

RICHTLIJN

BEENORTHESEN

**Een klinisch handboek voor het verstrekken van
beenorthesen naar maat bij mensen met blijvende
ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren**

RICHTLIJN BEENORTHESEN NAAR MAAT

OPDRACHTGEVER

ZonMw, de Nederlandse organisatie voor gezondheidsonderzoek en zorginnovatie

MEDEOPDRACHTGEVERS

ISPO Nederland- Nederlandse vereniging van de International Society of Prosthetics and Orthotics

VSN- Vereniging Spierziekten Nederland, Baarn; werkgroep Revalidatieartsen voor spierziekten

VRA- Nederlandse Vereniging van Revalidatieartsen, Utrecht

PROJECT ORGANISATIE

Afdeling Revalidatie, Academisch Medisch Centrum (AMC) Amsterdam

Afdeling Revalidatiegeneeskunde, VU Universitair Medisch Centrum (VUmc) Amsterdam

MANDATERENDE INSTELLINGEN

Sint Maartenskliniek, Nijmegen

RRD- Roessingh Research & Development, Enschede

Fontys Hogeschool, Eindhoven

MANDATERENDE VERENIGINGEN

NOV, Nederlandse Orthopedische Vereniging, 's Hertogenbosch

NVKN, Nederlandse Vereniging voor Kinderneurologie, Maastricht

MANDATERENDE BEDRIJVEN

OIM Noppe Orthopedietechniek, Noordwijkerhout

POM B.V. Orthopedie, Nijmegen

LIVIT Orthopedie, Haarlem

FINANCIERING

Deze richtlijn is tot stand gekomen met financiële steun van ZonMw (2^e top down implementatieronde van het programma Revalidatieonderzoek) en de Stichting Kwaliteitsgelden Medisch Specialisten (SKMS).

HOOFDSTUKINDELING

SAMENSTELLING VAN DE WERKGROEP

VOORWOORD

HOOFDSTUK 1. INLEIDING.....	10
1.1 ACHTERGROND	11
1.2 RICHTLIJNPROJECT 'ORTHESE HANBOEK'	12
1.2.1 DOELSTELLING	12
1.2.2 DOELGROEP	12
1.3 PROJECT BETROKKENEN	13
1.3.1 OPDRACHTGEVER/ MEDEOPDRACHTGEVERS	13
1.3.2 PROJECTGROEP	13
1.3.3 EXPERTGROEP	13
1.4 KADER VAN HET PROJECT.....	13
1.4.1 TYPEN BEENORTHESEN	13
1.4.2 INTERNE EN EXTERNE ONTWIKKELINGEN	14
1.4.2.1 PROCESBESCHRIJVING HULPMIDDELENZORG	14
1.4.2.2 ICF MODEL	15
1.4.2.3 WETTELIJK KADER	16
1.4.2.4 ISO 9999	18
1.4.2.5 CLIQ	19
1.5 PATIENTENPARTICIPATIE IN HET PROJECT	20
1.5.1 ACHTERGROND	20
1.5.2 INVULLING PATIENTENPARTICIPATIE	20
SAMENGEVAT	21
REFERENTIES	22

HOOFDSTUK 2. PROBLEEM SIGNALEREN	24
2.1 OORZAKEN VAN SLAPPE VERLAMMINGEN.....	25
2.1.1 NEUROMUSCULAIRE ZIEKTEN	25
2.1.1.1 CLASSIFICATIE VAN NEUROMUSCULAIRE ZIEKTEN	25
2.1.2 PERIFERE ZENUWLETSELS	26
2.2 POLIOMYELITIS EN HET POSTPOLIO SYNDROOM (PPS)	28
2.3 SPINALE MUSCULAIRE ATROFIE (SMA), TYPE 3	29
2.4 HEREDITAIRE MOTORISCHE EN SENSORISCHE NEUROPATHIE (HMSN).....	30
2.5 DUCHENNE SPIERDYSTROFIE.....	31
2.6 BECKER SPIERDYSTROFIE	32
2.7 INCLUSION BODY MYOSITIS (IBM)	33
REFERENTIES	34

HOOFDSTUK 3. ZORGVRAAG FORMULEREN	36
3.1 HET DIAGNOSTISCH PROCES	37
3.2 DE ANAMNESE	37
3.2.1 ADMINISTRATIEVE ANAMNESE	37
3.2.2 ZIEKTE ANAMNESE; MEDISCHE DIAGNOSE	37
3.2.3 SPECIELE ANAMNESE; HULPVRAAG ANALYSE	37
3.2.3 SPECIELE ANAMNESE; HULPMIDDELENGBRUIK	40
3.2.4 TRACTUS ANAMNESE; FUNCTIES EN ANATOMISCHE EIGENSCHAPPEN	40
3.2.5 SOCIALE ANAMNESE; ACTIVITEITEN EN PARTICIPATIE	41
3.2.6 SOCIALE ANAMNESE; BEOOGD FUNCTIONEREN	42
3.3 HET LICHAMELIJK ONDERZOEK VAN HET BEWEGINGSAPPARAAT	44
3.3.1 DEELONDERZOEK 1: BEOORDELING ANTROPOMETRIE	44
3.3.1.1 GEWICHT EN LENGTE	44
3.3.1.2 ATROFIE	44
3.3.1.3 BEENLENGTE	46
3.3.2 DEELONDERZOEK 2: BEOORDELING STATIEK	47
3.3.2.1 STATIEK VAN DE WERVELKOLOM	47
3.3.2.2 STATIEK VAN HET BEEN	48
3.3.2.3 STATIEK VAN DE VOET	48
3.3.3 DEELONDERZOEK 3: MOBILITEITSONDERZOEK	49
3.3.3.1 ITEM 3A: HEUP	51
3.3.3.2 ITEM 3B: KNIE	55
3.3.3.3 ITEM 3C: ENKEL/VOET	56
3.3.3.4 ITEM 3D: MTP GEWRICHT	59
3.3.4 DEELONDERZOEK 4: SPIERKRACHTONDERZOEK	60
3.3.4.1 ITEM 4A: HEUP	61
3.3.4.2 ITEM 4B: KNIE	62
3.3.4.3 ITEM 4C: ENKEL/VOET	64
3.3.5 DEELONDERZOEK 5: SENSIBILITEITSONDERZOEK	66
3.3.6 DEELONDERZOEK 6: FUNCTIONELE TESTEN	67
3.3.6.1 ITEM 6A: OPSTAAN VANUIT ZIT	67
3.3.6.2 ITEM 6B: PROEF VAN ROMBERG	67
3.3.6.3 ITEM 6C: KNIEBUIGINGEN VANUIT STAND	67
3.3.6.4 ITEM 6D: TEST VAN TREDELENBERG	68
3.3.6.5 ITEM 6E: OPDRUKKEN OP DE TENEN	68
3.4 HET GANGBEELD ONDERZOEK	69
3.4.1 INLEIDING	69
3.4.2 HET NORMALE GAAN	70
3.4.2.1 DE GANGCYCLUS	70
3.4.2.2 SPATIOTEMPORELE PARAMETERS VAN HET GAAN	71
3.4.2.3 DE FASEN VAN HET GAAN	72
3.4.2.4 DE KINEMATICA VAN HET GAAN	81
3.4.2.5 DE KINETICA VAN HET GAAN	83
3.4.2.6 DE SPIERACTIVITEIT TIJDENS HET GAAN	85
3.4.3 REGISTRATIEMETHODEN VAN HET GAAN	85
3.4.3.1 OBSERVATIONELE GANGBEELDANALYSE METHODEN	87
3.4.3.2 GEINSTRUMENTEERDE GANGBEELDANALYSE METHODEN	93
3.4.4 DE BEOORDELING VAN DE PATHOLOGIE VAN HET GAAN	105
3.4.4.1 DE ERNST VAN DE GANGBEELDAFWIJKINGEN VASTSTELLEN	107
3.5 BEOORDELING VAN HET GAAN BIJ VERLAMMINGEN VAN DE BEENSPIEREN	107
3.5.1 GANGBEELDAFWIJKINGEN BEGRIJPEN	107
3.6 ZORGVRAAG FORMULEREN	117
REFERENTIES	119

