie: Been in abductie doorzwaaien, eventueel gecombineerd met rompshift naar de zijde van het steunbeen.
- Heup-elevatie (pelvic hike): Heup aan de zijde van het steunbeen in abductie.

4.5. Energieverbruik

Elk persoon heeft een eigen comfortabele loopsnelheid. Deze is als volgt gedefinieerd: de snelheid waar de minste energie wordt verbruikt per afgelegde afstand. Als de persoon sneller loopt kost dit meer energie, trager lopen kost ook meer energie. Door het wegvallen van de determinanten en door de compensatiemethoden is een normaal gangpatroon niet mogelijk en zal het de patiënt meer energie kosten om zich voort te bewegen.

4.5.1. Gemiddeld energieverbruik

Volgens Kaufman e.a. (1996) neemt de energie toe bij het gebruik van een orthese met knie-vaststelling. Ook de hoeveelheid kracht in de lidmaten is van invloed op het energieverbruik, zie Figuur 4-11.



Figuur 4-11: Energieverbruik bij orthesen met en zonder knievaststelling

Uit onderzoek van Brehm e.a. (2007), is gebleken dat de loopsnelheid van mensen met PPS (postpolio syndroom) 28% lager is dan bij gezonde mensen. Het energie verbruik ligt 40% hoger bij mensen met PPS. Zowel het verlies aan spierkracht als het verschil in spierkracht links ten opzichte van rechts verklaart een groot deel van dit verschil tussen mensen met PPS en gezonde mensen.

Niet alleen de totale spierkracht en de asymmetrie van de kracht zijn van invloed op het energieverbruik. Ook de hoek waarin de knie wordt vastgezet heeft hier invloed

op. Uit een onderzoek van Ralston (1965) blijkt dat de hoek waarbij de minste energie wordt verbruikt 15° flexie is. Dit is onderzocht door proefpersonen onder diverse hoeken in te gipsen (0°, 15°, 30° en 45°). Een standaard lange beenbeugel is opgebouwd in 0° flexie.

Lopen met één of twee lange beenbeugels kost meer energie dan normaal lopen, omdat dit het natuurlijke gangpatroon belemmert. Volgens Lissens (2007) komt het energieverbruik voor het voortbewegen met een rolstoel ongeveer overeen met normaal lopen. Hierdoor gebruiken veel patiënten met lange beenbeugels voor lange afstanden liever een rolstoel. Voor korte afstanden en transfers worden de beenbeugels gebruikt.

4.5.2. Gewicht van de orthese

Uit onderzoek van Brehm e.a. (2007) komt naar voren dat patiënten een Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO) dragen om zich voort te bewegen. Het nadeel van veel KAFO's is dat ze nogal zwaar zijn. Een aanbeveling uit dit onderzoek is dat de orthesen zo licht mogelijk moeten zijn om een natuurlijk gangpatroon zo min mogelijk te belemmeren. Dit is onderzocht bij patiënten die gewoonlijk met een metaal-leder of een metaal-kunststof orthese lopen, door ze nu met een op maat gemaakte carbon-orthese te laten lopen. Van deze patiënten werden o.a. de verschillen in energieverbruik en loopsnelheid gemeten. Het gewicht van de metaal-leder of metaal-kunststof beenbeugel lag op 2.1 kg (met een standaarddeviatie van 0.8 kg). Dat van de carbon-orthesen lag op 1.4 kg (met een standaarddeviatie van 0.3 kg).

Uit dit onderzoek blijkt dat door het gebruik van de carbon-orthesen het energieverbruik is afgenomen met ongeveer 7%. Dit komt voor een groot deel door verbetering in de pasvorm en stijfheid ten opzichte van de oude orthese. Verder zijn er een aantal biomechanische aanpassingen van de orthesen gedaan, zoals bijvoorbeeld een dorsiflexie stop in de enkel, wat het energieverbruik eveneens verlaagt. Er is geen significant verschil in energieverbruik aantoonbaar door het gebruik van lichtere materialen. Bij het onderzoek is echter ook gekeken naar de tevredenheid van de patiënt. De verbeteringen die door patiënten het meest vermeld werden zijn: gewicht, pasvorm en uiterlijk. Dit geeft o.a. aan dat de patiënt het verschil in gewicht toch merkt en als positief ervaart.

Uit een onderzoek van Taktak e.a. (1995) blijkt dat er wel een verband is tussen een lichtere orthese en verminderd energiegebruik. Hierin wordt het energieverbruik van 7 patiënten met de ziekte van Duchenne vergeleken bij het dragen van traditionele lange beenbeugels en met nieuwere lichtgewicht lange beenbeugels. Een gemiddelde gewichtsvermindering van de orthese van 23% zorgt voor een vermindering in energieverbruik van 10%. Tevens werd de loopsnelheid verhoogd met 8%.

5. Opbouw van een lange beenbeugel

In dit hoofdstuk wordt de opbouw van een lange beenbeugel beschreven. Hierbij wordt gekeken welke onderdelen nodig zijn en wat de eisen en wensen van de patiënt zijn.

5.1. Orthesegebruik

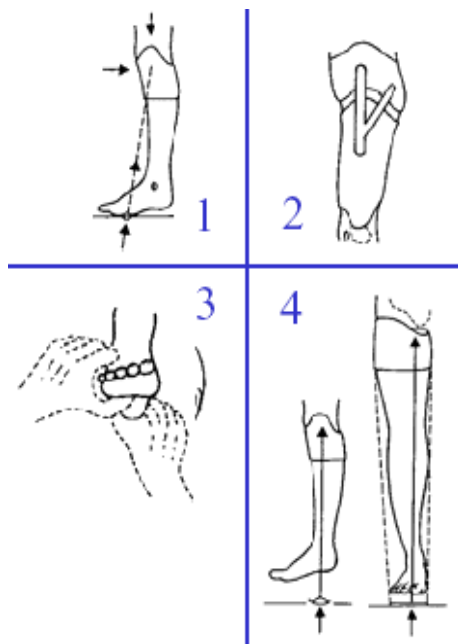
Orthesen worden veelal gedragen om problemen met een lidmaat te compenseren zodat het lidmaat nog gebruikt kan worden. Volgens Peeraer (2008) is de functie van een orthese het vervangen van een verloren of deficiënte functie. Het vervangen van verloren of deficiënte functies komt tot uiting in de volgende aspecten:

- (1) Compenseren: Bijvoorbeeld bij een verloren spierfunctie. Een orthese kan deze verloren functie compenseren.
- (2) Controleren: Een orthese kan bewegingen controleren om de mobiliteit te garanderen, waardoor de patiënt beter en veiliger kan lopen.
- (3) Corrigeren: Een orthese kan misvorming aan de ledematen corrigeren.

De vier werkingsprincipes van een orthese zijn:

1. Stabilisatie: Functionele ondersteuning voor een betere gewrichtszekerheid.
2. Fixatie: Vastzetten in een functionele houding.
3. Redressie: Correctie uitvoeren.
4. Ontlasting: Ontlasten van een lidmaat.

Deze aspecten zijn te zien in de werkingsprincipes van Figuur 5-1.



Figuur 5-1: Werkingsprincipes orthesen

Bij problemen met de knie of de spierkracht in het onderste lidmaat wordt vaak een lange beenbeugel voorgeschreven. Dit is afhankelijk van de pathologie en de wensen en eisen van de patiënt en de voorschrijvende specialist.

De vier werkingsprincipes voor orthesen zijn terug te vinden in een lange beenbeugel. Hier volgt voor ieder aspect een voorbeeld:

- (1) Stabilisatie: Door de rigide opzet van de orthese ontstaat er stabiliteit in het kniegewricht, waardoor bewegingen gecontroleerd worden.
- (2) Fixatie: Bij een kniescharnier met vaststelling wordt de knie gefixeerd, hiermee wordt een beperking in spierkracht gecompenseerd.
- (3) Redressie: Een varus- of valgusstand kan gecorrigeerd worden.
- (4) Ontlasting: Door te werken met een tuberzit, in combinatie met een vaste knie en vaste enkel, wordt het lichaamsgewicht door de orthese gedragen en kan het lidmaat ontlast worden, waardoor gebrek aan stevigheid in bepaalde botstructuren wordt gecompenseerd.

5.1.1. Alternatieven voor klassieke metalen lange beenbeugels

Voor het gebruik van klassieke metalen lange beenbeugels bestaan nog meer alternatieven dan de eerder genoemde carbon lange beenbeugel van Proteor[®]. Deze alternatieven moeten worden afgestemd op de patiënt en de pathologie van de patiënt. Mogelijke alternatieven zijn (zie Figuur 5-2):

- UTX[®] van Ambroise[®]: Een op maat gemaakte orthese van metaal met verschillende knie- en enkel scharnieren, zowel statische als dynamische kniescharnieren. Deze is anders dan een klassieke lange beenbeugel omdat deze een unilaterale opbouw heeft.
- Free Walk[®] van Otto Bock[®]: Een op maat gemaakte orthese van metaal met een dynamisch kniescharnier. Ook deze opbouw is unilateraal.
- SPL[®] van Basko[®]: Een op maat gemaakte orthese, bestaande uit carbon en een dynamisch kniescharnier met verschillende standen. Hierbij wordt geen gebruik gemaakt van voorgefabriceerde stangen van carbon.



Figuur 5-2: Alternatieven voor klassieke lange beenbeugels

5.1.2. Wensen en eisen

Samen met de voorschrijvende specialist wordt gekeken welke van de vier aspecten nodig zijn om de verloren of deficiënte functies te vervangen. Nadat duidelijk is geworden wat de opbouw van de orthese wordt, kan de orthopedisch technoloog bepalen welke onderdelen nodig zijn voor de orthese.

Een aantal zaken waar op gelet dient te worden zijn volgens Michael (2006):

- Prijs: zowel voor het bedrijf als voor de verzekering moet de prijs zo laag mogelijk zijn.
- Veiligheid: de orthese moet veilig zijn voor de patiënt waar de orthese voor bedoeld is.
- Functie: de orthese moet voldoen aan de functionele eisen van de pathologie van de patiënt.
- Gewicht: het totaalgewicht van de orthese moet zo laag mogelijk zijn.
- Betrouwbaarheid: de orthese moet lang genoeg meegaan en onderhoud moet gemakkelijk uit te voeren zijn.
- Verwerkingskosten: deze kosten dienen zo laag mogelijk te zijn om winst te maken.
- Tijd: de orthese moet binnen de gestelde tijd geleverd kunnen worden.

Buiten deze algemene zaken zal de orthese ook moeten voldoen aan de eisen van de patiënt. Daarbij wordt o.a. gekeken naar het lichaamsgewicht van de patiënt, zijn/ haar activiteitsniveau, werkzaamheden en hobby's.

Naar de wensen van de patiënt zal geluisterd moeten worden, al zijn deze soms in strijd met de overige eisen van de orthese. De voorschrijvende specialist en de orthopedisch technoloog zullen moeten afwegen in hoeverre ze de wensen van de patiënt kunnen inwilligen.

Nadat alle eisen en wensen bekend zijn, kan men met de vervaardiging van de orthese starten.

5.2. Onderdelen van de orthese

Als bepaald is aan welke eisen de lange beenbeugel moet voldoen, kunnen de onderdelen worden bepaald. Een klassieke lange beenbeugel bestaat grofweg uit:

- Stangen
- Kniescharnieren
- Enkelscharnieren
- Banden en/ of kokers

De onderdelen voor de lange beenbeugel zijn in vele soorten en maten te verkrijgen. Veel leveranciers hebben één of meerdere uitvoeringen van de onderdelen. De verschillen zitten in het gebruikte materiaal, de vorm en dikte van de onderdelen. De keuze voor een onderdeel wordt voornamelijk bepaald door het gewicht van de patiënt en diens activiteitsniveau.



Figuur 5-3: Lange beenbeugel

5.2.1. Stangen

De meest voorkomende materialen voor stangen zijn RVS, aluminium en titanium. Hiervan zijn platte en halfronde uitvoeringen verkrijgbaar, zie Figuur 5-4.

R.V.S. plat	Titanium plat	Aluminium plat	R.V.S. halfrond	Aluminium halfrond

Figuur 5-4: Verschillende stangen

Buiten het materiaal en de dikte van de stang, is de vorm van de doorsnede van de stangen bepalend voor de sterkte en stijfheid van de stang.

- Vlak: dit wil zeggen een rechthoekige doorsnede.
- Halfrond: dit wil zeggen een halve holle ellips als doorsnede.

Om het verschil tussen vlakke en halfronde stangen te begrijpen, moet het begrip traagheidsmoment worden uitgelegd. Traagheidsmoment is de mate van verzet tegen een versnelling. Het traagheidsmoment is afhankelijk van de massa en van de verdeling van de massa. Dit wil zeggen dat als de massa verder van de rotatie-as verwijderd is, er meer weerstand geboden wordt aan de versnelling. Hieruit volgt dat als er twee stangen met dezelfde oppervlakte van de doorsnede met elkaar vergeleken worden, de halfronde stang een groter traagheidsmoment heeft dan een stang met een vlakke doorsnede. Dit wil zeggen dat de halfronde stang minder snel zal buigen dan de rechte stang.

5.2.2. Kniescharnieren

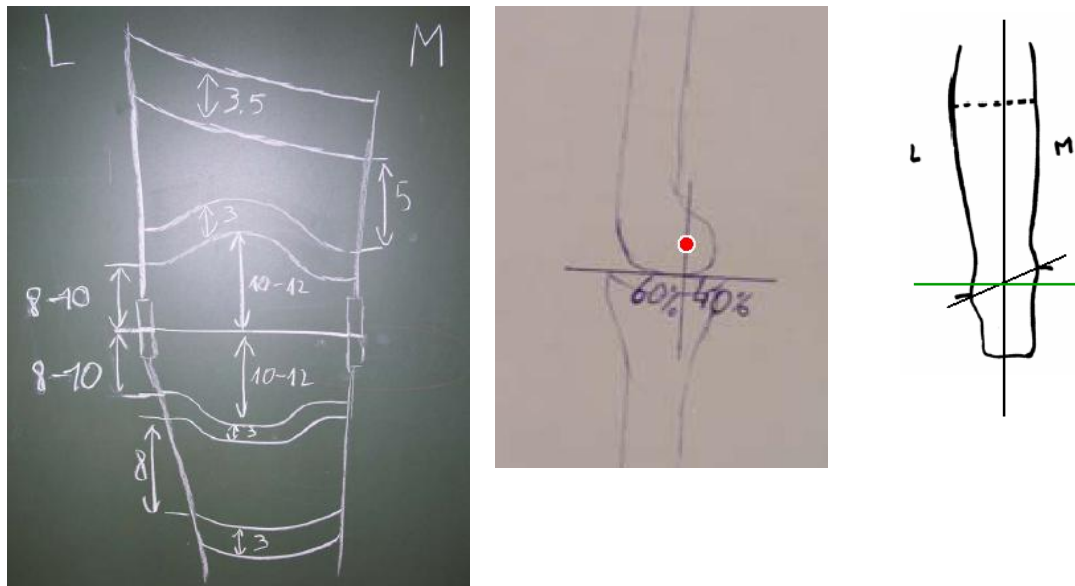
Voor de verbinding tussen het onderste en bovenste deel van de orthese wordt een kniescharnier gebruikt. De meest voorkomende uitvoeringen worden hieronder weergegeven (zie ook Figuur 5-5):

- Vrij kniescharnier: geeft zijdelingse steun.
- Naar achter gelegde kniescharnier: deze maakt het moeilijker om het been te buigen in stand, waardoor het meer stabiliteit geeft bij staan.
- Kniescharnier met vaststelling: dit geeft veiligheid tegen doorzakken.
- Dynamisch kniescharnier: geeft een vrijgave tijdens zwaai fase, maar een vaststelling tijdens standfase.



Figuur 5-5: Verschillende kniescharnieren

In Figuur 5-6 is de plaats van de scharnieren te zien ten opzichte van knie en enkel.



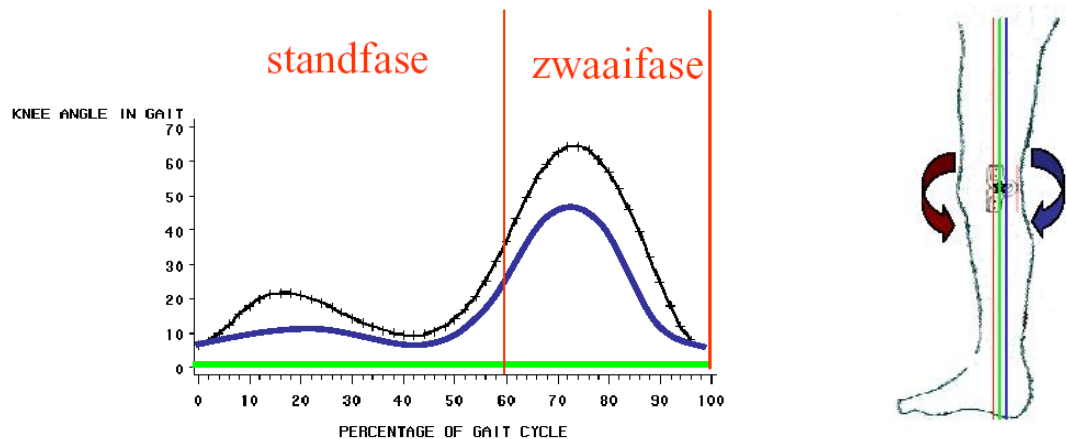
Figuur 5-6: Plaats van de scharnieren

Vrij kniescharnier

Het vrije kniescharnier geeft geen beperking voor bewegingen in het sagittale vlak, maar wel steun in het frontale vlak.

Naar achter gelegd kniescharnier

Het doel van een naar achter gelegen knie scharnier is stabiliteit geven tijdens de standfase. Met dit scharnier is er (bijna) geen beperking tijdens de zwaai fase. Het energieverbruik is lager dan bij een kniescharnier met vaststelling. Dit doordat het looppatroon meer overeenkomt met het natuurlijke looppatroon, zie Figuur 5-7. Hierin stelt de groene lijn een knie met vaststelling voor, de blauwe lijn een naar achter gelegd kniescharnier voor en de zwarte lijn een vrije knie.