HOOFDSTUK 4. ZORGPLAN MAKEN.....	122
4.1 PRINCIPES VAN BEENORTHESEN	123
4.1.1 INDICATIES VOOR BEENORTHESEN	124
4.1.2 DEFINITIE VAN HET BEGRIIP BEENORTHESE.....	124
4.1.3 FUNCTIES VAN BEENORTHESEN.....	125
4.1.4 RANDVOORWAARDEN VAN BEENORTHESEN	125
4.2 ORTHESE ZORGPLAN PER INDICATIEGEBIED	126
4.2.1 ORTHESE ZORGPLAN BIJ INDICATIES OP ENKELNIVEAU	127
4.2.2 ORTHESE ZORGPLAN BIJ INDICATIES OP KNIENIVEAU	134
4.2.3 ORTHESE ZORGPLAN BIJ INDICATIES OP ENKEL-, KNI- EN HEUPNIVEAU	138
REFERENTIES	142
 HOOFDSTUK 5. SELECTEREN EN VERVAARDIGEN VAN DE ORTHESE	 144
5.1 INLEIDING	145
5.2 CLASSIFICATIE VAN ORTHESECOMPONENTEN	145
5.2.1 INTERFACE COMPONENTEN	145
5.2.2 GEWRICHTSCOMPONENTEN	146
5.2.3 DRAGENDE COMPONENTEN	148
5.2.4 COSMETISCHE COMPONENTEN	148
5.3 WERKINGSPRINCIPES EN EISEN AAN DE ORTHESE	148
5.3.1 WERKINGSPRINCIPES AAN DE ORTHESE	149
5.3.2 EISEN AAN HET DESIGN VAN DE ORTHESE	150
5.4 BIOMECHANISCHE PRINCIPES T.A.V. HET VERVAARDIGEN VAN ORTHESSEN	152
5.4.1 HET CORRIGEREN VAN EEN STANDSAFWIJKING VAN EEN GEWRICHT OF LICHAAMSSEGMENT	152
5.4.2 HET CORRIGEREN VAN DE BEWEEGLIJKHEID OF BELASTING VAN EEN GEWRICHT OF LICHAAMSSEGMENT	155
5.5 HET FORMULEREN VAN HET PROGRAMMA VAN EISEN (PvE)	157
5.5.1 HET PVE BIJ INDICATIES OP ENKELNIVEAU	160
5.5.2 HET PVE BIJ INDICATIES OP KNIENIVEAU	160
5.5.3 HET PVE BIJ INDICATIES OP ENKEL-, KNI- EN HEUPNIVEAU	172
5.6 HET VERVAARDIGEN VAN DE ORTHESE	175
5.6.1 MAATNEEMTECHNIKEN	175
5.6.1.1 MAATNEMING OP BASIS VAN DE GIPSTECHNIEK	175
5.6.1.2 MAATNEMING OP BASIS VAN DE CAD/CAM TECHNIEK.....	179
5.7 TYPERINGEN VAN HET MARKAANBOD	182
5.7.1 ORTHESSEN EN MATERIALEN.....	182
5.7.1.1 THERMOPASTISCHE MATERIALEN	183
5.7.1.2 THERMOHARDENDE MATERIALEN	183
5.7.1.3 PREPEG MATERIALEN	184
5.7.2 ORTHESSEN EN SCHARNIEREN	185
5.7.2.1 MECHANISCHE KNIESCHARNIEREN MET EN ZONDER VASTSTELLING.....	185
5.7.2.2 MECHANISCHE STANCE CONTROL KNIESCHARNIEREN.....	186
5.7.2.3 ELEKTRONISCHE STANCE CONTROL KNIESCHARNIEREN	187
5.8 HET TUNEN VAN DE ORTHESE-SCHOEN COMBINATIE	188
5.8.1 HET BELANG VAN DE KINEMATICA VAN HET ONDERBEEN IN HET PROCES VAN TUNING	188
5.8.2 HET PROCES VAN TUNING	189
REFERENTIES	190

HOOFDSTUK 6. AFLEVEREN EN GEBRUIKEN VAN DE ORTHESE	192
6.1 INLEIDING	193
6.2 HET PASSEN VAN DE ORTHESE	193
6.3 HET AFLEVEREN VAN DE ORTHESE	193
6.4 VOORLICHTING, INSTRUCTIE EN TRAINING	194
6.4.1 VOORLICHTING EN INSTRUCTIE	194
6.4.2 TRAINING	194
6.4.2.1 BASISLOOPTRAINING	195
6.4.2.2 VERDERE OPBOUW VAN DE LOOPTRAINING	202
6.4.2.3 TRAINING VAN SPECIFIEKE VAARDIGHEDEN	203
6.4.2.4 TRAINING IN DE THUISITUATIE	208
6.5 HET GEBRUIKEN VAN DE ORTHESE	209
6.5.1 DE CONTROLE AFSpraak	209
APPENDIX	210
REFERENTIES	212

HOOFDSTUK 7. EVALUEREN VAN DE ORTHESEZORG	214
7.1 INLEIDING	215
7.2 EVALUEREN VAN DE ERVARINGEN IN HET GEBRUIK VAN DE ORTHESE	215
7.3 EVALUEREN VAN HET ZORGPLAN	217
7.4 EVALUEREN VAN DE HULPVRAAG	218
7.5 MEETINSTRUMENTEN	221
REFERENTIES	222

BIJLAGEN	
1 FORMULIER ANAMNESE	
2 FORMULIER LICHAMELIJK ONDERZOEK	
3 FORMULIER GANGBEELD ONDERZOEK	
4 FORMULIER ZORGPLAN	
5 FORMULIER PROGRAMMA VAN EISEN	
6 FORMULIER TRAINING EN EVALUATIE	
7 FORMULIER KETENDOSSIER	
8 SCHEMA 1 ENKELNIVEAU	
9 SCHEMA 2 KNIENIVEAU	
10 BEGRIPPENLIJST	

SAMENSTELLING VAN DE WERKGROEP

KERNREDACTIE

Dr. Merel-Anne Brehm	(uitvoerder en projectcoördinator)
Prof.dr. Frans Nollet	(inhoudelijk projectleider)

WERKGROEP

- | | |
|----------------------------|---|
| • Dr. Merel-Anne Brehm | (senior onderzoeker afd. Revalidatie AMC, Amsterdam) |
| • Prof. dr. Frans Nollet | (revalidatiearts; hoofd afdeling Revalidatie AMC, Amsterdam) |
| • Dr. Carine van Schie | (senior onderzoeker AMC, Amsterdam) |
| • Drs. Viola Altmann | (revalidatiearts Sint Maartsenkliniek) |
| • Dr. Mark Nederhand | (revalidatiearts Roessingh Research & Development) |
| • Dr. ir. Jaap Harlaar | (hoofd bewegingslaboratorium afd. Revalidatiegeneeskunde VUmc) |
| • Kees Noppe | (Noppe Orthopedietechniek, Noordwijkerhout) |
| • Ing. Garik Khatschatrian | (orthopedisch technoloog POM B.V. Orthopedie, Nijmegen) |
| • Eric Hoekman | (orthopedisch instrumentmaker LIVIT Orthopedie, Haarlem) |
| • Ing. M.Sc. Fred Holtkamp | (associate lector Orthopedische Technologie Fontys Hogeschool, Eindhoven) |
| • Dr. Yvonne Heerkens | (bestuurslid ISPO Nederland, senior onderzoeker NPi, lector HAN) |
| • Ir. Theo Bougie | (directeur BRT advies, lid ISO/TC168/WG1 en ISO/TG168/WG2) |
| • Martin Houben | (inkoper hulpmiddelen VGZIZA) |
| • M.Sc. Bert Bröcking | (patiëntvertegenwoordiger van de VSN Werkgroep Polio) |

OVERIGE BETROKKEKEN

- | | |
|----------------------------------|---|
| • Prof. dr. Joost Dekker | (bestuurlijk projectleider, hoogleraar paramedische zorg VUmc) |
| • Dr. Huub van der Heide | (orthopedisch chirurg, LUMC, Leiden; <i>betrokken namens de NOV</i>) |
| • Dr. Johanneke de Rijk-v. Andel | (kinderneuroloog Revant, Breda; <i>betrokken namens de NVKN</i>) |
| • Jos Dekkers | (fysiotherapeut Adelante, Hoensbroek) |
| • Anne-Carien Beishuizen | (fysiotherapeut afd. Revalidatie AMC, Amsterdam) |

VOORWOORD

De afdelingen Revalidatie van het Academisch Medisch Centrum (AMC) en het VU Universitair medisch centrum (VUmc) in Amsterdam hebben in maart 2008 het initiatief genomen tot het opstellen van een richtlijn voor de verstrekking van beenorthesen bij patiënten met blijvende ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren. De inhoud van de richtlijn is gebaseerd op wetenschappelijke studies en op de klinische expertise van deskundigen uit het werkveld: revalidatieartsen, orthopedisch instrumentmakers, fysiotherapeuten, orthopeden, kinderneurologen, bewegingswetenschappers, biomedisch ingenieurs, beleidsmedewerkers, verzekeraars en gebruikers.

De richtlijn is vormgegeven als handboek: 'Beenorthesen bij slappe verlammingen', waarin de door CVZ ontwikkelde Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg is gevolgd. De Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg is op dit moment dé nationale standaard om het verstrekingsproces van hulpmiddelen te beschrijven en gaat uit van de zogenaamde functiegerichte aanspraak op hulpmiddelen in de Zorgverzekeringswet (i.e. bij het verstrekken van hulpmiddelen staat niet het hulpmiddel, maar het functioneren van de cliënt centraal).

De Procesbeschrijving is gebruikt als raamwerk voor het op te stellen handboek. Concreet betekent dit dat de hoofdstukindeling van het handboek de verschillende stappen uit de Procesbeschrijving (i.e. de zorgketen) volgt. In het handboek is ook aansluiting gezocht met internationale standaarden als de ISO 9999 en Cliq. Deze hulpmiddelenclassificaties bieden een geschikte terminologie om te komen tot een transparante selectie van een benodigd hulpmiddel.

Op 1 juni 2011 is het project afgerond en voor u ligt het eindproduct dat uit het project is voortgekomen: *een klinisch handboek voor het verstrekken van beenorthesen bij mensen met blijvende ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren*.

Merel Brehm, uitvoerder en projectcoördinator
Amsterdam, 1 mei 2012

HOOFDSTUK 1

Inleiding

1.1 ACHTERGROND

De aanleiding om dit handboek te ontwikkelen heeft betrekking op het onderzoeksproject '*Knie-enkel-voet orthesen*' (KEVO), onderdeel van de door ZonMw gefinancierde CARPA-studie (*Comorbidity and aging in rehabilitation patients*) bij patiënten met late gevolgen van polio.

Het is bekend dat de late gevolgen van polio (PPS), waaronder nieuwe spierzwakte, spierpijn en gewrichtspijn langzaam progressief zijn en in toenemende mate problemen veroorzaken in het uitvoeren van dagelijkse fysieke activiteiten zoals staan, lopen en traplopen⁽¹⁾. Hierdoor, zoals blijkt uit de resultaten van de CARPA-studie⁽²⁾, nemen de maatschappelijke participatie en kwaliteit van leven af. Gezien de te verwachten groei van het aantal PPS patiënten met een dergelijk beeld in de revalidatie, verdient het daarom aanbeveling om adequate behandelinterventies te ontwikkelen, dan wel om bestaande interventies te optimaliseren.

Een interventie die veel wordt toegepast bij patiënten met PPS om staan en lopen mogelijk te maken, is de orthese-behandeling en specifiek de toepassing van enkel-voet orthesen (EVOs) en knie-enkel-voet orthesen (KEVOs). Landelijke cijfers van de GIPdatabank laten een raming zien van circa 110.000 orthesegebruikers (diagnosebreed) in het jaar 2010 (*GIP databank 2011*)^(a,b). Hoewel deze grootschalige toepassing van EVOs en KEVO een effectieve behandeling suggereert, wordt dit niet ondersteund door de wetenschappelijke literatuur. Zoals staat beschreven in het Signaleringsrapport hulpmiddelen 2006 van het College Voor Zorgverzekeraars (CVZ)⁽³⁾, berust het voorschrijven van orthesen vooral op de kundigheid en ervaring van de arts en orthopedisch technicus (trial-and-error aanpak). Met andere woorden, het ontbreekt aan wetenschappelijke kennis over de werkingsmechanismen en mogelijkheden van orthesen bij oud-poliopatiënten en tot op heden zijn er geen uniforme richtlijnen beschikbaar. Dit is overigens niet verschillend van andere diagnosegroepen, zoals spierdystrofie, cerebrale parese en multipale sclerose, waar de orthesebehandeling tevens een belangrijke behandelmodaliteit is.

Het KEVO project, een samenwerkingsverband tussen Noppe Orthopedietechniek en de afdelingen Revalidatiegeneeskunde van het VU Universitair Medisch Centrum (VUmc) en Academisch Medisch Centrum (AMC) in Amsterdam, heeft handvatten en inzichten opgeleverd die een belangrijke bijdrage kunnen leveren aan het verbeteren van de orthese-behandeling. Het onderzoek heeft bijvoorbeeld aangetoond dat de toepassing van nieuwe materialen (koolstofcomposiet) en een verbeterd indicatieproces belangrijke mogelijkheden vormen om de loopefficiëntie te vergroten en daarmee om het fysieke functioneren van patiënten met PPS te verbeteren⁽⁴⁾. Dit werd enerzijds bereikt door betere materiaaleigenschappen ten aanzien van stijfheid, gewicht en modeleerbaarheid, waardoor een stabielere, lichtere en beter passende orthese werd verkregen. Anderzijds werd dit bereikt door optimalisatie van de biomechanische werking van de orthese aan de hand van klinisch gangbeeld onderzoek. Het gebruik van dergelijk gangbeeld onderzoek heeft tot belangrijke inzichten geleid in een aantal werkingsmechanismen van KEVOs, die zeer bruikbaar zijn bij het indiceren en vervaardigen van orthesen. Het verspreiden en implementeren van deze kennis onder voorschrijvers en orthopedisch instrumentmakers is dan ook belangrijk. Hiertoe zijn de onderzoeksresultaten van het KEVO project, aangevuld met de klinische ervaring

van diverse betrokken disciplines, omgezet in een praktische, begrijpelijke en eenduidige vorm; een richtlijn. Deze richtlijn zal overigens algemener bruikbaar zijn dan alleen voor mensen met de late gevolgen van poliomyelitis en zich ook richten op andere oorzaken van ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren.