Figuur 5-7: Naar achter gelegd scharnier

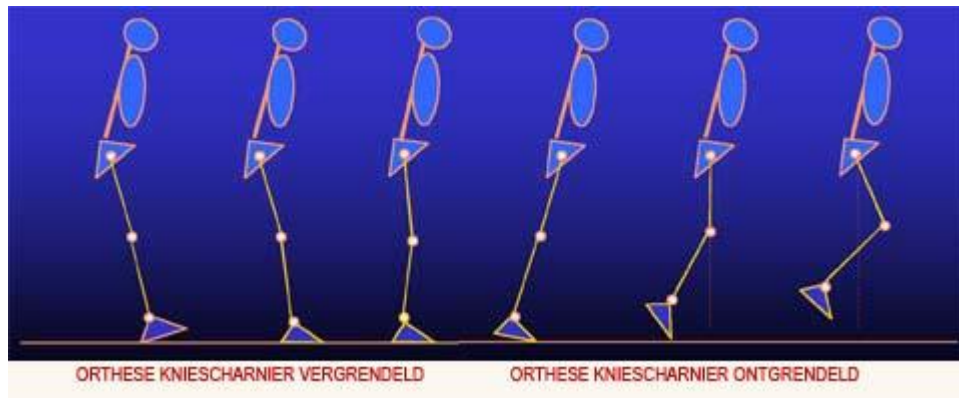
De zwaartelijns ligt vóór het fysiologische scharnierpunt. Dit geeft een extern extensiemoment in de knie. Doordat het scharnier nog verder achter de zwaartelijns ligt, is het extensiemoment in de knie groter en zal er bij stand meer stabiliteit in de knie zijn. De patiënt zal meer moeite moeten doen om de knie te buigen. Zie het rechterdeel van Figuur 5-7. De rode lijn geeft een naar voren gelegd kniescharnier weer. De groene lijn gaat door het fysiologische scharnierpunt en geeft een vrij kniescharnier weer. De blauwe lijn vertegenwoordigt een naar achter gelegd kniescharnier.

Kniescharnieren met vergrendeling

Dit kniescharnier is vergrendeld tijdens de standfase en tijdens de zwaai fase. Als de patiënt wil zitten zal de patiënt handmatig de orthese moeten ontgrendelen. De vergrendeling kan door ringvaststelling of palvaststelling gebeuren.

Kniescharnieren met dynamische vergrendeling

Dit kniescharnier blokkeert tijdens de standfase en is vrij tijdens de zwaai fase, zoals te zien is in Figuur 5-8. Dit kan gebeuren door een combinatie met een enkelscharnier: de hoek van de enkel zorgt voor vergrendeling en ontgrendeling van het kniescharnier (UTX van Ambroise[®]) of vergrendeling en ontgrendeling op hoekverandering (SPL van Basko[®]). Het voordeel van deze systemen is dat er een veilige en stabiele standfase is maar dat tijdens de zwaai fase de knie vrij is, waardoor er een natuurlijker gangpatroon ontstaat.



Figuur 5-8: Dynamische ont- en vergrendeling

5.2.3. Enkelscharnieren

Naast het kniescharnier zijn er ook verschillende enkelscharnieren. Een enkelscharnier is opgebouwd uit een scharnier en een voetplaat. Het enkelscharnier zorgt voor de verbinding tussen de onderste stangen en de schoen, zie Figuur 5-9.

Vrij	Plantair flexie stop	Dorsi flexie stop	Dorsi flexie assist	Plantair flexie assist	Dorsi flexie, plantair flexie assist

Figuur 5-9: Verschillende enkelscharnieren

Vrij enkelscharnier

Het vrij beweegbaar enkelscharnier geeft mediaal-laterale stabiliteit. Het scharnier bestaat uit een scharnier en een voetplaat, zonder nokken.

Vrij enkelscharnier met dorsiflexie en/of plantairflexie stop

Dit is in principe een vrij beweegbaar enkelscharnier, maar blokkeert te grote uitslag van de enkel. Dit doordat er op de voetplaat nokken zitten waardoor deze bij rotatie tegen het scharnier lopen.

Enkelscharnier met dorsiflexie assist

Enkelscharnier, uitgerust met een veer om de dorsiflexie te ondersteunen. De veren duwen tegen de nokken op de voetplaat, waardoor de beweging ondersteund wordt.

Enkelscharnier met plantairflexie assist

Enkelscharnier, uitgerust met een veer om de plantairflexie te ondersteunen. De veren duwen tegen de nokken op de voetplaat, waardoor de beweging ondersteund wordt.

Enkelscharnier met dorsiflexie en plantairflexie assist

Enkelscharnier uitgerust met twee veren om zowel de dorsiflexie als de plantairflexie te ondersteunen. De veren duwen tegen de nokken op de voetplaat, waardoor de beweging ondersteund wordt.

Opmerking bij de assist-scharnieren: bij scharnieren met een plantairflexie assist, wordt de dorsiflexie geremd. Bij scharnieren met een dorsiflexie assist wordt de plantairflexie geremd.

Uitlijning

Zowel de kniescharnieren als de enkelscharnieren moeten goed worden uitgelijnd. Als de scharnieren niet parallel aan elkaar staan, gaan de scharnieren wringen. Dit geeft extra slijtage aan de scharnieren en de patiënt zal meer kracht moeten zetten om de scharnieren te kunnen bewegen. Als er met maar één stang gewerkt wordt (bijvoorbeeld voor gewichtsbesparing), komt de uitlijning ten opzichte van elkaar te vervallen. De uitlijning ten opzichte van de patiënt dient nog wel goed te gebeuren.

5.2.4. Banden of kokers

Het gebruik van banden of kokers hangt af van de eisen van de patiënt en van de orthopedisch technoloog.

Kokers:

- + Betere drukverdeling door groter oppervlak.
- Minder plaats voor spierwerking.

Banden:

- + Meer plaats voor spierwerking.
- Kleinere oppervlak dus grotere druk.

Bij gesprekken met patiënten met polio blijkt dat veel van deze patiënten een voorkeur hebben voor lederen kokers. Ze hebben het gevoel dat ze goed opgesloten zitten, wat een veilig en vertrouwd gevoel geeft.

Voor het boven- en onderbeen kunnen zowel kokers als banden gebruikt worden. De materialen waaruit de banden en kokers gemaakt worden zijn voornamelijk leder met metalen verstevigingen of kunststoffen (met of zonder metalen versteviging). Verder wordt er ook carbon gebruikt voor de versteviging.

6. Materialen

In dit hoofdstuk worden de overeenkomsten en verschillen van veel gebruikte materialen voor lange beenbeugels bekeken. Van oudsher worden vooral metalen gebruikt voor de stangen van een lange beenbeugel. Als alternatief kan carbon worden gebruikt. Van beide materialen wordt bekeken wat de voor- en nadelen zijn.

6.1. Metalen

Metaal (evt. in combinatie met leder) wordt al decennia lang gebruikt voor lange beenbeugels. Doordat instrumentmakers zoveel ervaring hebben met het gebruik van metalen zijn ze goed bekend met alle eigenschappen van metaal. Men kan er goed aan rekenen, kent de eigenschappen op het gebied van sterkte, maar kent ook de zwakke punten van metaal. Eén van deze zwakke punten is het gewicht van het materiaal. Een groot gedeelte van het gewicht van een lange beenbeugel komt voor rekening van de stangen. Tegenwoordig bestaan de stangen voornamelijk uit RVS, aluminium of titanium. Bij deze laatste twee moet opgemerkt worden dat het soortelijk gewicht aanzienlijk minder is dan bij RVS. Er wordt vanuit gegaan dat bij de lezer de eigenschappen van metalen eveneens bekend zijn.

Door patiënten wordt een lichtere orthese over het algemeen als prettiger ervaren. Zodoende dat lichtere alternatieven steeds meer onderzocht en gebruikt worden. Eén van deze alternatieven (voor metalen) zijn composieten. Op de volgende pagina's worden composieten uitgebreid behandeld, zodat er een beter beeld ontstaat van deze materialen. Dit omdat composieten bij stangen voor lange beenbeugels (in Nederland) tot op heden weinig bekendheid genieten. Bovendien is het voor de vergelijking met metalen beenbeugels relevant om inzicht te hebben hoe men rekent aan composieten.

6.2. Composieten

De firma Proteor[®] uit Frankrijk is één van de weinige firma's die carbon stangen voor lange beenbeugels op de markt brengt. De carbon stangen van de firma Proteor[®] bestaan uit een composiet. Composieten zijn samengestelde materialen bestaande uit een matrix en een wapening.

- Matrix: verdeelt de belasting (trek en druk) over de wapening.
- Wapening: vangt de belasting op.

Dit is te vergelijken met gewapend beton. Hierin is het beton de matrix en de metalen netten de wapening. Het beton houdt de netten bij elkaar en de netten beschermen het beton tegen breuken en scheuren. In de orthopedie worden ook composieten gebruikt. Deze bestaan vaak uit een kunsthars (matrix) en vezels (wapening). De carbon stang van Proteor[®] bestaat ook uit een kunsthars met carbon vezels.

6.2.1. Geschiedenis van composieten

Composieten zijn geen nieuwe uitvinding volgens Unitedcomposites (2010). Door de geschiedenis heen zijn talloze voorbeelden te vinden van composieten. Enkele voorbeelden zijn:

- Multiplex: uitgevonden door de Egyptenaren omstreeks 1500 voor Christus. Dit bestaat uit hout (wapening) met lijm (matrix).
- Gewapend beton: uitgevonden door de Romeinen omstreeks 1000 voor Christus. Dit bestaat uit beton (matrix) met wapening (tegenwoordig metalen matten).

- Klei gewapend met natuurlijke vezels (zoals takken) wordt al eeuwenlang gebruikt voor bijvoorbeeld muren.

In de natuur komen ook composieten voor. Hout is bijvoorbeeld een composiet: vezels (wapening) met hars (matrix).

6.2.2. Opbouw composieten

In de orthopedie bestaat de matrix gewoonlijk uit een kunststof (hars) en de wapening uit vezels. Veelgebruikte vezels zijn Perlon, glasvezels of koolstofvezel. De vezels hebben een hoge treksterkte en de hars houdt de vezels op hun plaats. De richting van de vezels is belangrijk voor de sterkte van het composietmateriaal.

In de orthopedie is naast sterkte ook de stijfheid van een materiaal van belang. Hoe stijver het materiaal, des te meer stabiliteit het materiaal te bieden heeft. In deze context is de zogeheten E-modulus relevant.

De E-modulus (ook wel elasticiteitsmodulus of Youngs modulus) is de verhouding tussen de krachten die op een voorwerp werken en de vervorming van het voorwerp. Hoe hoger de E-modulus, des te stijver het materiaal is.

Dit wordt weergegeven in de wet van Hooke: $E = \frac{S}{e}$

Waarbij de symbolen de volgende betekenissen hebben:

E = elasticiteitsmodulus (N/mm²)

σ = spanning (N/mm²)

ϵ = specifieke vervorming (-)

Bij carbonvezels is de E-modulus in de lengterichting hoog en breedterichting laag. Carbonvezels hebben de eigenschap dat ze weinig uitrekken voordat ze breken. Veel materialen rekken eerst uit voordat ze breken.

De hars heeft een veel minder grote E-modulus. Hieruit volgt dat de uiteindelijke sterkte van het composiet wordt bepaald door de hoeveelheid hars en vezels die in het composiet zitten. De uiteindelijke E-modulus wordt dan weergegeven als:

$$E_t = E_m \cdot v_m + E_f \cdot v_f$$

Hierin is:

- E_t : Elasticiteitsmodulus van het composiet
- E_m : Elasticiteitsmodulus van de matrix
- v_m : Volumepercentage van de matrix
- E_f : Elasticiteitsmodulus van de wapening
- v_f : Volumepercentage van de wapening

Hieruit blijkt dat de hoeveelheid matrix in de composiet zo laag mogelijk gehouden moet worden om de grootste E-modulus te krijgen.

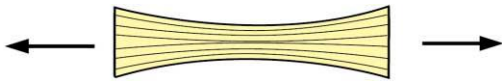
6.2.3. Belasting

Volgens Bouwmeester Advanced Composites (2010) kan een composiet hoge krachten in de lengterichting weerstaan voordat het materiaal vervormt. Loodrecht op de lengterichting zullen de krachten voornamelijk opgevangen worden door de hars om de vezels.

Op een voorwerp, wat van composiet gemaakt is, kunnen veel krachten werken. Enkele voorbeelden daarvan worden hieronder besproken:

Trekbelasting:

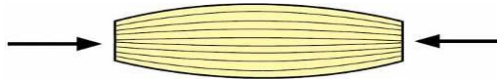
In Figuur 6-1 werken de krachten in dezelfde richting als de lengterichting van de vezels, van elkaar af. De vezels kunnen hoge (trek)krachten weerstaan in de lengterichting. De krachten worden vooral opgevangen door de vezels en nauwelijks door de hars.



Figuur 6-1: Trekbelasting

Drukbelasting:

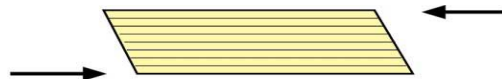
In Figuur 6-2 werken de krachten eveneens in dezelfde richting als de lengterichting van de vezels, echter hier werken ze naar elkaar toe. Hier is de stijfheid van de hars bepalend, om de vezels zo recht mogelijk te houden.



Figuur 6-2: Drukbelasting

Schuifbelasting:

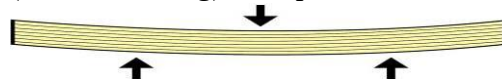
In Figuur 6-3 wordt dezelfde situatie als bij drukbelasting weergegeven, echter liggen de krachten niet op één lijn. Hierdoor verschuiven de vezels ten opzichte van elkaar. Hier is eveneens de stijfheid van de hars van belang om de vezels bij elkaar te houden.



Figuur 6-3: Schuifbelasting

Buigbelasting:

Als een composiet wordt belast op de manier weergegeven in Figuur 6-4, worden de onderste lagen uitgetrokken (trekbelasting). Tegelijkertijd worden de bovenste lagen samengedrukt (drukbelasting). De lagen in het midden ondervinden schuifkrachten (schuifbelasting) ten opzichte van elkaar.

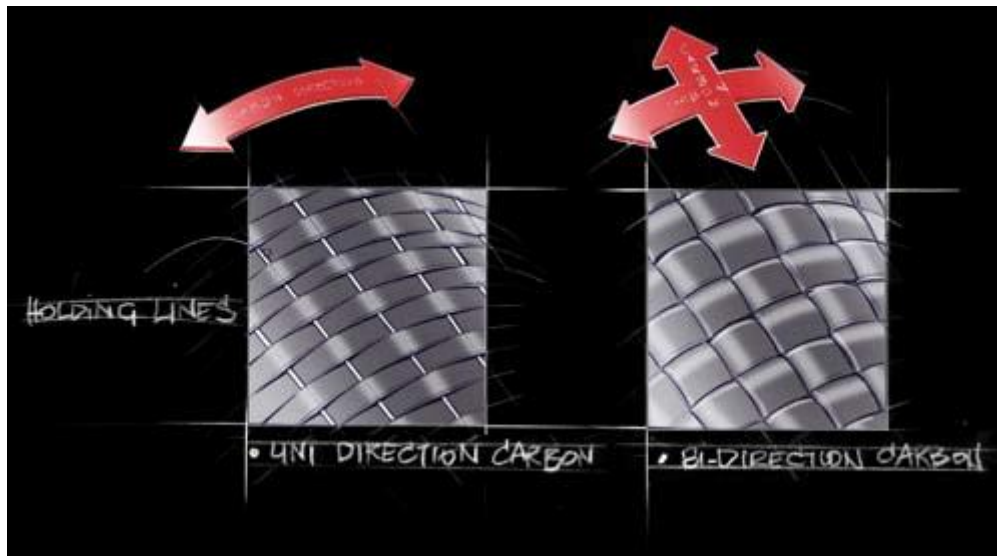


Figuur 6-4: Buigbelasting

Uit bovenstaande blijkt dat in een aantal gevallen de wapening de kracht opvangt en in andere gevallen wordt de kracht opgevangen door de matrix. Het is van belang om vooraf te weten hoe het product wordt belast. Dit alles geldt voor vezels in één richting. Om krachten in meerdere richtingen op te vangen is het ook mogelijk om vezels onder een hoek te plaatsen ten opzichte van elkaar. Zie volgende paragraaf.

6.2.4. Vezeloriëntatie

Doordat carbonvezels het sterkst zijn in de lengterichting, moeten deze aangebracht worden in de richting waarin trekbelastingen plaats vinden. Als er alleen in die richting krachten optreden is het voldoende om alle vezels in die richting te plaatsen. Als er ook krachten in andere richtingen optreden, kunnen vezels onder verschillende hoeken geplaatst worden om deze krachten op te vangen, zie Figuur 6-5.



Figuur 6-5: Uni- en bidirectioneel gelegde carbonvezels

Door de vezels onder verschillende hoeken op elkaar te leggen wordt de stijfheid in die richtingen verbeterd. Dit wordt vezeloriëntatie genoemd.

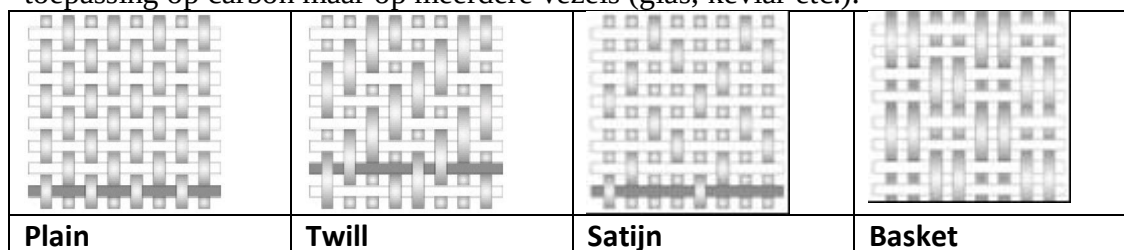
Vezeloriëntatie

- Unidirectioneel:
Alle vezels liggen in dezelfde richting. De vezels worden op hun plaats gehouden door dunne (rijg)draden of worden verlijmd.
- Bi-directioneel:
De vezels worden onderling gewoven tot een “deken”. De vezels liggen in twee richtingen.
- Multidirectioneel:
Hierbij worden de vezels onderling gewoven tot een “deken”. De vezels liggen in meerdere richtingen. Meestal worden om dit te bereiken meerdere bi-directionele dekens op elkaar geplaatst.

Om de carbon vezels te gebruiken worden de vezels samengesponnen tot garens (twijnen). Met deze garens worden “dekens” gewoven die gebruikt kunnen worden. Er zijn verschillende manieren om deze dekens te weven. Zie volgende paragraaf.

6.2.5. Weefselstijlen

Volgens Bouwmeester Advanced Composites (2010) kunnen draden op meerdere manieren tot matten gewoven worden. De weefselstijlen zijn niet alleen van toepassing op carbon maar op meerdere vezels (glas, kevlar etc.).



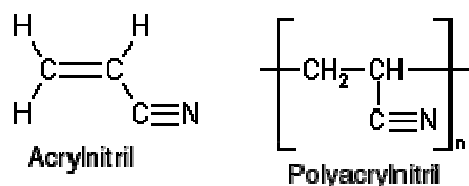
Figuur 6-6: Weefselstijlen

De weefselstijlen zoals in Figuur 6-6 worden hieronder uitgelegd.

- Plain gewoven:
De draden gaan over en onder de loodrechte draden. Hierdoor ontstaat een symmetrisch weefsel wat van structuur redelijk open is (ruimte tussen de draden).
- Twill gewoven:
De draden gaan over en onder twee of meerdere draden. Hierdoor ontstaat een diagonale lijn in het weefsel.
- Satijn gewoven:
Hier gaat de draad over en onder een ongelijk aantal draden (op de afbeelding: over drie draden en onder één draad).
- Basket gewoven:
Hier gaan meerdere draden over en onder meerdere draden heen.

6.2.6. Productie van carbon vezels

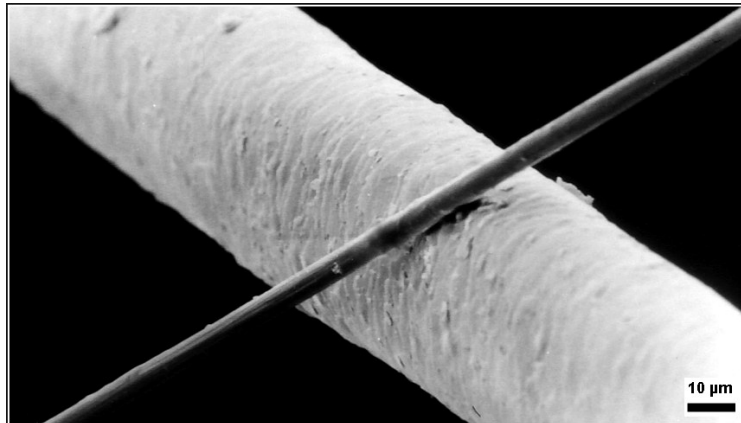
Voor de productie van carbon vezels wordt uitgegaan van het synthetische materiaal PAN (Poly Acryl Nitril). Zie voor de chemische weergave van PAN, Figuur 6-7. Om van PAN tot de uiteindelijke vezels te komen moeten er een aantal stadia doorlopen worden.



Figuur 6-7: Acrylnitril

Het materiaal wordt achtereenvolgens gecarboniseerd en geïsothermisch. Carbonisatie is een pyrolyse proces. Dit wil zeggen: ontleding van moleculen onder invloed van een hoge temperatuur bij afwezigheid van zuurstof. Geïsothermen wil zeggen: oxideren bij zeer hoge temperatuur (1200 - 1500 °C), waarbij driedimensionale koolstofketens ontstaan.

Tegelijk met het grafitiseren wordt aan de vezels getrokken, waardoor de kristallen in dezelfde richting komen te liggen. Hierdoor ontstaat de treksterkte van de vezel. Door het trekken aan de vezels ontstaat een vezel van enkele micrometers dikte. Ter vergelijking: een gemiddelde mensenhaar heeft een diameter van ongeveer 50 micrometer, zie Figuur 6-8.



Figuur 6-8: Carbon vezel in vergelijking met een mensenhaar

Na de productie van carbonvezels worden deze omringd door een matrix. De matrix die veelal gebruikt wordt is epoxyhars. Dit is een synthetische harssoort die verhardt na een chemische reactie. Een andere vorm van verharden is het verlies van oplosmiddel (sommige lijmen). Nadat de vezels zijn omringd door de epoxyhars en de juiste vorm is gemaakt, kan de epoxyhars uitharden in een oven. Overigens moet gemeld worden dat bij de productie van carbonvezels veel energie wordt verbruikt, waardoor carbon prijzig is.

6.2.7. Composieten in de orthopedie

Binnen de orthopedie wordt veel gebruik gemaakt van composieten. Prothesekokers kunnen gegoten worden door hars over tricot te gieten. Hierin is de hars de matrix en het tricot de wapening. Verder worden koolstofvezels o.a. gebruikt voor versterking van orthesen en prothesen.

Naast het gieten van composieten worden ook (deels) uitgeharde composieten in de orthopedie gebruikt. De eerder genoemde carbon beenbeugel van Proteor[®] is daar een voorbeeld van. Dit is een uitgeharde composiet die later door middel van verhitting vormbaar wordt.

Niet te verwarren met de uitgeharde carbon beenbeugel van Proteor[®] is prepreg. Ook prepreg is een composiet. Prepreg bestaat uit lagen van carbonvezels in epoxyhars welke nog niet geheel is uitgehard (PRE-imPREGnated staat voor: vooraf geïmpregneerd). De prepreg wordt in platen geleverd, waaruit vormen gesneden worden die over een gipspositief gedrapeerd worden. In een oven hardt de epoxyhars uit. Het voordeel van prepreg ten opzichte van hars gieten is de constante kwaliteit van prepreg. De vezels zijn al opgesloten in de hars, waardoor deze niet gaan vervormen tijdens het proces. Een ander voordeel is dat er weinig kans is op het insluiten van lucht omdat de vezels al geheel door de hars omgeven zijn. Ook de hoeveelheid vezels in het product is hoog (65% van het volume bestaat uit vezels).

6.3. Materiaalvergelijking

Nu de composieten en voornamelijk de carboncomposieten duidelijk zijn, kan er een vergelijking komen met andere materialen die voor stangen gebruikt worden in de orthopedie. Namelijk: RVS, aluminium en titanium. De voor- en nadelen voor orthopedisch technoloog om voor deze materialen te kiezen worden opgesomd in Tabel 1.

Tabel 1: Voor- en nadelen van metalen en carbon

	RVS	Aluminium	Titanium	Carbon
Voordelen	Lage prijs. Goed te verwerken Bestand tegen metaal moeheid Sterk	Licht Hoge sterkte-gewicht ratio	Sterk Licht Bestand tegen metaal moeheid	Licht Makkelijk te verwerken Bestand tegen materiaal moeheid
Nadelen	Zwaar	Slecht bestand tegen metaal moeheid	Duur Moeilijk te verwerken	Duur Anisotroop dus moeilijker aan rekenen

Van deze materialen wordt RVS het meest gebruikt. Het is relatief goedkoop, sterk en bestand tegen metaalmoeheid. Een nadeel van RVS is dat het zwaar is. Uit hoofdstuk 4 blijkt dat als een orthese licht is, de patiënt minder energie nodig heeft om zich voort te bewegen. Vanuit dit punt gezien zouden aluminium en titanium, wat betreft de metalen, de voorkeur genieten. Een nadeel van aluminium is dat het minder goed bestand is tegen metaalmoeheid en daarom minder geschikt is voor patiënten met een hoog activiteitsniveau. Er is een grotere kans dat de stangen zullen breken. Titanium daarentegen is goed bestand tegen metaalmoeheid maar is duurder en zal daarom minder worden toegepast.

Carbon is licht, gemakkelijk te verwerken (dus minder duur in arbeidsloon) en bestand tegen materiaalmoeheid. Het nadeel is dat het materiaal duur is. Uit Tabel 1 blijkt een ander nadeel van carbon: omdat het anisotroop is, is er moeilijker aan te rekenen. Dit is moeilijk voor ontwerpers omdat carbon zich anders gedraagt dan metaal. Metalen hebben in alle richtingen dezelfde eigenschappen. Composieten hebben andere eigenschappen: sterk in de lengterichting, minder in de andere richtingen.

Metalen zijn, over het algemeen, isotroop en composieten anisotroop. Isotroop wil zeggen dat de eigenschappen van een materiaal in iedere richting bekend en gelijk zijn. Bij anisotrope materialen zijn deze eigenschappen niet gelijk. De eigenschappen van het composiet zijn afhankelijk van de richting waarin de vezels gelegd zijn. Van belang zijn de soortelijke massa (dichtheid), de E-modulus en de treksterkte. In Tabel 2 zijn de eigenschappen van deze materialen uitgezet, samen met enkele andere materialen die gebruikt worden in de orthopedie.

Tabel 2: Dichtheid, sterkte en stijfheid. Bron Klasson (1995)

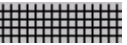
Materiaal	Soortelijke massa (Kg/m ³)	E-modulus (N/mm ²)	Specifieke E-modulus	σ (N/mm ²)	Specifieke σ
Vezels					
E-glas	2540	70000	27,6	1500	0,59
S-glas	2500	85000	34,0	2100	0,84
Carbon (HS)	1800	230000	128,0	3500-8000	1,95-4,45
Carbon (HM)	1800	400000	222,0	2100-6000	1,17-3,33
Boron	2630	400000	152,0	2100-4100	0,80-1,56
Kevlar	1450	150000	103,0	3700	2,55
SiC	2200	500000	227,0	7000	3,18
Polyurethaan	100	70000	63,6	1500	1,36
Metalen					
Aluminium	2700	70000	25,9	230-700	0,085-0,26
Staal	7900	210000	26,6	500-2200	0,063-0,28
Titanium	4500	115000	25,6	440	0,097

Hieruit blijkt dat de eigenschappen van alle materialen goed zijn. Het veelgebruikte staal heeft goede eigenschappen (hoge E-modulus, dus zeer stijf) en een hoge treksterkte.

Echter wanneer de eigenschappen worden uitgezet ten opzichte van de soortelijke massa (specifieke E-modulus en specifieke treksterkte), dan blijkt dat staal minder goed scoort. Carbon, Boron en SiC (Silicon Carbide) hebben een betere specifieke waarde (een hogere waarde). Hieruit blijkt dat van deze stoffen minder gewicht nodig is om dezelfde functie te verkrijgen.

In Tabel 3 zijn de eigenschappen van staal en aluminium uitgezet tegen carbonvezels in verschillende richtingen.

Tabel 3: Materiaaleigenschappen, bron: www.refitech.nl/ (2010)

Eigenschappen	Eenheid	Metaal		koolstofvezel/Epoxy (60% vezelgehalte)		
		staal	aluminium	Uni directioneel	bi directioneel	(als het ware) isotroop
						
E-modulus	[gpa]	205	70	130	70	50
Treksterkte	[gpa]	0,550	0,350	2,000	0,950	0,680
Druksterkte	[gpa]	0,355	0,275	1,300	0,720	0,520
Buigsterkte	[gpa]	0,355	0,275	1,850	0,850	0,600
Soortelijk massa	[kg/m ³]	7850	2700	1560	1560	1560
Specifieke E-modulus	[-]	25	26	83	45	32
Specifieke treksterkte	[-]	7	13	128	61	44
Specifieke buigsterkte	[-]	58	377	7602	3493	2465
				Vezels in 1 richting	Vezels onder 90°	vezels in alle richtingen

De verschillen in waarden tussen Tabel 2 en Tabel 3 komen voort uit het feit dat in Tabel 2 alleen de wapening is gebruikt bij carbon en in Tabel 3 wordt ook de matrix meegenomen (60% van het volume zijn vezels, dit in tegenstelling tot Prepreg, waar het volume aan vezels 65% is).

Uit Tabel 3 blijkt dat de specifieke E-modulus en specifieke treksterkte bij unidirectioneel gebruik van carbon het hoogst zijn. Als er ook krachten in andere richtingen zijn, kunnen er beter bi-directionele of isotrope vezels gebruikt worden.

Uit de voorgaande gegevens blijkt dat carbon, mits juist toegepast, zich kan meten met de metalen die nu voor stangen gebruikt worden.

6.4. Gezondheid

Wat betreft de fysieke eigenschappen lijkt carbon een goed materiaal om mee te werken. Een punt van aandacht is echter de verwerking van het product. Bij werken met metalen zijn de aandachtspunten wat betreft de persoonlijke veiligheid bekend (veiligheidsbril bij slijpen/ schuren, gehoorbescherming e.d.). Volgens R. Schilpzand (2007) komt er bij koolstof nog een ander punt om de hoek kijken: koolstof is verdacht kankerverwekkend. Bij een kankerverwekkende stof is het bewezen dat het kankerverwekkend is. Bij een verdacht kankerverwekkende stof is dit niet bewezen maar is het wel mogelijk.

Bij dierproeven is aangetoond dat koolstof met een deeltjesgrootte kleiner dan 10 micrometer leidt tot een verhoogde kans op wilde celdeling. Wat kan leiden tot (long-)kanker. Dus voor dieren staat het vast dat koolstof kankerverwekkend is. Tijdens onderzoek onder groepen mensen die regelmatig in contact komen met koolstof is geen verhoogd aantal gevallen van longkanker aangetroffen. Toch is bovenstaande reden genoeg om een aantal voorzorgsmaatregelen te treffen bij het werken met koolstof.

Een aantal tips die gegeven worden door Schilpzand (2007) zijn:

- Omsluit de armen goed tijdens de werkzaamheden, dit i.v.m. irritatie van de huid.
- Werk altijd met afzuigapparatuur.
- Controleer de werkplek op zwarte stof, als dit aanwezig is, werkt de afzuiging niet voldoende.
- Gebruik de juiste adembescherming.
- Gebruik handschoenen en adembescherming maar éénmaal.
- Gebruik een stofzuiger met HEPA of ULPA filter.
- Gebruik geen bezem of perslucht om iets schoon te maken.
- Werk met gezond verstand.

Als met carbon gewerkt wordt (en zeker bij slijpen, zagen en schuren omdat er dan kleine deeltjes ontstaan) is het verstandig op te letten en de juiste bescherming te gebruiken. Als het niet mogelijk is om het gehele productieproces af te schermen, is het raadzaam om persoonlijke beschermingsmiddelen te gebruiken, zoals weergegeven in Figuur 6-9.



Figuur 6-9: Hepa filter en beschermingsmaskers

6.4.1. Breuk in composieten

Ondanks dat carbon-composieten sterk zijn en goede impact eigenschappen hebben, komt het voor dat een stang breekt. Voordat de stang breekt is er weinig tot niets te zien aan deze stang. Bij metalen vormen zich (haar-)scheurtjes rond de plek waar deze zal gaan breken, waardoor een zwakke plek zichtbaar wordt. Dit is niet het geval bij composieten.

Hierbij moet worden opgemerkt dat als de composiet eenmaal gebroken is, het niet gerepareerd kan worden zoals bij metalen (het kan niet gelast worden). Bij een breuk is het materiaal zeer scherp, waardoor er snijwonden kunnen ontstaan.

6.5. Overige voordelen carbon composieten

Buiten de sterkte-gewicht-eigenschappen en gezondheidsrisico's die carbon met zich meebrengt zijn er nog een aantal eigenschappen die het overwegen waard zijn volgens Unitedcomposites (2010):

- Zeer grote mate van vormvrijheid. Het is relatief eenvoudig om complexe producten te produceren. Denk hierbij aan gegoten beenkokers.
- Hoge mate van integratie mogelijk. Het is mogelijk om dragende delen zoals ophangingen voor scharnieren in het product te integreren.
- Materiaal kan op maat gemaakt worden. Het kan aangepast worden aan de belastingen die inwerken op het product.
- Uitstekende vermoeiingseigenschappen ten opzichte van metaal.
- Uitstekende bestendigheid tegen zuren, chemicaliën e.d.
- Carbon roest niet.
- Composieten hebben uitstekende RAM eigenschappen (Radar Absorbing Materials). Hierdoor is het ook geschikt in het ziekenhuis (Röntgen en MRI).
- Uitstekende impact eigenschappen.
- Carbon is een elektrische isolator. Het geleidt geen stroom.
- Thermische isolatie.

6.6. Proteor®

Uit de vergelijking is af te leiden dat carbon een geschikt materiaal is voor orthesen: licht en toch sterk. Toch zijn er maar weinig bedrijven die carbon stangen voor lange beenbeugels leveren. Eén van de weinige leveranciers van carbon stangen is de firma Proteor® uit Frankrijk. Deze firma levert een heel gamma aan orthesen voor het

onderste lidmaat. Buiten de lichtgewicht carbon stangen en banden worden ook scharnieren en voetplaten geleverd.



Figuur 6-10: Carbon stang met structuur

In Figuur 6-10 is de carbon stang van Proteor[®] te zien. Hierin is duidelijk de carbon-structuur te zien. De stangen hebben een unidirectionele opbouw en zijn in verschillende maten verkrijgbaar (S,M,L). De carbon banden zijn in verschillende soorten (dijbanden en kuitbanden) en maten verkrijgbaar.

Doordat de banden en stangen thermisch te vervormen zijn, is het mogelijk om een goede pasvorm te verkrijgen. Tevens is er de mogelijkheid om kokers te maken met de carbon banden als versteviging. Bij de fabricage moet hier dan wel rekening mee gehouden worden. Voor de fabricage van een carbon beenbeugel wordt verwezen naar Bijlage 5: Fabricage carbon beenbeugel.

Een veel gehoord verweer om geen carbon beenbeugels te gebruiken is: “Carbon is niet aanpasbaar als het klaar is”. Dit klopt over het algemeen voor gegoten structuren met carbon. De stangen en banden van Proteor[®] zijn echter, zelfs na uitharding, nog aanpasbaar door de stang opnieuw te verwarmen. Dus als er iets in het lidmaat van de patiënt verandert, kan dit toch aangepast worden. Hierbij moet worden vermeld dat dit niet oneindig kan. De banden kunnen tot acht keer worden verwarmd en de stangen tot drie keer. Dit verwarmen moet gebeuren in de oven, niet met een föhn. Dit omdat de carbon dan te plaatselijk wordt verhit, waardoor de carbon kan scheuren.