1.2 RICHTLIJNPROJECT 'ORTHESE HANDBOEK'

De totstandkoming van de richtlijn is vormgegeven in het project 'Orthese handboek', onderdeel van de 2^e top down implementatieronde van het programma Revalidatieonderzoek van ZonMw. In februari 2008 is een start gemaakt met dit project, waarbij in de eerste twee jaar de nadruk heeft gelegen op de ontwikkeling van de richtlijn en het laatste jaar gericht was op de pilot-implementatie. De pilot-implementatie heeft plaatsgevonden op de afdelingen Revalidatie van het AMC in Amsterdam, de Sint Maartenskliniek in Nijmegen en het revalidatiecentrum het Roessingh in Enschede. Hierbij zijn 15 patiënten volgens de richtlijn behandeld. De pilot-implementatie is vervolgens getoetst aan de hand van een vragenlijst onder de gebruikers. De richtlijn werd als bruikbaar beoordeeld en is op detail aangepast tot een concept versie, vormgegeven als handboek, die vervolgens voor inhoudelijk commentaar is ingediend bij de Richtlijnen Commissie van de Vereniging voor Revalidatieartsen (VRA). Naar aanleiding van deze commentaarfase is de richtlijn bijgesteld tot een definitieve versie, waarvan dit het eindproduct is.

1.2.1 Doelstelling

De doelstelling van het project 'Orthese handboek' was het ontwikkelen en implementeren van een richtlijn voor het verstrekken van naar maat gemaakte beenorthesen bij mensen (kinderen en volwassenen) met blijvende ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren, ten behoeve van het verbeteren van het indiceren en vervaardigen van orthesen. De specifieke aandoeningen die in de richtlijn beschreven zijn betreffen: poliomyelitis en het postpolio syndroom (PPS); spinale musculaire atrofie, type 3 (SMA 3); hereditaire motorische en sensorische neuropathie (HMSN); Duchenne spierdystrofie (DSD); Becker spierdystrofie (BSD) en Inclusion Body Myositis (IBM).

1.2.2 Doelgroep

De richtlijn is primair bedoeld voor alle zorgverleners die bij het proces van de hulpmiddelenzorg van beenorthesen betrokken zijn: medisch specialisten (revalidatieartsen, maar ook orthopeden en (kinder)neurologen), leveranciers, orthopedisch instrumentmakers, fysiotherapeuten, bewegingslab medewerkers en orthopedisch ingenieurs. Daarnaast is de richtlijn inzichtelijk voor secundaire doelgroepen, zoals verwijzers, zorgverzekeraars, gebruikers van orthesen, onderwijsdeskundigen, wetenschappers en andere belanghebbenden.

1.3 PROJECTBETROKKEN

1.3.1 Opdrachtgever/ medeopdrachtgever

Het richtlijnproject is gefinancierd door ZonMw (opdrachtgever). Medefinanciering is verkregen vanuit de Stichting Kwaliteitsgelden Medisch Specialisten (SKMS). De opdrachtnemer was het VUmc, in samenwerking met het AMC in Amsterdam. Voor het creëren van implementatiedraagvlak zijn door de opdrachtnemer vijf partijen uit de beroeps- en branche vereniging benaderd, respectievelijk de Nederlandse tak van de International Society for Prosthetics and Orthotics (ISPO Nederland), de VRA, de werkgroep Revalidatieartsen voor spierziekten van de Vereniging Spierziekten Nederland (VSN), de Nederlandse Vereniging voor Orthopeden (NOV) en de Nederlandse Vereniging voor Kinderneurologen (NVKN).

1.3.2 Projectgroep

De projectgroep werd gevormd door de betrokken opdrachtnemers uit het VUmc en AMC. Deze projectgroep stond onder inhoudelijk voorzitterschap van prof. dr. F. Nollet (projectleider) en dr. M.A. Brehm (coördinator en uitvoerder) van de afdeling Revalidatie AMC. Vanuit de afdeling Revalidatiegeneeskunde VUmc was Prof. dr. J. Dekker betrokken als bestuurlijk projectleider.

1.3.3 Expertgroep

De inhoud van de richtlijn is tot stand gekomen door een multidisciplinaire expertgroep die bestond uit 14 representatieve vertegenwoordigers van betrokken partijen; revalidatieartsen, orthopedisch instrumentmakers, bewegingswetenschappers, zorgverzekeraars, patiënten, een docent van de opleiding Orthopedische Technologie en een bestuurslid van ISPO Nederland. De namen en functies van deze vertegenwoordigers staan vermeld op pagina 7. Bij het samenstellen van de werkgroep is zoveel mogelijk rekening gehouden met een evenredige vertegenwoordiging van de verschillende betrokken disciplines, instellingen en bedrijven en landelijke spreiding en mandatering vanuit de wetenschappelijke en beroepsverenigingen.

1.4 KADER VAN HET PROJECT

1.4.1 Typen orthesen

De richtlijn spitst zich toe op het verstrekken van *naar maat gemaakte beenorthesen* bij patiënten met slappe verlammingen van de beenspieren (i.e. met perifeer motorische paresen). Hiermee wordt de orthese behandeling bij patiënten met spastische verlammingen (i.e. met centraal motorische paresen) buiten beschouwing gelaten. Ook worden geprefabriceerde beenorthesen besproken, zij het veel minder uitgebreid. Uitgaande van de codes

van de nationale hulpmiddelen classificatie Cliq¹ ⁽⁵⁾, zijn de volgende typen beenorthesen (06.12.00) in het handboek opgenomen²:

- 06.12.06, enkel-voet orthesen (EVOs): orthesen die het enkelgewricht en de gehele of een deel van de voet omsluiten.
- 06.12.09, knie orthesen (KOs): orthesen die het kniegewricht omsluiten.
- 06.12.12, knie-enkel-voet orthesen (KEVOs): orthesen die het kniegewricht, enkelgewricht en de voet omsluiten.

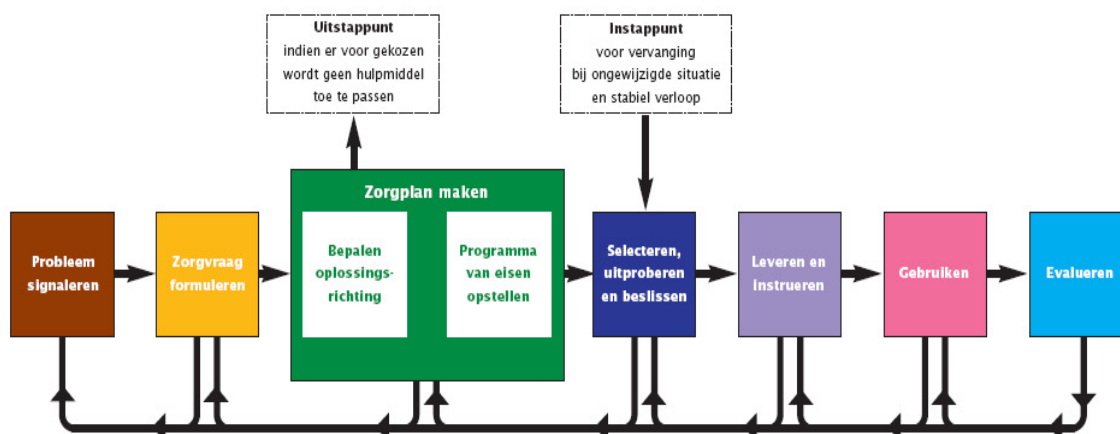
Dit zijn de meest voorkomende typen beenorthesen zijn die bij patiënten met ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren worden voorgeschreven. Daarom zijn indicaties, zorgplannen, uitvoeringsvormen en vervaardigingstechnieken binnen dit kader beschreven.