6.7. Schematische weergave

Om een overzicht te krijgen van zowel overeenkomsten als voor- en nadelen per materiaal zijn hieronder twee schema's weergegeven. Hierbij moet vermeld worden dat ervan uitgegaan wordt dat de patiënt niet in aanmerking komt voor een lange beenbeugel. Dit zou de mogelijkheden namelijk te uitgebreid maken. In alle gevallen wordt uitgegaan van modulaire lange beenbeugels, waarbij in het geval van de carbonvariant is uitgegaan van de versie van Proteor[®]. Wat betreft de metalen wordt onderscheid gemaakt tussen RVS, aluminium en titanium.

Allereerst een weergave van de overeenkomsten tussen metalen en carbon beenbeugels:

- Voldoen aan de functionele eisen van de lange beenbeugel.
- Opbouw is gelijk.
- Dezelfde soorten enkel- en kniescharnieren kunnen in de beugel geïntegreerd worden.
- Dezelfde banden en kokers kunnen in de beugel geïntegreerd worden.
- Veiligheid van de producten is gelijk.
- Betrouwbaarheid is gelijk.
- Invloed op het gangpatroon is gelijk.
- Vormvrijheid en mogelijkheden tot maatwerk zijn gelijk.
- Pathologische indicaties zijn gelijk.
- Persoonlijke voorkeur van behandelaars en patiënten spelen een even grote rol bij de keuze voor de betreffende beenbeugel.
- Verzekeringstechnisch is de vergoeding voor beide typen beugels gelijk. De vergoeding wordt in alle gevallen door de verzekeringsmaatschappij bepaald.
- Beide typen beugels vallen onder dezelfde Cliq-code.

Hieronder volgt een schematische weergave van de voor- en nadelen van stangen van RVS, aluminium, titanium en carbon van Proteor[®].

Tabel 4: Voor- en nadelen van verschillende materialen

	RVS	Aluminium	Titanium	Carbon
Voordelen	- Goedkoop materiaal - Platte en halfronde stang beschikbaar - Goed te verwerken - Bestand tegen metaalmoeheid - Sterk - Isotroop - Geen grote gezondheidsrisico's - Aankondiging voor breuk (haarscheur) - Breuken zijn te repareren - Vertrouwd gevoel (patiënt) - Ervaring met het materiaal	- Licht - Lager energieverbruik - Platte en halfronde stang beschikbaar - Hoge sterkte-gewicht verhouding - Isotroop - Geen grote gezondheidsrisico's - Aankondiging voor breuk (haarscheur) - Breuken zijn te repareren - Vertrouwd gevoel (patiënt) - Ervaring met het materiaal	- Licht - Lager energieverbruik - Platte en halfronde stang beschikbaar - Sterk - Bestand tegen metaalmoeheid - Isotroop - Geen grote gezondheidsrisico's - Aankondiging voor breuk (haarscheur) - Breuken zijn te repareren - Vertrouwd gevoel (patiënt) - Ervaring met het materiaal	- Licht - Snellere fabricage - Contourtekening maatname - Lager energieverbruik - Makkelijk te verwerken - Bestand tegen materiaalmoeheid - Hoge stijfheid en buigsterkte - Hoge druksterkte - Goede RAM-eigenschappen - Elektrische isolatie
Nadelen	- Zwaar - Fabricage duurt langer - Gipsmaatname - Hoger energieverbruik - Geleidt stroom	- Fabricage duurt langer - Gipsmaatname - Geleidt stroom - Slecht bestand tegen metaalmoeheid	- Fabricage duurt langer - Gipsmaatname - Duur - Moeilijk te verwerken - Geleidt stroom	- Duur - Alleen platte uitvoering - Gezondheidsrisico - Geen aanduiding voor breuk - Breuk is niet te

				repareren - Anisotroop - Negatieve ervaringen uit het verleden - Eigenschappen minder bekend - Geen vertrouwd gevoel (patiënt) - Opnieuw leren lopen bij overstap
--	--	--	--	--

Samenvattend kan gesteld worden dat de vier genoemde materialen, behalve veel overeenkomsten, de nodige verschillen hebben. Het valt op dat het aantal voordelen per materiaal ongeveer gelijk is. Daarnaast is het aantal nadelen van de metalen aanzienlijk minder dan die van carbon. Een verklaring hiervoor moet vooral gezocht worden in de relatieve onbekendheid van carbon als stang in een lange beenbeugel. Om dit te illustreren kan men stellen dat het voor een patiënt niet noodzakelijk is opnieuw te leren lopen met een carbon beenbeugel, wanneer de carbonvariant de eerste beenbeugel is die de patiënt aangemeten krijgt. Dit nadeel komt dan te vervallen. Een aantal andere nadelen die in het schema genoemd worden zijn direct te koppelen aan het feit dat over het algemeen minder informatie beschikbaar is over en ervaring is met de carbon beenbeugel. Dit geldt voor de volgende nadelen:

- Anisotroop (aanrekenen): Wanneer behandelaars meer ervaring zouden hebben met carbon als materiaal voor lange beenbeugels, zou men vaardiger zijn in het aanrekenen.
- Geen vertrouwd gevoel: Wanneer patiënten meer ervaringen zouden hebben met carbon beugels in plaats van de metalen varianten, zou het vertrouwde gevoel waarschijnlijk juist aan de carbon beugel toegeschreven worden.
- Negatieve ervaringen in het verleden: Indien zowel patiënten als behandelaars als voorschrijvers meer ervaring opdoen met carbon beugels, stijgt hiermee het aantal positieve ervaringen. Daardoor komen de negatieve ervaringen (uit het vroege ontwikkelingsstadium) meer op de achtergrond te staan.
- Materiaaleigenschappen zijn minder bekend: Naarmate behandelaars meer informatie krijgen en ervaring opdoen met het gebruik van carbon als materiaal voor lange beenbeugels, raken ze meer bekend met de materiaaleigenschappen.

Wanneer de nadelen van carbon beugels die toe te schrijven zijn aan gebrek aan informatie en ervaring met het materiaal, buiten beschouwing worden gelaten, is het aantal resterende nadelen van carbon ongeveer gelijk aan het aantal nadelen van de metalen.

Op basis van deze vergelijking kan men concluderen dat de vier materialen even geschikt zijn voor het gebruik in lange beenbeugels. Uiteraard heeft elk materiaal zijn eigen voor- en nadelen en op basis van deze aspecten kan een persoonlijke voorkeur bij een patiënt en/ of behandelaar voorkomen.

7. Ervaringen van belanghebbenden

In dit hoofdstuk worden de ervaringen van de patiënten met lange beenbeugels bekeken. Verder worden ook de voorkeuren van de klinisch specialist en de orthopedisch behandelaars bekeken. Als laatste komt het vergoedingstelsel aan bod. In de tijd dat C. Puertas bij Loth Prothesen in Utrecht werkzaam was, begeleidde dhr. Puertas ongeveer 50 patiënten met een carbon beenbeugel. Een vijftal patiënten hebben C. Puertas gevolgd nadat deze was overgestapt naar OIM Brabant. Eén van deze patiënten is degene die voor dit eindwerk gevolgd werd. Deze patiënt is binnengekomen voor een nieuw paar beugels, omdat de vernieuwingsperiode verstreken was.

Aan de overige vier patiënten is een vragenlijst toegezonden om de ervaringen met de carbon beugel vast te leggen (zie Bijlage 1: Ervaringen patiënten). Helaas is er slechts één vragenlijst retour gestuurd. Dit is te weinig om een goed onderbouwde conclusie te genereren. Toch wordt deze vragenlijst wel opgenomen in dit eindwerk om een vollediger beeld te vormen.

7.1. *Patiënt casus van de gevolgde patiënt*

Achtergrond:

Geslacht: man

Leeftijd: 56 jaar

Gewicht: 77 kg

Lengte: 1,64 m

Werkzaamheden: Organisatie adviseur

Hobby's: Zeilen, zwemmen, krachttraining, koi karpers kweken

Activiteiten niveau: Hoog

Pathologie: Polio

Spierkracht: Weinig spierkracht in de benen en heupen. (0 tot 1 op de MRC schaal).

Orthesen: Bilaterale knie-enkel-voet-orthese.

Scharnieren links: een kniescharnier met vaststelling en een vrij enkelscharnier.

Scharnieren rechts: een kniescharnier met vaststelling en een enkelscharnier met dorsiflexie assist.

De patiënt heeft op jonge leeftijd polio gekregen waardoor een groot deel van zijn beenspieren niet meer (voldoende) werkt. Om toch te kunnen lopen gebruikt de patiënt krukken (met kogelscharnieren aan onderzijde) en beenbeugels. De patiënt gebruikt zijn beugels de gehele dag. Verder heeft de patiënt geen relevante pathologieën. De patiënt kan de beugels zelfstandig aan- en uitkrijgen. Zonder beugels zou de patiënt niet zelfstandig kunnen lopen en zou aan een rolstoel gebonden zijn.

In het dagelijks leven adviseert de patiënt organisaties om beter te renderen. Hiervoor is de patiënt dagelijks lang onderweg met de auto, waarbij de patiënt zelf rijdt. Om te kunnen lopen gebruikt de patiënt krukken, waar de patiënt erg op steunt. Om dit te kunnen volhouden doet de patiënt aan krachttraining van het bovenlichaam.

Wat betreft de pasvorm heeft de patiënt veel ruimte in de beugel. Alleen aan de zijkant wordt het been tegengehouden door neopreen. De sluitbanden worden niet heel strak gezet, met uitzondering van de sluitband onder de knie. Op deze band steunt de patiënt veel.

De patiënt is zeer tevreden met de lange beenbeugels. Dhr. kan zijn werk en hobby's staand doen en hoeft geen gebruik te maken van een rolstoel. De patiënt geeft aan dat deze beugels snel droog zijn, wat een voordeel is bij het uitvoeren van de hobby's. Bij navraag geeft de patiënt aan dat de snelheid van lopen niet is toegenomen, maar dat het minder energie kost.

In het verleden heeft de patiënt verschillende beenbeugels gehad. In eerste instantie heeft de patiënt een metaal-lederen beenbeugel gehad, gekoppeld aan een lumbaal korset. Dit was een beugel met knievaststelling en twee vrije enkelscharnieren. Hierna is een metaal-lederen beenbeugel zonder lumbaal korset gemaakt. In de loop der jaren heeft de patiënt een aantal van deze beenbeugels gehad. Na verloop van tijd is er een enkelscharnier met dorsieflexie assist bijgekomen.

De patiënt is met de carbonbeugels in contact gekomen toen dhr. voor een reparatie aan de oude metalen beugels bij Loth Prothesen in Utrecht kwam. Nadat de patiënt informatie over de carbon beugels had gekregen en gebruikstermijn van de oude beugels was verstreken is de patiënt overgegaan op de aanschaf van carbonbeugels. Van de patiënt is tijdens de maatname een contour tekening gemaakt. Dit vond de patiënt een vooruitgang ten opzichte van een maatname met gips. Een gipsmaatname vond de patiënt een vermoeiend (omdat de patiënt lang moet staan) en vies gedoe.

De redenen om voor de carbon beugels te kiezen zijn dat deze beugels tegen water kunnen en licht van gewicht zijn. De beenbeugels moeten tegen water kunnen omdat de patiënt zeilt en zwemt (met zijn beugels). Bij de voorgaande beugels bleef het leder te lang nat en konden de beugels niet gebruikt worden totdat deze droog waren. Wat betreft het gewicht: voor het gevoel van de patiënt scheelt het de helft met de oude metalen beugels.

Tijdens de stage van de auteur zijn voor de patiënt twee nieuwe carbon beenbeugels gemaakt. Doordat er geen veranderingen aan de benen van de patiënt waren, konden de oude tekeningen gebruikt worden. Hiervan is voor ieder been een beugel gemaakt. De nieuwe beugels zijn hetzelfde opgebouwd als het paar wat de patiënt al had. Deze patiënt is zeer tevreden over de carbon beenbeugels en wil geen metaal-leder beenbeugels meer.

7.2. Ervaringen van overige patiënten

Naast de voordelen die patiënten van de carbon beenbeugel ondervinden (lichtgewicht, aanpasbaar, minder vermoeiende maatname, etc.) zijn er ook nadelen aan de carbon beenbeugel. Als een patiënt overstapt van een metaal-ledere beenbeugel naar een carbon beenbeugel zal de patiënt opnieuw moeten leren lopen. Dit omdat de patiënt minder gewicht aan zijn/haar benen heeft. Ook zal de patiënt vertrouwen in de beugel moeten krijgen ("Het is zo licht, kan het mijn gewicht wel aan?").

Tijdens gesprekken met patiënten en via een vragenlijst zijn de meningen en wensen naar voor gekomen van patiënten met lange beenbeugels. Iedere patiënt is anders en iedere patiënt heeft zijn eigen redenen om voor een bepaald concept te kiezen. Een

aantal patiënten hebben de voorkeur voor het dragen van een lange beenbeugel van metaal-leder. Hierbij gaat het om het veilige gevoel van opgesloten zitten. De geschiedenis en bereidheid tot het proberen van iets nieuws spelen ook een grote rol.

Veel orthesegebruikers zoeken veiligheid tijdens het lopen. Het komt vaak voor dat een patiënt die al jaren dezelfde beenbeugel heeft en grote angst heeft om te vallen, blijft bij de oude beenbeugel omdat de patiënt deze kent en weet wat er wel en niet mee gedaan kan worden. Hoewel het voor deze patiënten soms wellicht beter zou zijn om lichtgewicht beugels te dragen, wat betreft het energieverbruik, is het gunstiger om bij het oude type beugels te blijven. Dit omdat de lichtgewicht beugel niet gedragen gaat worden wanneer de patiënt er geen vertrouwen in heeft. Deze zal dan teruggrijpen naar de oudere en zwaardere beugel die wel vertrouwd aanvoelt.

7.3. Ervaringen behandelaars

Vanuit hoofdstuk 6 blijkt dat carbon even geschikt is als de metaal voor stangen van een lange beenbeugel wat betreft de sterkte. Hier komt bij dat het lichter is dan metaal. Bij navraag binnen OIM Brabant blijkt dat er in het verleden verschillende pogingen gedaan zijn om met carbon stangen te maken voor lange beenbeugels. En dat deze pogingen vaak zijn uitgelopen op mislukkingen, soms met ernstige gevolgen voor patiënten zoals verwondingen. Dit is uiteraard geen reclame voor een product.

Toch is de techniek niet stil blijven staan en inmiddels blijkt dat carbon een geschikt alternatief is voor lange beenbeugels. Bij navraag onder de orthopedisch behandelaars binnen OIM, waarom bepaalde beenbeugels voorgeschreven worden, komt naar voren dat de metaal-leder beugel nog altijd veel voorgeschreven wordt en de carbon-beenbeugel (bijna) niet. De uitspraak “We doen het al jaren zo” of “Vroeger werkte het, dus nu ook nog” is veel gehoord. Doordat er van vroeger uit veel met leder en metaal werd gewerkt en de werking ervan bewezen is, houden veel behandelaars vast aan dit concept. Het is merkbaar dat behandelaars weinig informatie hebben over en ervaring met carbon voor lange beenbeugels.

7.4. Ervaringen voorschrijvers

Onder de voorschrijvende specialisten wordt gezegd dat men vaak de metaal-leder beenbeugel voorschrijft, met de verklaring: “Vroeger werkte het, dus nu ook nog” of “De patiënt heeft al jaren dezelfde beugel”. Een aantal specialisten had vanuit het verleden een slechte ervaring met carbon beugels (gebroken stangen). Hoewel de kinderziektes nu uit de carbon beenbeugels zijn en de carbon beenbeugel zich een geschikt product heeft bewezen, blijven veel voorschrijvers metaal-leder als voorkeur hanteren.

De voortgang van de techniek, met lichtere materialen en met de ontwikkeling van dynamische scharnieren, heeft bijgedragen aan het minder voorschrijven van de klassieke lange beenbeugel in het algemeen. Het is merkbaar dat voorschrijvers (indien mogelijk gezien de pathologie van de patiënt) liever kiezen voor deze alternatieven, omdat daarmee een normaler gangpatroon te realiseren is. Voorbeelden van de dynamische scharnieren zijn de UTX[®]-swing van Ambroise[®] of de IQ Swing Phase Lock[®] van Basko[®]. Voorbeelden van lichtere materialen zijn titanium en carbon. Ook door een andere opzet van orthesen, zoals het gieten van een orthese uit één stuk, in plaats van werken met aparte stangen en banden, worden klassieke beenbeugels minder voorgeschreven.

7.5. Voorkeur patiënten

Een belangrijke factor bij de keuze voor een bepaalde beenbeugel is de wens van de patiënt. Vaak is deze wens te koppelen aan de geschiedenis van de patiënt, namelijk welke orthesen de patiënt gehad heeft. De patiënt is gewend aan een bepaald concept en wil dit concept handhaven. Een voorbeeld hiervan is het eerder genoemde veilige gevoel van opgesloten zitten. De keuze van een patiënt wordt tevens beïnvloed door de hoeveelheid informatie die de patiënt heeft over de mogelijkheden en alternatieven van de beenbeugel. Hierin spelen zowel voorschrijver als behandelaar een belangrijke rol.

7.6. Verzekeringen

Volgens een artikel op www.handy-wijzer.nl/ (2010) heeft een verzekerde recht, op grond van de hulpmiddelenwet in de Zorgverzekeringswet, op een te allen tijde functionerende en meest adequate oplossing voor zijn probleem. Deze oplossing wordt bepaald door samenspraak tussen voorschrijver, behandelaar en patiënt. Het is van belang dat de gekozen oplossing (in dit geval beenbeugel) door de voorschrijver en/ of behandelaar middels duidelijke termen wordt geformuleerd.

De orthese van de gevolgde patiënt valt onder artikel 2.12 (lichaamsgebonden hulpmiddelen voor het bewegingssysteem (orthesen en orthopedische schoenen)) van de Zorgverzekeringswet. De omschrijving van dit artikel: “Uitwendige lichaamsgebonden hulpmiddelen toe te passen bij een ernstige aandoening waarop de verzekerde langdurig en niet uitsluitend bij sportactiviteiten is aangewezen en die dienen voor het wijzigen van:

- gestoorde functies van het bewegingssysteem, aan beweging verwante functies of anatomische eigenschappen verwant aan beweging;
- de anatomische eigenschappen van de schedel.”

Uit het artikel op bovengenoemde website blijkt dat er geen onderscheid gemaakt wordt tussen een beenbeugel van metaal of van carbon. De gehele orthese wordt vergoed door de verzekering, zonder eigen bijdrage. Voor de vervanging of reparatie staat tegenwoordig geen (wettelijke) termijn. Dit wordt niet wettelijk geregeld maar wordt vastgesteld door de verzekeringsmaatschappij in kwestie.

Daarnaast is het relevant om te weten dat in de zorg behoefte is aan duidelijke terminologie, om meer transparantie in de zorg te krijgen. Hulpmiddelen worden daarom onderverdeeld in categorieën volgens het Cliq-systeem. Het Cliq-systeem is opgezet om gestandaardiseerde terminologie te verkrijgen, gekoppeld aan codes. De code voor de beugel van de gevolgde patiënt is: 06.12.12.24.03.00. De beschrijving die erbij hoort is: “Knie-enkel-voetorthese, geringe spierwerking, lage belasting”. De code is opgebouwd uit zes koppels van cijfers. De code is opgebouwd als volgt: AA.BB.CC.DD.EE.FF

- AA: De eerste groep van twee cijfers is van toepassing op gebieden van participatie (bv. mobiliteit, huishouden, wonen, communiceren).
- BB: Er is per hoofdgroep een verdeling gemaakt naar activiteiten (lezen, schrijven, fietsen, staan, toilet gaan, etc.). Voor welke activiteit is dit hulpmiddel nodig?

- CC: Type hulpmiddel. Dit niveau is onderverdeeld in het beoogde gebruik en de manier waarop de techniek een oplossing biedt. (Hoe onderscheiden de oplossingen zich van elkaar?).
- DD, EE en FF: Voor hulpmiddelen die eenzelfde ISO-classificatiecode hebben kunnen nader gespecificeerd worden naar functionaliteit en beoogd gebruik.

ISO staat voor International Organization for Standardization. Het Cliq-systeem borduurt als het ware voort op de standaardisatie van termen betreffende hulpmiddelen, zoals deze geformuleerd zijn door de ISO-9999 norm.

Tabel 5: Cliq-code

04	Hulpmiddelen voor medische behandeling door personen zelf
05	Hulpmiddelen voor oefenen van vaardigheden
06	Orthesen en prothesen (incl. voet- en schoenvoorzieningen)
09	Hulpmiddelen voor persoonlijke verzorging en bescherming
12	Hulpmiddelen voor mobiliteit van personen
15	Huishoudelijke hulpmiddelen en keukens
18	Aanpassing en inrichting van woningen en gebouwen
22	Hulpmiddelen voor communicatie en informatie
24	Hulpmiddelen voor het omgaan met producten en goederen
27	Hulpmiddelen voor de verbetering van omgevingsinvloeden, gereedschappen en machines
30	Hulpmiddelen voor ontspanning

Voor een beenbeugel geldt de volgende code:

06.12.12.DD.EE.FF

06: Orthesen en prothesen (incl. voet- en schoenvoorzieningen)

12: Beenorthesen

12: Knie-enkel-voet orthesen

De knie-enkel-voet orthesen worden onderverdeeld in de volgende categorieën, afhankelijk van de functie (zie Tabel 6).

Tabel 6: Cliq DD-code

03	Knie-enkel-voetorthesen, voorkomen standsafwijking
06	Knie-enkel-voetorthesen, verminderen standsafwijking
09	Knie-enkel-voetorthesen, accepteren standsafwijking
00	Knie-enkel-voetorthesen, verminderen bewegingsuitslag gewricht(en)
15	Knie-enkel-voetorthesen, vergroten bewegingsuitslag gewricht(en)
18	Knie-enkel-voetorthese, verlengen van been
24	Knie-enkel-voetorthesen, compenseren te geringe spieractiviteit
27	Knie-enkel-voetorthesen, beheersbaar maken overmatige spieractiviteit
30	Knie-enkel-voetorthesen, verminderen en/of herverdelen belasting

De orthese werd door de gevolgde patiënt gebruikt ter compensatie van te geringe spieractiviteit: DD-code 24. In deze groep is een onderverdeling gemaakt van drie groepen met als EE-code:

Tabel 7: Cliq EE-code

03	Knie-enkel-voetorthese, geringe spierwerking, lage belasting
06	Knie-enkel-voetorthese, geringe spierwerking, normale belasting
09	Knie-enkel-voetorthese, geringe spierwerking, hoge belasting

De gevolgde patiënt valt onder de lage belasting. De Cliq-code komt dan uit op:
06.12.12.24.03.00: Knie-enkel-voetorthese, geringe spierwerking, lage belasting.

8. Conclusies en aanbevelingen

8.1. Conclusies

Uit de materiaalvergelijking komt naar voren dat carbon van Proteor[®] even geschikt is als stang in een lange beenbeugel als de drie meest gebruikte metalen (RVS, aluminium en titanium). Dit ondanks de onderlinge verschillen in de materialen. Wanneer in de vergelijking puur wordt gekeken naar het aantal nadelen, valt op dat carbon deze aanzienlijk meer heeft. Hierbij moet echter opgemerkt worden dat een groot deel van deze nadelen toe te schrijven is aan het gebrek aan informatie over en ervaring met carbon. Dit geldt zowel voor behandelaars als patiënten. Wanneer deze uit de vergelijking worden gelaten is carbon in zijn aantal voor- en nadelen ongeveer gelijk aan de metalen. Voor elk van de vier genoemde materialen geldt dat ze voor- en nadelen hebben. Voorbeelden hiervan zijn de manier van maatname, het gewicht van het materiaal, energieverbruik en een vertrouwd gevoel. Op basis van deze aspecten kan een persoonlijke voorkeur bij een patiënt en/ of behandelaar ontstaan.

Behalve veel verschillen tussen de genoemde materialen, valt op dat er veel overeenkomsten bestaan. Enkele voorbeelden hiervan zijn: pathologische indicaties, opbouw van de beugel, verkrijgbare scharnieren en integratiemogelijkheden daarvoor en invloed op het gangpatroon. Alle materialen voldoen bovendien aan de functionele eisen voor een lange beenbeugel en zijn even veilig en betrouwbaar.

Bij het werken met carbon komen een aantal specifieke zaken aan de orde. Een belangrijk aspect is de verwerking van carbon. Bij het zagen, slijpen en schuren ervan kunnen kleine deeltjes ontstaan die verdacht kankerverwekkend zijn. Daarom is het van belang om bij de verwerking voldoende voorzorgsmaatregelen te nemen, zoals adembescherming en afzuiging.

Over de klassieke lange beenbeugel van metaal wordt in het begin van dit eindwerk gezegd dat deze “Lomp, sterk en gewillig” is. Om de vergelijking compleet te maken valt te zeggen dat dezelfde uitspraak geldt voor de carbon lange beenbeugel. Echter met de nodige nuance: Doordat het gewicht lager is zal de beugel als “minder lomp” worden ervaren. Ook omdat het lichtere gewicht zich vertaalt in een lager energieverbruik. Toch wil het verminderde gewicht niet zeggen dat de beugel minder “sterk” is. “Gewillig” zijn de metalen beugels en die van carbon in dezelfde mate. Beide typen zijn gemaakt met de intentie om de patiënt te helpen met lopen en zijn op dat vlak even functioneel.

8.2. Aanbevelingen

Zoals bij de conclusies benoemd wordt, is een groot deel van de nadelen van carbon beenbeugels te wijten aan gebrek aan informatie en ervaring. Dit geldt voor zowel behandelaars als patiënten. Deze laatste zijn in hun informatievoorziening voornamelijk afhankelijk van de behandelaars. Om ervoor te zorgen dat patiënten in de toekomst optimaal op de hoogte gebracht worden van de mogelijkheden op het gebied van (carbon) lange beenbeugels, is het raadzaam om de voorlichting te starten bij de behandelaars. Zij kunnen op hun beurt de informatie overdragen aan de patiënten.

Degenen die de behandelaars het beste kunnen voorlichten over carbon als materiaal voor lange beenbeugels, zijn de fabrikanten ervan. In dit geval de firma Proteor[®]. De auteur beveelt de fabrikant dan ook aan om zowel informatie te verstrekken als mogelijkheden te bieden om ervaring op te doen. Mogelijkheden om behandelaars van informatie over carbon te voorzien zijn: foldermateriaal en lezingen. Relevante thema's hierin zijn bijvoorbeeld: hoe men aan composieten kan rekenen, veiligheidsmaatregelen bij de verwerking en het belang van vezelrichting bij composieten.

Manieren om behandelaars de mogelijkheid te geven om ervaring op te doen met carbon zijn: workshops/ trainingen geven en bijeenkomsten organiseren waarbij zowel behandelaars als patiënten ervaringen kunnen uitwisselen. Thema's die hierbij aan bod kunnen komen zijn: maatname (contourtekening), fabricage (vormtafel), demonstraties waarbij men kan ervaren hoe licht en sterk carbon is. Daarnaast kan het interessant zijn om aandacht te besteden aan de invloed van het gewicht van een beenbeugel op het energieverbruik bij het lopen. Bovendien geeft het de fabrikant de gelegenheid om uit te weiden over de recente ontwikkelingen van carbon en daarmee de zorgen, als gevolg van negatieve ervaringen uit het verleden, verminderen.

Het is in het belang van de patiënt dat deze goed wordt voorgelicht over de keuzemogelijkheden op het gebied van de lange beenbeugel. De auteur heeft er vertrouwen in dat behandelaars hun patiënten beter kunnen voorlichten wanneer de behandelaars zelf goed geïnformeerd zijn over de voor- en nadelen van elk alternatief. Daarnaast verwacht de auteur dat het mogelijk is om, via informeren en ervaring opdoen, het aantal nadelen van de Proteor[®] carbon beenbeugel in de komende jaren te doen verminderen, zodat het nog duidelijker wordt dat de carbon beenbeugel even geschikt is als de beenbeugel van metaal.

9. Literatuur

9.1. Informatiebronnen

- Brehm (2007): The clinical assessment of energy expenditure in pathological gait; M.A. Brehm, J.A. Beelen, J. Harlaar, G.J. Lankhorst, F. Nollet; Amsterdam: Vrije Universiteit; Juni 2007.
- Bouwmeester Advanced Composites (2010): <http://www.sp-bac.nl/> (2 april 2010).
- Kaufman (1996): Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis: A Case Study; K.R. Kaufman, PHD; S.E. Irby, MS; J.W Mathewson, MD; R.W. Wirta; D.H. Sutherland, MD; Journal of Prosthetics and Orthotics, 1996 Vol. 8, Num. 3; Blz 79-85.
- Klasson (1995): Carbon fibre and fibre lamination in prosthetics and orthotics: some basic theory and practical advice for the practitioner; B. L. Klasson; Prosthetics and Orthotics International, 1995, 19, 74-91.
- Lissens (2007): Uit: niet uitgegeven cursus “Orthopedische pathologie”; deel 1; Mark Lissens 2007-2008.
- Loth (2009): Informatie folder Loth Fabenim® over de FCP orthese. 2009.
- Michael (2006): KAFOs for Ambulation: An Orthotist’s Perspective; John W. Michael; Journal of Prosthetics and Orthotics ; 2006 Vol. 18, Num. 3.
- Norton (2007): A brief history of prosthetics; Kim M. Norton; inMotion; Vol. 17, no. 7 November/December 2007.
- Peeraer (2008): Uit: niet uitgegeven cursus “Biomechanica” 2OR KHK, L. Peeraer 2008.
- Ralston (1965): Effects of immobilization of various body segments on the energy cost of human locomotion. Ralston HJ. Ergonomics 1965; Suppl 53.
- RIVM (2010): http://www.rivm.nl/rvp/overzicht_ziekten/polio/ (2 april 2010).
- Rotary (2010): http://www.rotary.nl/polio/Rotarian/De%20Rotarian%20November%202009/poliomyelitis_wat_weten_we_erva.html (2 april 2010).
- Saunders (1953): The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Schilpenzand (2007): “Werken met koolstof, kankerverwekkend”, R. Schilpenzand, Orthobode nummer 3, 2007.
- Taktak e.a. (1995): Lightweight, modular knee-ankle-foot orthosis for Duchenne muscular dystrophy: design, development, and evaluation; DM Taktak, P. Bowker; Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1995 Dec; 76(12):1156-62.
- Unitedcompositer (2010): <http://www.unitedcomposites.net/nederlandsesite/dutchsite.htm> (2 april 2010).
- Vumc (2010): http://internet-extra.vumc.nl/communicatie/nieuws/synaps_archief/synaps32/postpolio.html (2 april 2010).
- www.handy-wijzer.nl (2010): <http://www.handy-wijzer.nl/> (2 april 2010).
- www.refitech.nl/ (2010): <http://www.refitech.nl/> (2 april 2010).

9.2. Overige informatiebronnen

- Coêlho, zakwoordenboek der geneeskunde; A.A.F. Jochems; F.W.M.G. Joosten; 29^{ste} druk.
- <http://www.ppsg.ie/dloads/PostPolioBooklet.pdf> (2 april 2010).
- <http://www.postpolio.dk/artikel/fysioterapiirsk.pdf> (2 april 2010).
- Cursus: Revalidatie en Neurologie, Mark Lissens (2008).
- Polytechnisch zakboek 47^e druk.
- <http://www.sp-bac.nl/> (2 april 2010).
- <http://www.chemie.fu-berlin.de/> (2 april 2010).
- <http://www.netcomposites.com/> (2 april 2010).
- <http://nvpt.nl/> (2 april 2010).

9.3. Afbeeldingen

- Figuur 3-1: <http://www.amputee-coalition.org/> (4 april 2010).
- Figuur 3-2: <http://thefootblog.wordpress.com> (4 april 2010).
- Figuur 4-1: Niet uitgebrachte cursus “Biomechanica”, 2OR, KHK, L. Peeraer, 2008.
- Figuur 4-2: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-3: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-4: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-5: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-6: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie; Kirsten Götz-Neumann; 2^e editie; uitgever Thieme te Stuttgart.
- Figuur 4-7: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie; Kirsten Götz-Neumann; 2^e editie; uitgever Thieme te Stuttgart.
- Figuur 4-8: Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie; Kirsten Götz-Neumann; 2^e editie; uitgever Thieme te Stuttgart.
- Figuur 4-9: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-10: The major determinants in normal and pathological gait; J. B. dec. M. Saunders, Verne T. Inman and Howard D. Eberhart; The Journal of bone and joint surgery; vol. 35-A, no. 3. juli 1953.
- Figuur 4-11: Energy-Efficient Knee-Ankle Foot Orthosis: A Case Study: Kenton R. Kaufman, PHD; S.E. Irby, MS; J.W Mathewson, MD; R.W. Wirta; D.H. Sutherland, MD; Journal of prosthetics and orthotics; 1996 Vol. 8, Num. 3.
- Figuur 5-1: Niet uitgegeven cursus “Orthesen Onderste Ledematen” 1OR KHK, L. Diestelmans, Maart 2007.

- Figuur 5-2: www.Ambroise.nl, www.handy-wijzer.nl, <http://www.polio-aktiv.de> (2 april 2010).
- Figuur 5-3: <http://www.spronken.com/> (2 april 2010).
- Figuur 5-4: <http://www.ottobock.com/> (2 april 2010).
- Figuur 5-5: <http://www.ottobock.com/>; <http://www.basko.info/> (2 april 2010).
- Figuur 5-6: Niet uitgegeven cursus “Uitvoeringstechnieken” 2OR KHK, B. Laermans en L. Peeraer (2008/2009).
- Figuur 5-7: Niet uitgegeven cursus “Orthesen Onderste Ledematen” 1OR KHK, L. Diestelmans, Maart 2007.
- Figuur 5-8: <http://www.noppeorthopedie.nl/> (2 april 2010).
- Figuur 5-9: <http://www.ottobock.com/> (2 april 2010).

- Figuur 6-1: www.sp-bac.nl (2 april 2010).
- Figuur 6-2: www.sp-bac.nl (2 april 2010).
- Figuur 6-3: www.sp-bac.nl (2 april 2010).
- Figuur 6-4: www.sp-bac.nl (2 april 2010).
- Figuur 6-5: www.bontshoes.be (2 april 2010).
- Figuur 6-6: <http://www.sp-bac.nl/> (2 april 2010).
- Figuur 6-7: www.chemie.fu-berlin.de (2 april 2010).
- Figuur 6-8: www.carbonfibergear.com (2 april 2010).
- Figuur 6-9: www.gezondheidswinkel.pzc.nl; www.v2clothing.nl, www.mulderindustries.nl (2 april 2010).
- Figuur 6-10: Eigen figuur (april 2010).

- Figuur 10-1: <http://www.cdc.gov> (2 april 2010).
- Figuur 10-2: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov> (2 april 2010).
- Figuur 10-3: <http://www.postpolio.dk> (2 april 2010).
- Figuur 10-4: <http://www.postpolio.dk> (2 april 2010).
- Figuur 10-5: Eigen figuur (april 2010).
- Figuur 10-6: Eigen figuur (april 2010).
- Figuur 10-7: Eigen figuur (april 2010).
- Figuur 10-8: Eigen figuur (april 2010).
- Figuur 10-9: Eigen figuur (april 2010).
- Figuur 10-10: Eigen figuur (april 2010).

9.4. Afkortingen

- HEPA: High Efficiency Particulate Air; van toepassing op filters. Een HEPA filter houdt deeltjes in de lucht tegen met een diameter van 0,3 micrometer met een doeltreffendheid van 99,97%
- ULPA: Ultra Low Particulate Air; van toepassing op filters. Een ULPA filter houdt deeltjes tegen tot een diameter van 0,12 micrometer.
- MRC: Medical Research Council, veel gebruikte schaal voor het testen van spierkracht. Score van 0 tot en met 5:
 - o 0: Geen contractie.
 - o 1: Wel contractie, geen beweging.
 - o 2: Wel beweging, mits zwaartekracht uitgeschakeld.
 - o 3: Beweging tegen zwaartekracht.
 - o 4: Beweging tegen zwaartekracht met lichte weerstand.
 - o 5: Beweging tegen zwaartekracht met zware weerstand.

Lomp, sterk en gewillig

10. Bijlagen

10.1. Bijlage 1: Ervaringen patiënten

Met de gevolgde patiënt zijn een aantal gesprekken gevoerd om de ervaringen met carbon beenbeugels na te gaan. Hieronder volgt de uitwerking van deze gesprekken.