1.4.2 Interne en externe ontwikkelingen

Het kader van de richtlijn is verder gevormd aan de hand van een aantal relevante externe ontwikkelingen. Deze ontwikkelingen betreffen het gebruik van de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg en de terminologie ontleend aan de ICF (International Classification of Functioning, Disability and Health), als ook de huidige Europese en Nederlandse wetgeving met betrekking tot medische hulpmiddelen. Verder is aangesloten bij de ISO9999 en Clig, twee classificaties van hulpmiddelen die nationaal en internationaal geaccepteerd zijn.

1.4.2.1 Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg

Als basis voor de stroomlijning van het orthese verstrekkingproces is de ‘Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg’ van het College voor zorgverzekeraars (CVZ) als uitgangspunt genomen^(c). De Procesbeschrijving (Figuur 1) is ontwikkeld in nauwe samenwerking met het veld en het model sluit aan op de huidige wet en regelgeving.



Figuur 1: Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg (overgenomen uit www.cvz.nl³)

¹ Een beschrijving van de classificatie Clig en het project Clig is gegeven in paragraaf 1.4.2.5.

² Een omschrijving van het begrip orthese (definitie, indicaties en functies) is gegeven in Hoofdstuk 4.

³ zie voor een uitgebreide beschrijving http://www.cyz.nl/resources/procesbeschrijvingen_hulpmiddelen_tcm28-18804.pdf

Met de procesbeschrijving kan de hele keten van activiteiten in de hulpmiddelenzorg in beeld worden gebracht; van het signaleren van het probleem van de patiënt, naar het bepalen van de oplossingsrichting, tot aan de evaluatie van het verstrekte hulpmiddel. De Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg biedt dus een raamwerk en een standaardtaal voor uniforme informatie-uitwisseling over hulpmiddelenzorg en is een belangrijk middel voor revalidatieartsen, orthopedisch instrumentmakers en andere vertegenwoordigers uit het werkveld.

In 2006 is de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg afgerond en momenteel wordt zij beheerd door de Chronisch zieken en Gehandicapten Raad (CG-Raad). Hiermee is de procesbeschrijving de nationale standaard om het verstrekkingproces van hulpmiddelen te beschrijven. Om die reden is het model gebruikt als raamwerk voor de op te stellen richtlijn. Concreet betekent dit dat de hoofdstukindeling van de richtlijn de verschillende stappen in de procesbeschrijving volgt, te beginnen met stap 1; de Probleemsignalering (Hoofdstuk 2).

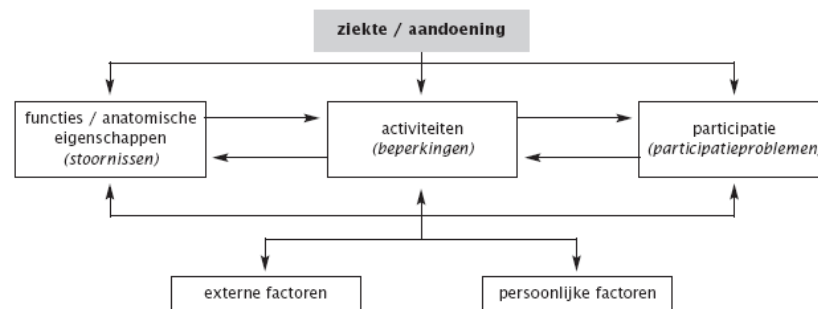
1.4.2.2 De ICF

De International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF) wordt door de Wereldgezondheidsorganisatie (WHO) gepropageerd als classificatie voor het beschrijven van het functioneren van de patiënt, inclusief factoren die op dat functioneren van invloed zijn. De classificatie, die in 2001 is gepubliceerd⁽⁶⁾, is internationaal erkend en wordt binnen de revalidatiesetting algemeen gebruikt om de zorgvraag van de cliënt in kaart te brengen. In Nederland wordt het in de ICF gebruikte schema ook wel het model van menselijk functioneren genoemd.

In het ICF schema (Figuur 2) staan de verschillende kernbegrippen voor het beschrijven van het menselijk functioneren en hun onderlinge relaties. De kernbegrippen zijn: ⁽⁶⁻⁸⁾

- *Functies en anatomische eigenschappen*
Functies zijn de fysiologische en mentale eigenschappen van het menselijk lichaam en met anatomische eigenschappen worden de positie, aanwezigheid, vorm en continuïteit van onderdelen van het menselijk lichaam bedoeld. Afwijkingen in, of verlies van functies of anatomische eigenschappen worden aangeduid met *stoornissen* (bijv. *stoornissen in spiersterkte*).
- *Activiteiten*
Activiteiten zijn onderdelen van iemands handelen. Problemen in het uitvoeren van activiteiten worden aangeduid met *beperkingen* (bijv. *beperkingen in het lopen*).
- *Participatie*
Participatie betreft iemands deelname aan het maatschappelijke leven. Problemen op dit terrein worden aangeduid met *participatieproblemen* (bijv. *participatieproblemen in de uitvoering van werk en hobby's*).
- *Externe en persoonlijke factoren*
Externe factoren betreffen iemands fysieke en sociale omgeving (bijv. *huisvesting*). Persoonlijke factoren bestaan uit kenmerken van het individu die geen deel uitmaken van de functionele gezondheidstoestand (bijv. *leeftijd, coping en leefstijl*). Externe factoren en persoonlijke factoren kunnen het functioneren zowel in positieve als negatieve zin beïnvloeden.

Tegenwoordig draagt de WHO haar lidstaten op om gegevens over de bevolking aan te leveren zowel in termen van ziekten, aandoeningen en letsels (te klasseren met de International Statistical Classification of Diseases and other health related factors, tenth revision (ICD-10), als in termen van het menselijk functioneren (ICF)⁽⁸⁾. Om die reden is de ICF opgenomen in de richtlijn als terminologie standaard voor het beschrijven van het functioneren van de doelgroepopulatie.



Figuur 2. Het schema van menselijk functioneren —WHO International Classification of Functioning, Disability and Health

1.4.2.3 Wettelijk kader

De Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg en de ICF op dit moment dé standaarden binnen de zorgsector en het gezondheidszorgbeleid. In dit verband wordt, naast dit beleidskader, ook het wettelijk kader (Europees en Nederlands) rondom de hulpmiddelenzorg toegelicht^(9; d t/m i).