Gesprek met gevolgde patiënt:

- *Heeft u andere beugels gehad dan de carbon beugels?*
Als kind heeft de patiënt een aantal metaal-lederen beugels gehad, met een korset en heupscharnier.
Later is het korset eraf gegaan en is overgegaan op alleen metaal met leder.
- *Wat is de aandoening waarom u de beugels draagt?*
Als jong kind heeft de patiënt polio gekregen, wat een sterke achteruitgang in spierkracht met zich meebracht.
- *Wat is uw gewicht, lengte activiteitsniveau?*
Gewicht: 77 kg
Lengte: 1,64 m
Activiteitsniveau: zeer actief. Patiënt is organisatie adviseur (adviseert organisaties om efficiënter te werken) en heeft een aantal zeer actieve hobby's.
- *Wat zijn uw dagelijkse werkzaamheden?*
De patiënt is organisatie adviseur (adviseert organisaties om efficiënter te werken). Door deze werkzaamheden reist de patiënt veel met zijn eigen auto.
- *Wat zijn uw hobby's?*
De patiënt zeilt, zwemt, doet aan krachttraining (bovenlichaam) en kweekt koi karpers.
- *Worden deze beugels door de verzekering vergoed?*
1 keer per 2 jaar worden nieuwe beugels vergoed.
- *Wat is de levensduur van deze beugels?*
Doordat de patiënt de beugel zeer intensief gebruikt, is de levensduur ongeveer 2 jaar, dan komen er gebreken aan de scharnieren, waardoor de patiënt er minder vertrouwen in heeft. De patiënt gebruikt de oude beugel, nadat deze geheel is nagekeken en eventueel gerepareerd, als reserve.
- *Zijn deze beugels door een arts voorgeschreven?*
Ja, als lange beenbeugel voor de pathologie polio.
- *Waarom is voor deze beugels gekozen, wat zijn de wensen en eisen?*
Gewicht (voor het gevoel van de patiënt scheelt het de helft met de metaal-leder beugels). Deze beugels mogen nat worden (doordat de polstering van de beugels uit neopreen bestaat, kan de beugel nat worden. Bij de metaal-leder beugels duurde het erg lang voordat het leder droog was, waardoor de beugel een tijd lang niet gebruikt kon worden).
- *Wat zijn reparaties of aanpassingen die gedaan zijn aan de beugels?*
De schoenbeugels slijten omdat er veel van schoen gewisseld wordt. De sluiting van band 3 kan scheuren, omdat dit de band is waar de patiënt erg op steunt. Als patiënt minder flexie in de knie zou hebben, zou er niet zoveel kracht op deze band komen en zou deze minder snel scheuren. De sluiting van het scharnier slijt door het vele gebruik.
- *Wat zijn de verandering in het gangpatroon, wat is de compensatie?*
De patiënt loopt met krukken en steunt hier zwaar op met het bovenlichaam. Als de patiënt staat en loopt, zijn de kniescharnieren vast. De patiënt kan de kniescharnieren ontgrendelen met een beugel aan de dorsale zijde. De patiënt

hangt voorover bij lopen en draait met de romp om de benen naar voor te brengen.

- *Kunt u zonder beugels wel of niet lopen?*
Zonder beugels kan de patiënt niet lopen.
- *Heeft u buiten de beugels en krukken nog meer hulpmiddelen?*
In de auto is een aanpassing gemaakt om met weinig kracht toch gas te kunnen geven.
- *Hoeveel uur per dag draagt u de beugels?*
De patiënt draagt de beugels de gehele dag dat de patiënt wakker is.
- *Heeft u andere pathologiën?*
Nee.
- *Bent u zelfstandig met en zonder beugels?*
Met beugels is de patiënt zeer zelfstandig. Zonder beugels kan de patiënt niet zelfstandig lopen.
- *Wat is uw spierkracht niveau?*
Patiënt heeft in de linker enkel iets meer spierkracht dan in de rechter. Steunt erg op de krukken en beweegt zich voort door zijn romp te draaien. De spierkracht is niet gemeten maar is geschat op 0 tot 1 op de MRC schaal voor de benen.
- *Wat is uw loopsnelheid?*
De loopsnelheid wordt geschat op 1-2 km/uur.
- *Welke aanmeettechniek heeft voor u de voorkeur? Gips of contourtekening en waarom?*
Gipsen is vies, belastend bij staan en duurt lang. De contour tekening is niet vies, snel en doordat de patiënt zit is dit niet belastend. De contourtekening heeft daarom de voorkeur van de patiënt.

Overig:

Door de flexie contractuur in de knie steunt de patiënt erg op band 3 (frontaal) waardoor er eelt onder de patella is ontstaan. Er is veel ruimte in de beugel, het been zit voornamelijk aan de zijkanten opgesloten met neopreen. De patiënt kan zich redelijk voortbewegen met beugels en krukken en gebruikt geen rolstoel.

Veel polio patiënten willen goed opgesloten zitten (meestal lederen kokers met vetersluiting). Deze patiënt heeft hier geen behoefte aan en wil beugels met minder gewicht. Dat de beugels met het neopreen goed tegen water kunnen is voor deze patiënt zeer van belang. De patiënt is niet sneller gaan lopen met de carbonbeugels ten opzichte van de metaal-leder beugels, maar het kost de patiënt evenwel minder energie.

Gesprek met patiënt 2:

Patiënt Y: (gepensioneerd ambtenaar) heeft een klassieke beenbeugel: metaal met lederen kokers.

Rechts: 1x AFO, een enkelscharnier met dorsiflexie assist.

Links: 1x KAFO, kniescharnier met vaststelling en een enkelscharnier met dorsiflexie assist.

Dhr. is bij OIM Brabant gekomen voor een nieuw paar orthesen. Dhr. geeft aan het fijn te vinden om goed opgesloten zit in de kokers. De revalidatie arts heeft voorgesteld om andere beugels te nemen, waardoor de patiënt nachten niet geslapen heeft, de patiënt wilde persé dezelfde beugels (omdat dhr. al jaren met deze beugels liep). Dhr. is deze beugels gewend en vertrouwt deze beugels volkomen.

- *Heeft u ooit andere beugels gehad?*
Nee, alleen metaal met lederen kokers (van kinds af aan hetzelfde type).
- *Wat is uw aandoening voor het gebruik van deze beugels?*
Polio
- *Wat is uw gewicht, lengte activiteitsniveau?*
Gewicht: 75 kg
Lengte: 1,70 m
Activiteitsniveau: minder actief. De patiënt gebruikt de beugels voornamelijk voor transfers. Om zich voort te bewegen gebruikt de patiënt een rolstoel.
- *Wat zijn uw werkzaamheden?*
De patiënt is een gepensioneerd ambtenaar.
- *Wat zijn uw hobby's?*
Geen hobby's.
- *Worden de beugels door de verzekering vergoed?*
De verzekering vergoedt de beugels. 1x per 2 jaar worden nieuwe beugels vergoed.
- *Waarom is voor deze beugel gekozen?*
De patiënt heeft al jaren deze beugel en is deze gewend. Een nieuwe revalidatie arts stelde voor om een ander concept te proberen. De patiënt heeft hier een aantal nachten niet van geslapen en wil dit concept behouden.
- *Wat zijn de wensen en eisen voor deze beugels?*
De patiënt wil stabiliteit en zekerheid.
- *Wat is de levensduur van de beugel?*
De patiënt heeft deze beugel al 6 jaar en de beugel is nu te ruim geworden. Daarom krijgt de patiënt een nieuwe beugel.
- *Wat zijn eventueel reparaties en aanpassingen?*
Er zit speling op scharnieren.
- *Wat is de verandering in het gangpatroon?*
De patiënt loopt kleine stukjes met (tot onder de oksel) krukken (transfer). Kan niet lang blijven staan, beweegt zich gewoonlijk voort in een rolstoel.
- *Kunt u zonder beugels lopen?*
Zonder beugels kan de patiënt niet lopen.
- *Heeft u buiten de beugels nog andere hulpmiddelen?*
De patiënt gebruikt krukken (tot onder de oksel) om te lopen en een rolstoel.
- *Hoeveel uur per dag draagt u de beugel?*
De patiënt draagt de beugels de gehele dag dat dhr. wakker is.
- *Heeft u andere pathologiën?*
Nee.

- *Wat is uw zelfstandigheid met en zonder beugels?*
De patiënt is met beugels zeer zelfstandig. Zonder beugels kan de patiënt niet zelfstandig lopen en staan.
- *Wat is uw spierkrachtniveau?*
De spierkracht is niet gemeten. De patiënt heeft in rechter been iets meer spierkracht, heeft daarom rechts alleen een AFO en links een KAFO.
- *Wat is uw loopsnelheid?*
De patiënt schat de loopsnelheid laag in. De patiënt kan alleen korte stukjes lopen. De loopsnelheid wordt geschat op 1-2 km/uur.
- *Wat vindt u van de manier van aanmeten?*
Gips: staand gipsen is te belastend voor de patiënt (duurt te lang), daarom is er zittend gegipst.

10.1.1. Vragenlijst

1. Algemeen

In dit gedeelte worden een aantal vragen gesteld over algemene zaken.

Naam: [REDACTED]

Leeftijd: 60 Lengte: 1.84 Gewicht: 50 kg

Werkzaamheden/ hobby's: ICT, Theater

Aandoening mbt de orthese: Verlamming t.g.v. ongeval

Voorgeschiedenis mbt de orthese:

Type orthese nu gebruikt: bovenbeenbeugel met slot op knie +
veer in enkel-scharnier

Heeft u een ander type orthese gehad? En zo ja wat voor een? —

Als u al een orthese heeft gehad, wat zijn uw ervaringen met beide orthesen? Heeft u hiervoor nog geen orthese, beschrijf uw ervaringen dan met deze orthese:

Ik heb even een andere orthese gehad.

Hoe lang gebruikt u de carbonbeugels al? 33 jaar

Hoeveel uur per dag draagt u de beugels? Elke dag

Waarom is voor deze orthese gekozen?

Waren er bepaalde wensen of eisen voor deze orthese?

Bent u tevreden met de orthese? ja

Heeft u andere loophulpmiddelen (bijvoorbeeld: krukken, rolstoel)?

Heeft u aan 1 of 2 benen een orthese? 1

Hoe ver of hoe lang kunt u lopen met orthese? ligt aan ondergrond, bij vlakke ondergrond kan ik een behoorlijke tijd lopen

Hoe ver of hoe lang kunt u lopen zonder orthese? idem, maar eigenlijk alleen in huis zonder schenen

Hoe bent u aan informatie gekomen over de carbon beugels? revalidatie

2. Activiteiten Carbonbeugel

Het onderstaande gedeelte is een overzicht van activiteiten die u met uw carbonbeugel doet of kunt doen. Omcirkel het cijfer wat van toepassing is, u kunt ook niet van toepassing kiezen.

1.	Activiteitsniveau: niet actief	1	2	3	4	5	erg actief	n.v.t.
2.	Aandoen van de orthese: moeilijk	1	2	3	4	5	makkelijk	n.v.t.
3.	Uitdoen van de orthese: moeilijk	1	2	3	4	5	makkelijk	n.v.t.
4.	Zitten met de orthese: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
5.	Opstaan vanuit zit: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
6.	Gaan zitten vanuit stand: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
7.	Beginnen met lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
8.	Lopen over gelijk terrein: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
9.	Lopen over ongelijk terrein: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
10.	Een helling op lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
11.	Een helling af lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
12.	Trap op: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
13.	Trap af: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
14.	Uiterlijk: lelijk	1	2	3	4	5	mooi	n.v.t.
15.	Comfort (algemeen): oncomfortabel	1	2	3	4	5	comfortabel	n.v.t.
16.	Gevoel van stabiliteit, zekerheid:	1	2	3	4	5	zeker	n.v.t.

3. Activiteiten andere beenbeugel

Als u ook een andere beenbeugel heeft gehad, vult u dit gedeelte in. Heeft u geen andere beugel gehad, kunt u doorgaan naar deel 4. Het onderstaande gedeelte is een overzicht van activiteiten die u met uw andere beenbeugel doet of kunt doen. Omcirkel het cijfer wat van toepassing is, u kunt ook niet van toepassing kiezen.

1.	Activiteitsniveau: niet actief	1	2	3	4	5	erg actief	n.v.t.
2.	Aandoen van de orthese: moeilijk	1	2	3	4	5	makkelijk	n.v.t.
3.	Uitdoen van de orthese: moeilijk	1	2	3	4	5	makkelijk	n.v.t.
4.	Zitten met de orthese: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
5.	Opstaan vanuit zit: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
6.	Gaan zitten vanuit stand: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
7.	Beginnen met lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
8.	Lopen over gelijk terrein: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
9.	Lopen over ongelijk terrein: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
10.	Een helling op lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
11.	Een helling af lopen: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
12.	Trap op: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
13.	Trap af: slecht	1	2	3	4	5	goed	n.v.t.
14.	Uiterlijk: lelijk	1	2	3	4	5	mooi	n.v.t.
15.	Comfort (algemeen): oncomfortabel	1	2	3	4	5	comfortabel	n.v.t.
16.	Gevoel van stabiliteit, zekerheid:	1	2	3	4	5	zeker	n.v.t.

4. Vergelijking met voorgaande orthese

Hierin kunt u uw oude orthese beschrijven.

Als u nooit andere orthesen heeft gehad, kunt u dit gedeelte overslaan en doorgaan naar deel 5.

Beschrijf hieronder de oude orthese (materiaal, scharnieren, bevestiging op schoen/ zool)

De andere orthese was te zwaar en daardoor onbruikbaar.

Het volgende gedeelte gaat over een vergelijking tussen de carbon beugels en eventuele andere orthesen. Geef voor iedere vraag een score van 0 tot en met 10:

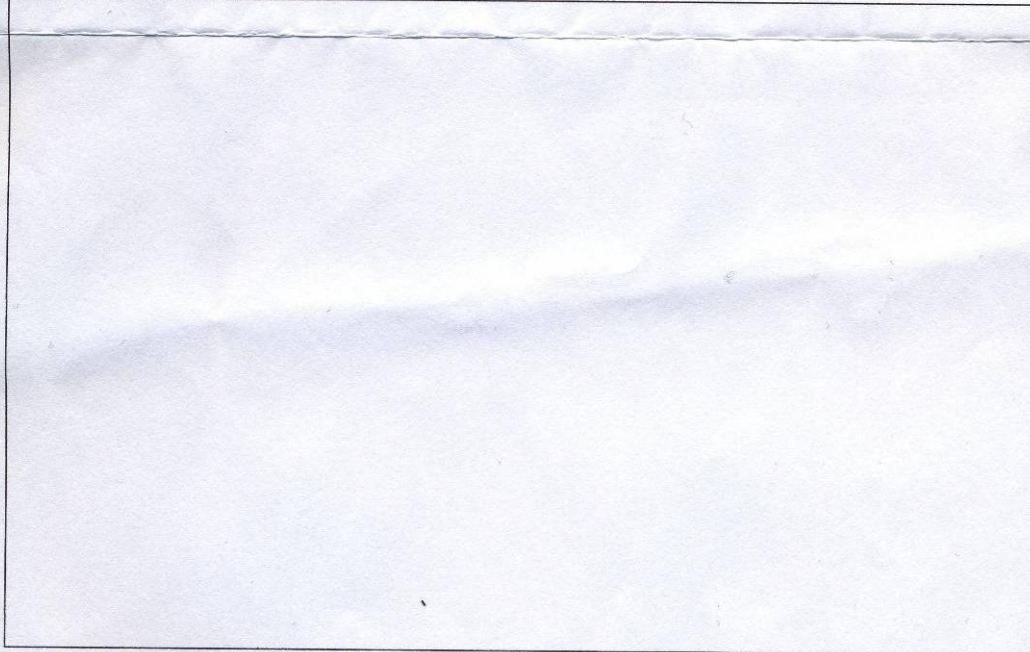
0 = niet van toepassing, verder een score van 1 tot en met 10, waarin 1 slecht en 10 goed is.

1. De carbon beugel is veel lichter dan de oude beugel: ...10
2. Met de carbon beugel kan ik sneller lopen dan met de oude beugel:10
3. Met de carbon beugel kan ik verder lopen dan met de oude beugel:10
4. Met de carbon beugel kan ik langer lopen dan met de oude beugel:10
5. Lopen met de carbon beugels kost minder energie:10
6. De carbon beugel is mooier dan de oude beugel:0
7. De carbon beugel is comfortabeler dan de oude beugel:10
8. De pasvorm van de carbon beugel is beter dan de oude beugel:10

5. Opmerkingen

In de onderstaande ruimte kunt u op- en aanmerkingen plaatsen. (als de onderstaande ruimte niet voldoende is, kunt u ook de achterzijde gebruiken)

Ruimte voor opmerkingen:



Hartelijk dank voor uw medewerking.