*Europees wettelijk kader m.b.t. medische hulpmiddelen*⁴

Medische hulpmiddelen – waartoe veel hulpmiddelen voor mensen met functioneringsproblemen behoren - zijn binnen de open Europese markt vrij verhandelbaar. Voorwaarde is dat de hulpmiddelen voldoen aan de ‘Europese Richtlijn Medische Hulpmiddelen’⁽¹⁰⁾. Deze Richtlijn stelt voorwaarden aan de veiligheid van een hulpmiddel, aan milieulasten en aan het functioneren (borging van wat het geleverde product doet en dat het product ook doet wat de fabrikant aangeeft – *intended use*). Hiertoe zijn in de Europese Richtlijn algemene, ontwerp- en constructie-eisen opgenomen waaraan een medisch hulpmiddel moet voldoen, evenals een verplichting tot informatie over het beoogde gebruik (product kenbaar met een CE-markering).

CE-markering

Met betrekking tot de CE-markering zijn hulpmiddelen in de Europese Richtlijn ingedeeld in drie hoofdklassen met verschillende mate van risico voor de gebruiker en behandelaar. Alléén producten uit een lage risicoklasse (klasse 1) mag de fabrikant zelf CE-markeren. Dit geldt voor nagenoeg alle hulpmiddelen voor mensen met functioneringsproblemen. De verantwoording ten aanzien van het nakomen van de Europese Richtlijn ligt voor alle risicoklassen bij de fabrikant, die de volledige productaansprakelijkheid draagt. Het toezicht op de

⁴ Een uitgebreidere versie van deze tekst, geschreven door Ir. T. Bougie, is beschikbaar via www.brt-advies.nl .(d, 9)

handhaving van de Richtlijn ligt bij de Europese Unie die dat op haar beurt overdraagt aan nationale overheden; in Nederland is dit het Ministerie van Volksgezondheid, Welzijn en Sport (VWS). Het voldoen aan de Europese Richtlijn wordt door de fabrikant tot uitdrukking gebracht door plaatsing van een CE-markering op het product, waarmee wordt aangegeven dat het product op alle nationale markten vrij verhandeld kan worden.

CE-markering bij naar maat gemaakte hulpmiddelen

Een van de uitzonderingen op het aanbrengen van de CE-markering geldt voor de hulpmiddelen naar maat gemaakt; de markering mag dan niet worden aangebracht. Een hulpmiddel naar maat gemaakt is een “medisch hulpmiddel dat speciaal is vervaardigd volgens voorschrift van een ter zake gekwalificeerde arts, waarin onder zijn verantwoordelijkheid de specifieke kenmerken van het ontwerp zijn aangegeven en dat is bestemd om uitsluitend door een bepaalde patiënt te worden gebezigd”⁽¹¹⁾. Omdat deze richtlijn zich grotendeels richt op orthesen naar maat gemaakt, is het belangrijk de Europese en Nationale afspraken hieromtrent te kennen. Hieronder kort toegelicht.

De Europese Richtlijn is bij een hulpmiddel naar maat gemaakt ten volle van kracht. Echter, het hulpmiddel mag niet voorzien zijn van een CE-markering. De achtergrond daarvan is dat het hulpmiddel wel aan alle eisen van de Europese Richtlijn moet voldoen, maar de fabrikant uiterst moeilijk aan de toetsingsprocedure kan voldoen bij een uniek hulpmiddel. Daarom moet per product duidelijk vastgesteld en gemotiveerd worden welke eisen uit de Europese Richtlijn wel of niet van toepassing zijn, waarom het product naar maat moet zijn en om het product te labelen moet de naam van de patiënt “op de verpakking” worden vermeld. De arts moet dus volgens de Europese Richtlijn verifiëren dat voor die patiënt een niet-CE-gemarkeerd product nodig is en aangeven aan welke eisen het niet-CE-gemarkeerde hulpmiddel moet voldoen. De arts is dan ook medeverantwoordelijk ten aanzien van de keuze en bijzonderheden van het individuele hulpmiddel. Fabrikant (maker van het product naar maat) en arts delen als het ware de aansprakelijkheid ten aanzien van het product. Veel orthopedische hulpmiddelen vallen door de aard van het gebruik (individuele eisen en maten, individuele specificaties) en de aangewende bouwwijze (lokaal naar maat gemaakt, combinatie van industriële componenten met maatwerk, maatwerk dat tot stand komt buiten het invloedsveld van de fabrikant van componenten, etc.) onder deze uitzondering. Dit geldt voor prothesen, maatwerk orthopedische schoenen, orthesen en andere hulpmiddelen naar maat gemaakt. In geval van ‘naar maat gemaakt’ moet de fabrikant/leverancier een ‘voorschrift’ kunnen tonen van de arts, waarmee als het ware de medeverantwoordelijkheid van de arts wordt vastgelegd. De arts is verantwoordelijk voor de motivering van ‘naar maat gemaakt’ en de bijzondere specificaties (aangrijpen op het lichaam, functionaliteit) voor deze gebruiker, terwijl de fabrikant (instrumentmaker of schoentechnicus) verantwoordelijk is voor de technische verwoording, materiaalkeuze, het technisch functioneren, etc.

De implementatie van de Europese Richtlijn is in Nederland vormgegeven in het Besluit Medische Hulpmiddelen. Verreweg het grootste deel van de hulpmiddelenzorg is hierin geregeld, als ook in de Regeling Zorgverzekeringswet (Zvw)⁽¹²⁾. De Zvw is op dit moment de meest relevante wet in Nederland in het kader van het verstrekken van beenorthesen en voor de gebruiker van deze richtlijn is het daarom belangrijk iets over deze wet te weten^(12,13).

Regeling Zorgverzekeringswet (Zvw)

In januari 2006 is een nieuw ziektekostenstelsel ingevoerd, vastgelegd in de Regeling Zorgverzekeringswet (Zvw). Dit nieuwe zorgstelsel geeft ten opzichte van het oude zorgstelsel meer ruimte om in te spelen op de behoeften van patiënten (meer klantgerichtheid), het geeft zorgverzekeraars een sterkere positie tegenover de aanbieders van zorg (minder bureaucratie) en het moet de zorg doelmatiger maken (doelmatigheid)^(e-i).

De Regeling Zvw is een private verzekering en de te verzekeren aanspraken op grond van deze wet zijn neergelegd in het Besluit zorgverzekering (Bzv) en in de Regeling. In paragraaf 1.4 van de Regeling is de te verzekeren prestatie 'Hulpmiddelenzorg' opgenomen. Uitgaande van de geformuleerde kaders in de Regeling moeten zorgverzekeraars een aantal publieke randvoorwaarden in acht nemen. Zo is voor wat betreft de hulpmiddelenzorg onder andere vastgelegd dat:

1. de verzekerde recht heeft op een functionerend hulpmiddel (inclusief training en instructie) conform de (internationale) stand van de wetenschap en praktijk (art. 2.1, 2e lid van het Bzv).
2. een hulpmiddel verstrekt moet worden op basis van zorginhoudelijke criteria, rekening houdend met de persoonlijke situatie van de gebruiker
3. wordt uitgegaan van een functiegerichte omschrijving van de aanspraken (vraaggestuurde zorg) in plaats van een voorzieningengerichte omschrijving (aanbodgestuurde zorg). Om dit te bereiken wordt de zorg op wettelijk niveau uniform omschreven, maar bepaalt de verzekeraar welke vorm het beste aansluit bij de behoefte van de verzekerde. Hierbij geldt dat i) het individuele probleem in termen van functioneringsproblemen bepalend is voor het recht op en de keuze van een oplossing, en ii) de ICF uitgangspunt is voor het formuleren van de probleemstelling en de functiegerichte indicatiestelling.

Relatie Regeling Zvw en Besluit medische hulpmiddelen

De Regeling Zvw geeft dus aan welke verzekerde prestaties een verzekerde in de Zvw kan doen gelden. Als voldaan wordt aan het gestelde in de Regeling, de individuele polis van een verzekerde en als er een functiegerichte omschrijving ligt, dan zal de verzekeraar een hulpmiddel moeten verstrekken. Onderliggend aan deze functiegerichte omschreven verzekerde prestaties is de wetgeving ten aanzien van de handel en industrie waartoe de Europese richtlijn Medische Hulpmiddelen behoort. Zo geldt dat de leverancier in zijn rol als fabrikant een medisch hulpmiddel gemaakt naar maat alleen op de markt mag brengen als er een voorschrift van een arts is. Houdt een fabrikant zich hier niet aan, dat is sprake van een economisch delict. Een verzekeraar zal in de leveringscontracten met leveranciers van hulpmiddelenzorg maatregelen (moeten) treffen om de levering van hulpmiddelen adequaat en volgens het Nederlands Recht te laten plaatsvinden.

1.4.2.4 ISO9999

De ISO9999 'Assistive products for persons with disability – Classification and terminology', versie 2007, is een internationale norm die in de Europese Unie geaccepteerd is als classificatie van hulpmiddelen (EN-ISO9999). De norm wordt in Nederland beheerd door de Nederlandse Normcommissie 303 072, volgens de regels van het

NEN. De Nederlandse vertaling van de 2007 versie (NEN-EN-ISO9999 'Hulpmiddelen voor mensen met functioneringsproblemen - Classificatie en terminologie') is in 2009 verschenen.

De ISO9999 is bedoeld om, aan de hand van een classificatie op basis van codes, onderlinge communicatie te bevorderen over het gebruik en verbruik van hulpmiddelen voor mensen met functioneringsproblemen. De huidige ISO9999 bevat een codering bestaande uit zes cijfers (3x2). De indeling is als volgt⁵: van links naar rechts de niveaus: hoofdgroep, groep en subgroep. Elk niveau telt twee posities (dus drie niveaus van twee posities). Termen op het niveau van een hoofdgroep zijn bedoeld om een breed terrein van functionaliteit aan te duiden (bijvoorbeeld 'Hulpmiddelen voor communicatie en informatie'). Termen op het niveau van een groep geven een speciale functie aan (bijvoorbeeld 'Hulpmiddelen voor lezen'), als onderdeel van de hoofdgroep. Termen op het niveau van een subgroep geven bepaalde producten aan (bijvoorbeeld 'Boekondersteuningen en boekenstandaards'), als onderdeel van de groep. Vaak staat in de subgroep de wijze waarop techniek een oplossing biedt voor een probleem. Kernvraag bij het classificeren van producten is: hoe onderscheiden de oplossingen zich van elkaar?

1.4.2.5 Cliq

Bovengenoemde ontwikkelingen, de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg, de ICF en de ISO9999, zijn uitgangspunt geweest voor het project *Cliq* (Classificatie met IQ). Cliq is een nationale verfijning van de ISO9999. Deze nationale classificatie is in de periode 2001-2006 tot stand gekomen in nauwe samenwerking met en mede gefinancierd door het CVZ (zie www.cliq.nl)^(i,k). Cliq bevat een codering bestaande uit maximaal 12 cijfers (6x2); een uitbreiding van 3x2 cijfers op de al bestaande 3x2 cijfers van de ISO9999. Deze uitbereiding, gebaseerd op de denksystematiek van het ICF model, is een nadere indeling op basis van het "beoogd gebruik" (=intended use) van een hulpmiddel.

Intended use

Het begrip *intended use* is een productkenmerk met een wettelijke status waarmee de fabrikant aangeeft wat de gebruiker van het product kan en mag verwachten^(l). Vanuit het perspectief van de gebruiker gaat het om die productkenmerken van het hulpmiddel die voor de cliënt relevant zijn bij het selecteren en gebruiken van hulpmiddelen, te weten kenmerken gerelateerd aan:

- het doel van het hulpmiddel
- de functionaliteit van het hulpmiddel
- de cosmetiek van het hulpmiddel
- de technische capaciteiten van het hulpmiddel
- de gebruiksvriendelijkheid en het comfort van het hulpmiddel.

Niet al deze kenmerken zijn voor alle hulpmiddelen relevant, wat betekent dat altijd bepaald moet worden wat vanuit het gebruikersperspectief relevante kenmerken zijn van het hulpmiddel. Met andere woorden, er zal moeten worden bepaald wat het beoogd gebruik van een hulpmiddel is (= *product related intended use*).

⁵ de beschrijving van de ISO9999 cijferindeling is overgenomen van de Handy-wijzer (www.handy-wijzer.nl)

Product related intended use

De Cliq classificatie gaat uit van de product related intended use, ofwel van de functiegerichtheid van een hulpmiddel en het bevat een nadere detaillering van de hulpmiddelen conform ISO9999. Hiermee kent Cliq een geschikte terminologie om te komen tot een transparante selectie van een hulpmiddel door de koppeling tussen de eigenschappen van een hulpmiddel enerzijds (ISO9999) en de wensen en mogelijkheden van de toekomstige gebruiker anderzijds (= *human intended related use*). Deze koppeling staat centraal in de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg en daarmee ook in dit handboek.

1.5 PATIENTENPARTICIPATIE IN HET PROJECT

1.5.1 Achtergrond

Een geheel andere ontwikkeling binnen de hulpmiddelenzorg en gezondheidszorg, los van beleidskaders en wetgeving, betreft de positie van de patiënt in het kader van de patiëntenparticipatie. Patiënten zijn steeds beter op de hoogte van de mogelijkheden in de medische zorg⁽¹⁴⁾. Patiënten willen goed geïnformeerd worden over hun gezondheid en de behandelmogelijkheden. Zij krijgen daardoor meer zelfvertrouwen binnen de hulpverleningsrelatie en zijn daardoor beter in staat hun wensen en behoeften ten aanzien van de zorg te formuleren⁽¹⁵⁾. Daarnaast accepteren patiënten de beperkingen van het zorgaanbod niet langer en willen ze dat er meer rekening wordt gehouden met hun wensen en behoeften⁽¹⁶⁾. Uiteindelijk resulteerde dit in een drietal wetten, waarin de rechten van patiënten wettelijk geborgd werden. Behalve wettelijke borging van patiëntenrechten, heeft de overheid ook met andere middelen in het patiënten- en consumentenbeleid de rol van patiënten- en consumentenorganisaties erkend. Zo is in de jaren negentig de rol van de patiëntenorganisaties gestimuleerd door allerlei subsidies van het ministerie.

1.5.2 Invulling patiëntenparticipatie

Onder invloed van bovengenoemde ontwikkelingen wordt er tegenwoordig steeds meer belang gehecht aan het betrekken van de patiënten voor wie het wetenschappelijk onderzoek en de implementatie daarvan bedoeld is. Voor veel instituten en fondsen is participatie van patiënten in wetenschap- en implementatieprojecten een absolute voorwaarde. Om die reden is bij het schrijven van deze richtlijn een vertegenwoordiger van de Werkgroep Polio van de VSN betrokken. Deze betrokkenheid betrof een rol in de expertgroep op basis van onderlinge informatie-uitwisseling, onderling overleg en advies o.a. over onderwerpen als het helder krijgen van de zorgvraag; het geven van informatie over het gebruik van de orthese en het zorg dragen voor een goede informatieoverdracht tussen de verschillende betrokkenen in het zorgproces.