10.2. Bijlage 2: Gangpatroon

Tabel 8: Gangpatroon

Fase	Gebeurtenis	Doel	Actieve spiergroepen	Spieren	Momenten
Stand fase	Eerste contact HC (Heel contact, Eerste rocker)	Positioneren voet, Deceleratie		Hp: Hamstrings	
	Na hielcontact)		Enkel dorsiflexoren Heup extensoren Knie flexoren	En: m.Tibialis Anterior En: m.Tibialis Posterior Kn: m. Quadriceps Hp: Hamstrings Hp: Gluteus Maximus / Medius/ Minimus Hp: Tensor Fasciae Latae	En: Plantair flexie Kn: Flexie Hp: Flexie
	Loading response FF (Foot flat, Tweede rocker)	Gewichtstransfer Stabilisatie heupen Deceleratie massa	Knie extensoren Heup abductoren Enkel plantairflexoren	En: Gastrocnemius En: Tibialis Posterior En: Flexor Digitorum Longus En: Flexor Hallucius Longus Kn: Quadriceps Hp: Gluteus Maximus/ Medius / Minimus Hp: Tensor Fasciae Latae	En: plantair flexie Kn: flexie Hp: flexie
	Mid stance	Stabilisatie knie Moment behouden	Enkel plantairflexoren (isometrisch)	En: Triceps Surae En: Gastrocnemius En: Tibialis Posterior En: Flexor Digitorum Longus En: Flexor Hallucis Longus Hp: Gluteus Medius/ Minimus	En dorsiflexie Kn flexie Hp: -
	Terminal stance HO (Heel off, Derde rocker)	Acceleratie massa	Enkel plantairflexoren (concentrisch)	En: Soleus En: Gastrocnemius En: Flexor Digitorum Longus En: Flexor Hallucis Longus En: Peroneus Longus/ Brevis En: Tibialis Posterior Kn: Gastrocnemius Hp: Iliacus Hp: Adductoren Longus/ Brevis/ Magnus	En: dorsiflexie Kn: Extensie Hp: Extensie
Zwaai fase	Preswing TO (toe off)	Vorbereiding op zwaai fase Overbrengen gewicht op het andere been	Heup flexoren	En: Soleus En: Gastrocnemius En: Peroneus Longus / Brevis En: Flexor Digitorum Longus En: Flexor Hallucis Longus Kn: Rectus Femoris Kn: Vastus Intermedius Hp: Adductor Longus Hp: Gracilis Hp: Iliopsoas	En: Dorsiflexie Kn: Flexie Hp: Extensie
	Initial swing A (Acceleratie)	Voet heffen Variatie ritme Versnellen van het been	Enkel dorsiflexoren Heup flexoren	En: Tibialis Anterior En: Extensor Digitorum Longus En: Extensor Hallucis Longus Kn: Rectus Femoris Kn: Vastus Intermedius Kn: Sartorius Kn: Gracilis Kn: Biceps Femoris Hp: Iliacus Hp: Adductor Longus Hp: Tensor Fasciae Latae Hp: Sartorius Hp: Gracilis	Geen
	Mid swing MS (Mid swing)	Voet heffen Vrij zwaaien	Enkel dorsiflexoren	En: Tibialis Anterior En: Extensor Digitorum Longus En: Extensor Hallucis Longus	Geen
	Terminal swing D (Deceleratie)	Deceleratie been Positioneren voet Vorbereiden op contact	Knie flexoren Heup extensoren Enkel dorsiflexoren Knie extensoren	En: Tibialis Anterior, En: Extensor Digitorum Longus En: Extensor Hallucis Longus Kn: Hamstrings Hp: Gluteus maximus Hp: Tensor fasciae latae Hp: Adductor Magnus	Geen

Tabel 9: Gangcyclus

Fase	Periode	% cyclus	Start gebeurtenis	Functie	Contralateraal lidmaat
Stand fase: (0-62%)	Eerste dubbele steunfase	0-12	Hiel contact	Positioneren voet, gewichtstransfer	Gewichtstransfer, voorbereiden voor zwaai
	Enkele steunfase	12-50	Contralaterale toe-off	Ondersteunen gehele lichaamsgewicht, lichaamszwaartepunt beweegt voorwaarts	Zwaaien
	Tweede dubbele steunfase	50-62	Contralaterale hiel contact	Gewichtstransfer, voorbereiden voor zwaai	Positioneren voet, gewichtstransfer
Zwaai fase: (62-100%)	Acceleratie	62-75	Toe-off	Voet heffen om vrij door te zwaaien	Enkele steunfase
	Mid swing	75-85	Foot clearance	Been beweegt voor het lichaam	Enkele steunfase
	Deceleratie	85-100	Tibia verticaal	Deceleratie been, voorbereiding op hielcontact en gewichtstransfer	Enkele steunfase Second foot strike

10.3. Bijlage 3: Indicaties/ contra indicaties

Onderstaand schema toont indicatie bij het voorschrijven van een carbon beenbeugel van Proteor[®].

Tabel 10: Indicatie voor carbon beenbeugel. Bron: Loth (2009)

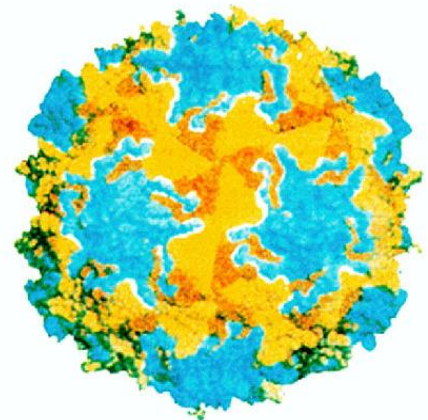
Indicatie	Korte omschrijving
Polio (Poliomyelitis anterior acuta)	Virusziekte van het centrale zenuwstelsel waarbij de motorische voorhoorncellen van het ruggenmerg aan en de motorische kernen van het verlengde merg worden aangetast.
Multiple sclerose (MS)	Chronische aandoening van het centrale zenuwstelsel, gekenmerkt door het optreden van ontstekingshaarden, demyelinisatie en vorming van verspreide harde plekken (plaques) in de witte stof van de hersenen en ruggenmerg.
CVA (cerebro vasculair accident)	Plotselinge verstoring van de doorbloeding van het hersenweefsel, met als gevolg het uitvallen van een deel van de hersenwerking; de oorzaak kan zijn een bloeding of een circulatoire insufficiëntie.
Aangeboren (congenitale) afwijkingen	Bijvoorbeeld Spina Bifida
Dwarslaesie	Dwarse onderbreking van de continuïteit van het ruggenmerg door trauma of ziekteproces.
Verlamming	Bijvoorbeeld na trauma
Spasticiteit	Toestand van verhoogde spiertonus
Instabiliteit	Onstandvastigheid, wankelbaarheid
Amyotrofe laterale sclerose (ALS)	Spierswakte en –atrofie, fasciculaties en spierhypotonie t.g.v. degeneratie van voorhoorncellen, gecombineerd met laesies van de piramidebaan
Beschadiging van het kniegewricht	Bijvoorbeeld na trauma

Contra-indicaties voor deze beugels zijn:

- Poliomyelitis met een onderbeen wat te dun is om in de afmetingen van de banden te vallen.
- Neurologische aandoeningen die leiden tot onvoldoende heupcontrole.
- Flexie contractuur van de knie groter dan 6°.
- Recurvatum groter dan 6°.
- Valgus/varus groter dan 6°.
- Patiënt zwaarder dan 90 kg.
 - o Bij een beugel met een ondersteuning van de tuber ischiadicum gaat er 10 kg van het maximale gewicht af.
 - o Bij een orthese met enkelscharnier gaat er 10 kg van het maximale gewicht af.

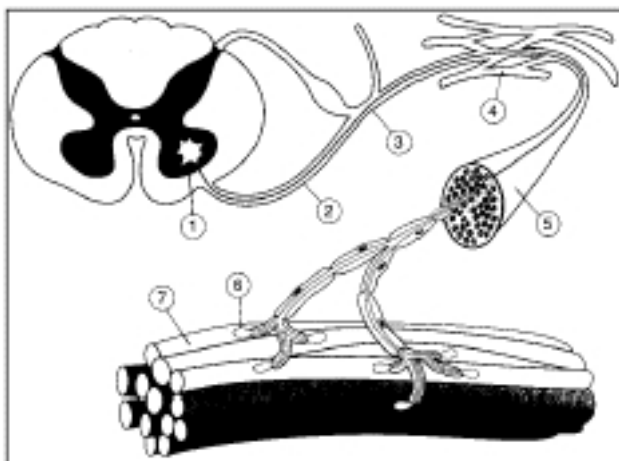
10.4. Bijlage 4: Polio (*Poliomyelitis anterior acuta*)

De gevolgte patiënt heeft de volgende pathologie: poliomyelitis anterior acuta. Dit is een virusziekte waarbij het virus de motorische voorhoorncellen van het ruggenmerg en de motorische kernen van het verlengde merg aantast. Het gevolg hiervan is dat bepaalde spieren en spiergroepen niet meer aangestuurd worden waardoor deze atrofiëren. Bij patiënten die zijn getroffen door polio uit dit zich vaak in dunne geatrofieerde benen. In Figuur 10-1 is het poliovirus te zien.



Figuur 10-1: Polio virus

10.4.1. Motorische eenheden



Figuur 10-2: Motorische eenheid

In Figuur 10-2 is te zien dat de motorische eenheid uit de volgende onderdelen bestaat:

1. Voorhoorncel
2. Ventrale wortel
3. Axon
4. Plexus
5. Perifere zenuw
6. Neuromusculaire junctie
7. Spiervezel

Alfa motor neuronen (α MN)

Deze zijn geplaatst in de voorhoorncel van het ruggenmerg en zorgen voor de contractie van de spiervezels. Samen met de geïnnerveerde spiervezels vormen ze een motorische eenheid. Voor grove bewegingen zijn er veel spiervezels per α MN. Bij fijne bewegingen zijn er weinig spiervezels per α MN. Bijvoorbeeld de kuitspieren (grof): ongeveer 3000 spiervezels per α MN. Voor spieren in het aangezicht is dit een 10-tal spiervezels per α MN.

Buiten alfa motorneuronen zijn er beta- en gamma motorneuronen. Alfa motorneuronen zorgen voor de aansturing van de spieren. Gamma motorneuronen zorgen voor de proprioceptie van de spieren. Hierdoor weet het lichaam in welke stand een bepaalde spier(groep) zich bevindt.

Bij polio zijn de alfa motorneuronen beschadigd. Hierdoor zal er verminderde of geen aansturing van spieren en spiergroepen plaatsvinden.

10.4.2. Geschiedenis

Volgens Rotary (2010) werd poliomyelitis als eerste ontdekt door Jakob Heine in 1840. Het poliovirus is in 1908 geïdentificeerd door Karl Landsteiner. Vanaf ongeveer 1880 zijn grote epidemieën ontstaan, eerst in Europa en later in Amerika. Deze epidemieën deden zich vooral voor in steden gedurende de zomermaanden.

Door vaccinatie is het aantal poliogeveallen (in het westen) drastisch verminderd. De laatste grote westerse polio epidemie was in 1956 in Cork (Ierland). In het westen komt polio (bijna) niet meer voor door vaccinatie. In ontwikkelingslanden komt polio nog wel vaak voor.

Er zijn twee soorten poliovaccin:

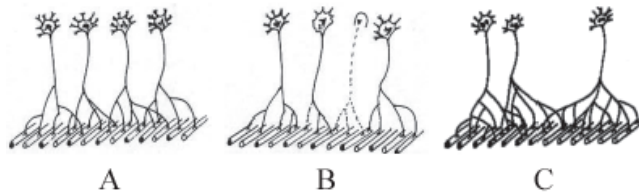
- Dood vaccin (ontwikkeld door Jonas Salk in 1955), wat wordt ingespoten.
- Levend verzwakt vaccin (ontwikkeld door Albert Sabin in 1962) wat oraal wordt toegediend.

Tabel 11: Vaccinatieschema in Nederland. Bron: RIVM (2010)

Leeftijd	Vaccinatie	Tegen
2 maanden	DKTP-Hib	difterie, kinkhoest, tetanus, polio en Haemophilus-influenzae-type-B
3 maanden	DKTP-Hib	difterie, kinkhoest, tetanus, polio en Haemophilus-influenzae-type-B
4 maanden	DKTP-Hib	difterie, kinkhoest, tetanus, polio en Haemophilus-influenzae-type-B
11 maanden	DKTP-Hib	difterie, kinkhoest, tetanus, polio en Haemophilus-influenzae-type-B
4 jaar	DKTP	difterie, kinkhoest, tetanus en polio
9 jaar	DTP	difterie, tetanus en polio
Verder is om de 15 jaar een hervaccinatie nodig voor reizigers		

10.4.3. Verloop van de ziekte

Het verloop van de ziekte bestaat grofweg uit drie fasen. In Figuur 10-3 zijn de verschillende fasen van de ziekte te zien:



Figuur 10-3: Ziekteverloop

- (A) Gezonde fase: hierin worden de spiervezels aangestuurd door de neuronen.
- (B) Infectie fase: na de infectie valt de aansturing van de spiervezels weg.
- (C) Herstel fase en stabiele fase: tijdens deze fase worden spiervezels aangestuurd door de overgebleven neuronen.

Infectie

Infectie met het poliovirus gebeurt doordat een enterovirus (groep zeer kleine virussen die in de darmen en ontlasting zitten) oraal wordt opgenomen. Het virus vermenigvuldigt zich in de darmen gedurende 1 tot 3 weken. Het kan zijn dat het virus wordt bestreden omdat de patiënt immuun is voor het virus (bijvoorbeeld door vaccinatie). Is dit niet het geval, dan zal het virus zich openbaren. Het virus is gedurende enkele weken waarneembaar in de ontlasting en enkele dagen in het speeksel van de patiënt. 95% van de geïnfecteerden zijn zonder symptomen en hebben alleen griep-achtige verschijnselen zonder restverschijnselen en spierproblemen. De oorzaak waarom bij 5% van de geïnfecteerden de ziekte ontwikkelt tot spinale polio met neurologische gevolgen is niet bekend.

Effecten

Doordat het virus de motorische voorhoorncellen van het ruggenmerg en de motorische kernen van het verlengde merg aantast, ontstaat er verlamming van spieren en spiergroepen.

Een aantal van de effecten is:

- Beschadigde voorhoorncellen
- Verlamming van spieren en spiergroepen in armen en benen
- Verlamming van ademhalingsspieren
- Slikstoornis
- Spraakstoornis

Veel voorkomende afwijkingen (biomechanisch gezien) zijn:

- Genu Recurvatum
- Knie flexie contractuur
- Dropvoet
- Genu valgum
- Enkel instabiliteit

Herstel fase

Na de infectie fase worden de spiervezels door de overgebleven neuronen opnieuw geïnnerveerd. Hierdoor ontstaan grote motorische eenheden. Een enkel alfa motor

neuron is dan verbonden met veel spiervezels. Enkele spieren en spiergroepen zullen niet opnieuw worden geïnnerveerd. Deze zullen atrofiëren, waardoor de overige spieren harder moeten werken.

De verschillen in herstel tussen patiënten zijn groot, variërend van zeer weinig klachten tot (bijna) verlamde ledematen. Hierdoor is er geen standaard oplossing voor de patiënt en zal iedere casus afzonderlijk bekeken moeten worden.

Stabiele fase

Na de herstel fase komt er een stabiele periode die vele jaren kan duren (gemiddeld 30-40 jaar). Tijdens deze fase blijven de klachten van de patiënten gehandhaafd. De spieren met een normale kracht worden aangestuurd door minder motorische eenheden. Deze motorische eenheden moeten meer werk verrichten dan normaal.

10.4.4. Postpolio syndroom (PPS)

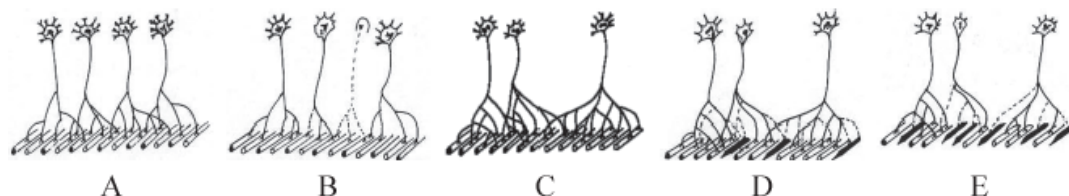
Nadat poliopatiënten jarenlang functioneel en neurologisch stabiel zijn, komt het voor dat er opeens nieuwe symptomen de kop op steken. Dit kunnen o.a. zijn:

- Hernieuwde spierzwakte
- Moeheid
- Spierpijn
- Gewrichtspijn
- Spier atrofie
- Spraakgebrek
- Problemen met de ademhaling

De moeilijkheid met het verkrijgen van een nieuwe diagnose is dat alle overige mogelijke diagnoses uitgesloten moeten worden, zoals:

- Bloedarmoede
- Natuurlijke achteruitgang door ouder worden
- Slijtage van gewrichten
- Afwijking van de schildklier
- Depressie
- Chronisch vermoeidheidssyndroom

Buiten deze mogelijkheden kunnen er ook andere oorzaken zijn. Het is niet per definitie zo dat een patiënt die polio heeft gehad, ook postpolio syndroom ontwikkelt.



Figuur 10-4: Neuromusculaire effecten van polio en postpolio syndroom

In Figuur 10-4 zijn de verschillende fasen van de ziekte te zien:

- (A) Normale motorische eenheden.
- (B) Initiële polio virus schakelt motorneuronen uit (gestippeld).
- (C) Axonen van overgebleven neuronnen maken verbinding met de niet-aangestuurde spiervezels.

(D) Vroeg postpolio syndroom: opnieuw verlies van neuromusculaire verbindingen.

(E) Laat postpolio syndroom: verder verlies van neuromusculaire verbindingen.

Om het postpolio syndroom vast te stellen moet men, volgen VUMC (2010) voldoen aan de volgende criteria:

- Doorgemaakte poliomyelitis, dat wil zeggen: een anamnese van een koortsende ziekte gepaard gaande met verlamningsverschijnselen.
- Een periode van neurologisch herstel gevolgd door een neurologisch en functioneel stabiele periode van minstens vijftien jaar.
- Geleidelijk of abrupt ontstane klachten van spierzwakte die niet het gevolg zijn van inactiviteit, eventueel vergezeld gaande van overmatige vermoeidheid, spier- en of gewrichtspijnen, vermindering van uithoudingsvermogen, functionele achteruitgang, spieratrofie, koude-intolerantie, slikklachten of ademhalingsproblemen.
- Geen aanwijzingen voor andere oorzaken van genoemde klachten

10.5. Bijlage 5: Fabricage carbon beenbeugel

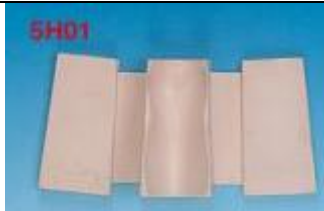
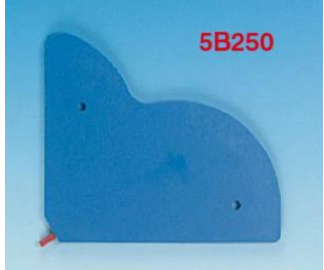
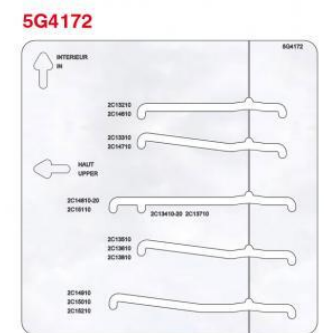
Om tot de lange beenbeugels te komen, moeten een aantal stappen worden doorlopen:

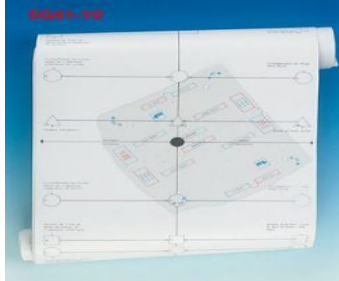
- (1) Maatname
- (2) Opbouw
- (3) Passen
- (4) Afwerking
- (5) Afleveren
- (6) Evt. reparatie/aanpassing

10.5.1. Maatname

De maatname voor de beenbeugels kan gedaan worden door een gipsmaatname of door een contourtekening. De benodigheden voor maatname middels de contourtekening:

Tabel 12: Benodigheden maatname dmv. contourtekening

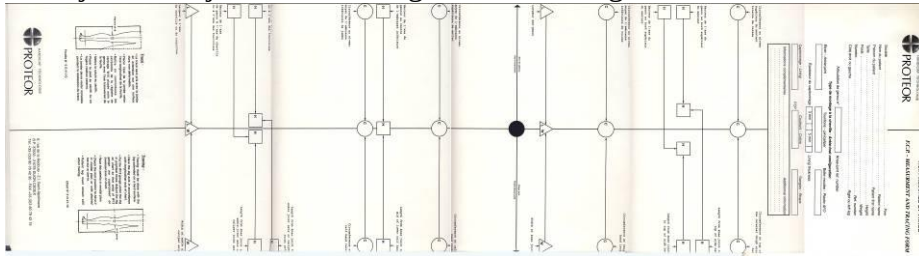
Hielklem	Centreren en vastzetten van de hiel tijdens maatname	
Knie klem	Uitlijnen van de knie tijdens maatname	
Contourpen	De contour moet loodrecht overgenomen worden op het maatvel	
Knie template	Om de kniescharnieren aan te tekenen op het maatvel	

Maatvel (papier)	Hierop wordt de contour getekend en de maten opgeschreven	
Patroonkaart (karton)	Hierop wordt het maatvel geplakt, met gaten om in de vormtafel te plaatsen	

De maatname met gips wordt als bekend beschouwd. Van het gipspositief wordt in een later stadium een contourtekening gemaakt.

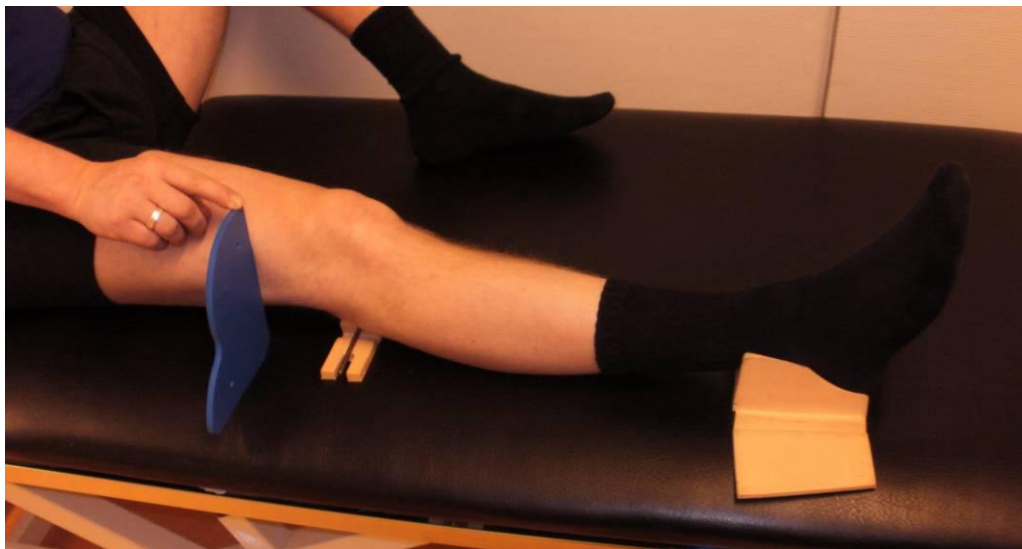
Voor een goede contourtekening is het noodzakelijk dat het been loodrecht wordt afgetekend op het maatvel. Hiervoor wordt de contourpen gebruikt.

Om het been te positioneren worden de lijnen op het maatvel gebruikt. Dit is de loodlijn en de lijn voor het kniegewricht, zie Figuur 10-5.



Figuur 10-5: Maatnamevel

De positie van de knie- en enkelscharnieren is van groot belang. Zowel voor de patiënt als voor de levensduur van de scharnieren. Als de scharnieren namelijk niet op de juiste plek geplaatst zijn of ze zijn niet goed uitgelijnd, kost dat de patiënt extra energie om zich voort te bewegen. De scharnieren zullen bovendien minder lang meegaan door versnelde slijtage.



Figuur 10-6: Maatname (zonder maatvel)

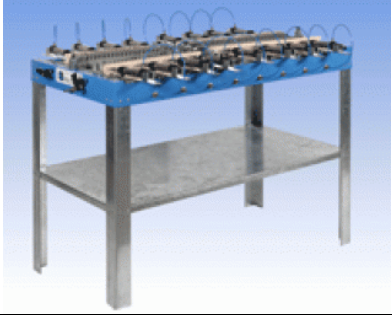
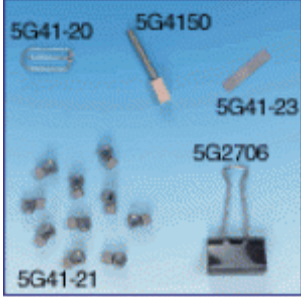
De patiënt wordt op het maatnamevel geplaatst en de knie wordt zo gepositioneerd dat de knie-as overeenkomt met de knie-aslijn. Dit gebeurt door middel van de knie klem. De hiel wordt geplaatst in de hielklem. Hierna wordt de contour van het been nagetekend en de omtreksmaten van het been gemeten. Met deze waarden wordt bepaald welke banden nodig zijn. Zie Bijlage 6: Maatblad voor banden. Als de contour van het been is getekend, wordt deze aangepast aan speciale omstandigheden. Bijvoorbeeld: ontlastingsplekken en de dikte van de polstering.

Op de tekening worden de scharnieren getekend met de kniescharnier-template. Het is van belang dat de vorm van de scharnieren goed aansluit aan de vorm van het been. Sommige scharnieren zijn aanpasbaar aan de contour. De positie van de banden wordt bepaald aan de hand van de lengte van het been en voorkeur van de patiënt. En worden op het maatvel aangeduid. De gevolgde patiënt wil de band onder de knie zo dicht mogelijk onder de knie hebben, omdat de patiënt daar het meest op steunt. Als een enkelscharnier nodig is, wordt de positie hiervan eveneens aangeduid op het maatvel. Als alle maten aangeduid zijn, wordt het maatvel op de patroonkaart gelijmd en de contour uitgeknipt. Hierna is de maatname klaar.

10.5.2. Fabricage carbon beenbeugel

In Tabel 13 staan de benodigdheden benoemd voor de fabricage van een carbon beenbeugel.

Tabel 13: Benodigdheden fabricage

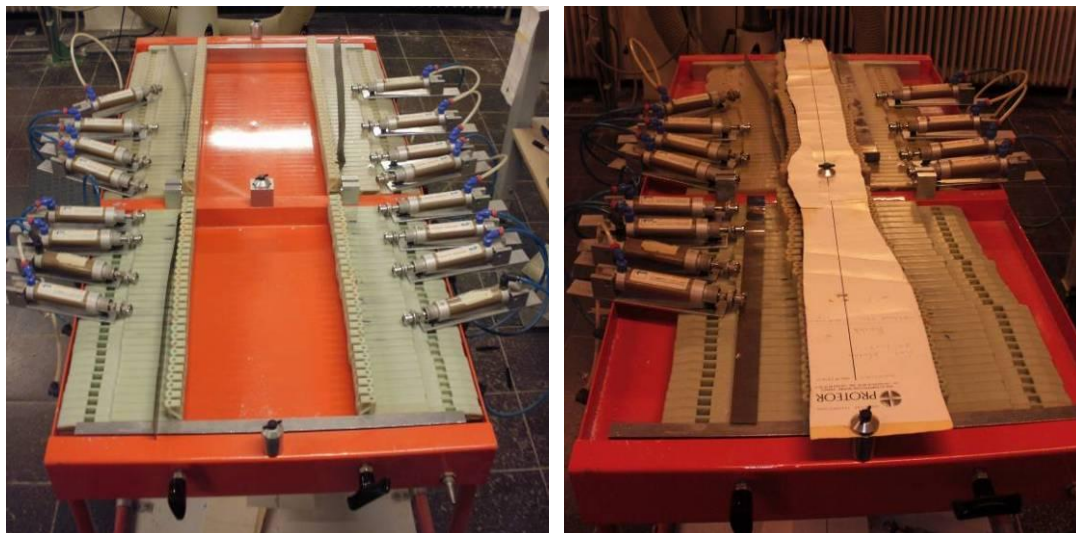
Patroonkaart	Om de stangen te vormen naar de contour van de patiënt	
Vormtafel	Een vormtafel is een tafel waarop aan de hand van de tekeningen de carbon stangen en banden gevormd kunnen worden	
Papierklemmen en band-clipjes	Om de banden tijdelijk vast te zetten	
Centreer-as	Om de scharnieren vast zetten in de vormtafel.	
Oven	Verwarming van de stangen en banden	
Föhn	Voor nabewerking van de banden	
Hoogte verstelling stangen	Om de stangen parallel met de scharnieren te houden tijdens het vormen	

Na de maatname worden de onderdelen voor de orthese tijdelijk in elkaar gezet. De stangen worden in de scharnieren geplaatst en de banden worden op maat gemaakt. Als alles in elkaar staat worden de hoogte-verstellingen aan de uiteinden in de stangen geschoven om het geheel uit te richten, zie Figuur 10-7.



Figuur 10-7: Hoogte-verstelling

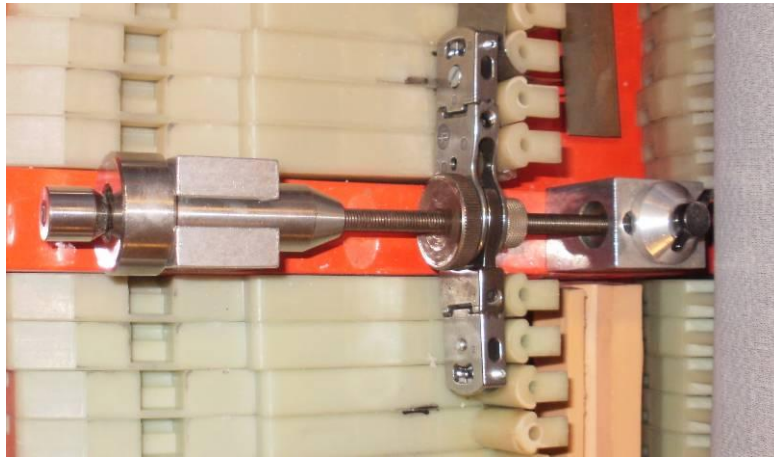
Wanneer het geheel uitgericht is, worden de assen in de scharnieren vervangen door een centreer-as. Het geheel wordt in de oven gelegd gedurende 20 minuten op 170°C. Terwijl de stangen in de oven liggen wordt de vormtafel in orde gebracht, zie Figuur 10-8.



Figuur 10-8: Lege en volle vormtafel

De patroonkaart wordt op de pennen geplaatst, waarna de kaken op de plaats worden geschoven. Aan de kaken worden pneumatische cilinders bevestigd. Doordat er druk op de cilinders wordt gezet, drukken de cilinders tegen een rubberen strook (deze strook zit ertussen om de rondingen meer geleidelijk te laten verlopen), waardoor de warme stangen gevormd worden tegen de kaken.

Nadat de kaken zijn ingesteld kunnen de verwarmde stangen geplaatst worden op de tafel. De centreer-assen vallen in de blokken op de tafel en houden het geheel in positie, zie Figuur 10-9. Op de figuur zijn alleen het scharnier en de centreer-as te zien, geen stangen.



Figuur 10-9: Centreer-as en scharnier in tafel

Nadat alles in positie gebracht is, worden de pneumatische cilinders geplaatst:

- Op de boven- en onderkant van de scharnieren komt een cilinder.
- Op het uiteinde van de stangen komt een cilinder.
- De rest van de cilinders wordt geplaatst naar gelang de vorm.

Als de cilinders in positie staan, kan er druk op de cilinders gezet worden. Hierdoor nemen de stangen de vorm aan van de contourtekening. Nadat het geheel is afgekoeld, worden de banden nogmaals verwarmd met de föhn om de spanningen uit het materiaal te halen.

Het voordeel van deze manier van opbouwen is dat de kniescharnieren altijd goed zijn uitgelijnd doordat deze vast zitten in de vormtafel. Doordat de scharnieren goed uitgelijnd zijn en op het einde de spanningen weggenomen wordt door te verhitten ontstaat minder slijtage op de scharnieren.

Nadat het geheel is afgekoeld, wordt de orthese op lengte gemaakt en wordt eventueel een enkelscharnier geplaatst. De banden en de sluitingen worden tijdelijk vastgezet met boutjes en moertjes. De centreer-as wordt vervangen door de scharnier-assen. Aan de binnenzijde komt tijdelijk polstering te zitten om de orthese te kunnen passen.

10.5.3. Passen

Als de patiënt de beugels past, kan het zijn dat de beugel nog niet optimaal zit. De beugel kan op dat moment nog aangepast worden. Als de stand aangepast moet worden, moeten de tekeningen aangepast worden. De orthese wordt in dat geval uit elkaar gehaald, waarna de stangen en banden (evt. aangepast door te schuren of

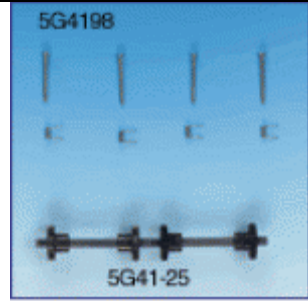
zagen) in de oven worden gelegd. Hierna worden de stangen en banden weer op de vormtafel gelegd. Dit gaat op dezelfde manier als de normale fabricage.

De stangen mogen niet met een föhn worden verwarmd. Hierdoor bestaat de kans dat het carbon te heet wordt of dat er maar op één plek verhit wordt, waardoor het niet meer sterk genoeg is en de kans op breken groot is. De banden en clipjes mogen wel met een föhn worden verhit, maar hierbij moet men ervoor waken dat niet teveel op één plaats wordt verhit. Zodra de stangen weer afgekoeld zijn, alles spanningsvrij is gemaakt en de orthese weer in elkaar is gezet, kan de orthese opnieuw gepast en/ of afgewerkt worden.

10.5.4. Afwerking

Tabel 14 toont de benodigdheden voor de afwerking van carbon beenbeugels.

Tabel 14: Benodigdheden afwerking carbon beenbeugels

Föhn	Voor nabewerking van de banden	
Twee-componenten lijm	Voor het vastzetten van de scharnieren en banden	
Uitlijn as	Zodat de scharnieren niet verplaatsen t.o.v. elkaar	

Nadat de orthese gepast is en goed bevonden volgt de afwerking. De gehele orthese wordt uit elkaar gehaald en alle onderdelen worden aan elkaar gelijmd met de twee-componenten lijm. De orthese wordt opnieuw uitgelijnd en de boutjes voor de uitlijning worden afgevijld en vastgezet met Loctite[®], om het losgaan van de boutjes te voorkomen.

Nadat de lijm is uitgehard en de overtollige lijm is verwijderd, kan de orthese geschuurd worden en gespoten met vernis. De sluitingen en banden worden ook vastgezet met klinknagels. Bij de gevolgde patiënt bestaat de polstering uit neopreen. Deze wordt aan de binnenzijde van de stangen en banden gelijmd. Om de knie-scharnieren komen scharnierbeschermers met klittenband, ter bescherming van de kleding. De orthese is klaar om afgeleverd te worden, zie Figuur 10-10.



Figuur 10-10: De uiteindelijke orthese

10.6. Bijlage 6: Maatblad voor banden

protector service *maat schema voor banden* *voora* *voora*

circonférence ou du membre	avec garnissage de 3 mm		avec garnissage de 5 mm	
	écartement de l'armature "A" (en cm) <i>A.17.17.17</i>	longueur de la face interne de l'embrasse "B" (en cm) <i>B.17.17.17</i>	écartement de l'armature "A" (en cm) <i>A.17.17.17</i>	longueur de la face interne de l'embrasse "B" (en cm) <i>B.17.17.17</i>
18 cm	6,33	8,14	6,73	8,76
19 cm	6,65	8,64	7,05	9,27
20 cm	6,97	9,14	7,37	9,77
21 cm	7,29	9,65	7,69	10,28
22 cm	7,61	10,15	8,01	10,78
23 cm	7,92	10,64	8,32	11,27
24 cm	8,24	11,14	8,64	11,77
25 cm	8,56	11,64	8,96	12,27
26 cm	8,88	12,14	9,28	12,77
27 cm	9,20	12,64	9,60	13,27
28 cm	9,52	13,15	9,92	13,78
29 cm	9,84	13,65	10,24	14,28
30 cm	10,15	14,14	10,55	14,77
31 cm	10,47	14,64	10,87	15,27
32 cm	10,79	15,14	11,19	15,77
33 cm	11,11	15,64	11,51	16,27
34 cm	11,43	16,15	11,83	16,78
35 cm	11,75	16,65	12,15	17,28
36 cm	12,06	17,14	12,46	17,77
37 cm	12,38	17,64	12,78	18,27
38 cm	12,70	18,14	13,10	18,77
39 cm	13,02	18,64	13,42	19,27
40 cm	13,34	19,14	13,74	19,77
41 cm	13,66	19,65	14,06	20,28
42 cm	13,98	20,15	14,38	20,78
43 cm	14,29	20,64	14,69	21,27
44 cm	14,61	21,14	15,01	21,77
45 cm	14,93	21,64	15,33	22,27
46 cm	15,25	22,14	15,65	22,77
47 cm	15,57	22,65	15,97	23,28
48 cm	15,89	23,15	16,29	23,78
49 cm	16,21	23,64	16,61	24,27
50 cm	16,52	24,14	16,92	24,77
51 cm	16,84	24,64	17,24	25,27
52 cm	17,16	25,14	17,56	25,77
53 cm	17,48	25,64	17,88	26,27
54 cm	17,80	26,15	18,20	26,77
55 cm	18,12	26,65	18,52	27,28
56 cm	18,43	27,14	18,83	27,77
57 cm	18,75	27,64	19,15	28,27
58 cm	19,07	28,14	19,47	28,77
59 cm	19,39	28,64	19,79	29,27
60 cm	19,71	29,14	20,11	29,78

Tableau pour la détermination rapide
de la longueur des embrasses