SAMENGEVAT

De afgelopen jaren zijn in Nederland ingrijpende stelselwijzigingen doorgevoerd ten behoeve van de hulpmiddelenzorg. De nieuwe wetgeving (waaronder de Zvw) gaat niet langer uit van het productaanbod, maar stelt de individuele zorgvraag van de patiënt centraal.

Om het centraal stellen van de individuele zorgvraag bij de verstrekking van hulpmiddelen te kunnen waarborgen, dringen de minister van VWS en de meerderheid van de Tweede Kamer aan op de ontwikkeling van een uniform en transparant indicatieproces aan de hand van zorgprotocollen. Hiermee kunnen de aard, inhoud en omvang van de individuele zorgvraag beter en objectiever worden bepaald. Bovendien moeten aanspraken functiegericht omschreven worden, wat specifiek voor orthesen in 2009 is gaan gelden. Op dit moment echter, is het indiceren op basis van zorgprotocollen, als ook het functiegericht omschrijven⁶ nog niet concreet uitgewerkt, terwijl de nieuwe wetgeving voor het verstrekken van orthesen al wel van kracht is. Het ontwikkelen van protocollen, specifiek gericht op het verstrekingsproces van beenorthesen, is dus van groot belang, ten behoeve van een gestandaardiseerde zorgrealisatie.

Een bruikbaar handvat voor het ontwikkelen van protocollen met betrekking tot het verstrekken van hulpmiddelen is de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg, waarin het klinische beeld, de persoonskenmerken van de patiënt en de situatie worden betrokken. De Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg wordt beheerd door de CG-Raad en is op dit moment dé nationale standaard om het verstrekingsproces van hulpmiddelen te beschrijven.⁷ Om deze reden is de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg gebruikt als raamwerk voor het op te stellen handboek. Concreet betekent dit dat de hoofdstukindeling van dit handboek de verschillende stappen in de procesbeschrijving volgt. Daarnaast is in het handboek aansluiting gezocht met de classificatie Cliq, die een geschikte terminologie kent om te komen tot een transparante selectie van een hulpmiddel. Dit door de koppeling te maken tussen de eigenschappen van een hulpmiddel enerzijds (ISO9999) en de wensen en mogelijkheden van de toekomstige gebruiker anderzijds (ICF). Hoe deze wensen en mogelijkheden van de gebruiker zo goed mogelijk in kaart kunnen worden gebracht is beschreven in Hoofdstuk 3. Het volgende hoofdstuk (Hoofdstuk 2) gaat eerst in op de doelgroepopulatie van dit handboek, patiënten met blijvende ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren.

⁶ Functiegericht omschrijven betekent dat het zoveel mogelijk opheffen of verminderen van een functiestoornis, beperking of participatieprobleem het uitgangspunt is.

⁷ In 2010 is de Basisrichtlijn Hulpmiddelenzorg verschenen, een nadere uitwerking van de Procesbeschrijving Hulpmiddelenzorg. Deze richtlijn is opgenomen in een rapport van de CG-Raad⁽¹⁶⁾, maar ook als los bestand te downloaden van de website van de CG-Raad (www.cg-raad.nl).

REFERENTIES

1. Nollet F, Beelen A, Twisk JW et al. Perceived health and physical functioning in postpoliomyelitis syndrome: a six year follow-up study. Arch Phys Med Rehabil 2003;84:1048-1056
2. Stolwijk-Swuste JM, Beelen A, Lankhorst GJ, Nollet F. Impact of co-morbidity on the functioning of patients with sequelae of poliomyelitis: a cross-sectional study. J Rehabil Med 2007; 39: 56-62.
3. Visser ECM, Link AJ. Signaleringsrapport Hulpmiddelen 2006. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2006.
4. Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CAM, Harlaar J, Nollet F. The effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. J Rehabil Med 2007; 39: 651-657.
5. Assistive products for persons with disability- Classification and terminology ISO 9999, fourth edition, 2007
6. WHO. International Classification of Functioning, Disability and Health: ICF. Geneva, 2001. Nederlands WHO-FIC Collaboration Centre.
7. Nederlandse vertaling van de 'International Classification of Functioning, Disability and Health'. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten, Nederland, 2002.
8. Hazelhoff E (eindred). Openbare gezondheidszorg, zorgvragen, menselijk functioneren, beleid. Utrecht: Stichting Dienstverleners Gehandicapten, 2002.
9. Bougie T. Gedeelde verantwoordelijkheid fabrikant en indicatiesteller bij een "medisch hulpmiddel naar maat gemaakt". Tekst beschikbaar via www.brt-advies.nl, 2008
10. Richtlijn nr. 2007/47/EG, 5 september 2007.
11. Besluit Medische Hulpmiddelen: art. 1. Lid a: naar maat gemaakt medisch hulpmiddel.
12. Visser ECM, Link AJ. Deelrapport Hulpmiddelenzorg 2008. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2008.
13. Link AJ, Visser ECM, de Wit JC. Rapport Beoordelingskader hulpmiddelenzorg. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2008.
14. Garretsen HFL. Goed geholpen? Oratie. Brabant: Faculteit sociale wetenschappen: Katholieke Universiteit Brabant, 2001.
15. MacStravic S. The downside of patient empowerment. Health Forum Journal 2000; 43(1): 30-31.
16. CG-Raad. Verslag van het Project Opstellen Richtlijnen voor Functiegerichte Aanspraak hulpmiddelen. RiFA. Fase 1 opstellen van een basisrichtlijn. Heerkens Y, Claus E, Hagedoren E, Jonker H, Muylkens J, Bougie Th, Ravensberg D van, Vreeswijk P. Utrecht: Chronisch Zieken en Gehandicapten Raad; 2010
- a. www.gipdatabank.nl, voor het Genees- en hulpmiddelen Informatie Project (GIP), Diemen: College voor zorgverzekeringen 2007.
- b. www.cvz.nl, voor de Monitor Hulpmiddelen. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2006.
- c. www.cvz.nl, voor de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2006.
- d. www.brt-advies.nl voor informatie over de Europese en Nederlandse wet- en regelgeving
- e. www.handy-wijzer.nl voor informatie over de Nederlandse wet- en regelgeving
- f. www.minvws.nl voor informatie over de zorgverzekeringswet en wet maatschappelijke ordening.
- g. www.ggzbeleid.nl, voor een toelichting op de zorgverzekeringswet Zvw.
- h. www.nza.nl, voor een toelichting op de zorgverzekeringswet Zvw.
- i. www.invoeringwmo.nl/WMO/nl-NL, voor een toelichting op wet maatschappelijke ordening.
- j. www.cliq.nl, voor algemene informatie over Cliq en voor het eindrapport CliQ 1: 'Classificatie implementeert Qualiteit' 2004.
- k. www.nictiz.nl, voor het eindrapport CliQ 2: 'relatie CliQ en GHP' 2006, en voor het 'projectverslag CliQ-2' 2007.

HOOFDSTUK 2

Probleem signaleren

2.1 OORZAKEN VAN SLAPPE VERLAMMINGEN

2.1.1 Neuromusculaire ziekten

Stap 1 in de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg is de probleemsignalering, ofwel de beschrijving van de belangrijkste problemen bij, in dit geval, patiënten met slappe verlammingen van de beenspieren. Oorzaken van slappe verlammingen zijn in veel gevallen terug te voeren naar ziekten van het perifere zenuwstelsel. Deze ziekten van het perifere zenuwstelsel worden samen ook wel benoemd als neuromusculaire ziekten (of spierziekten). De oorzaak van een neuromusculaire ziekte kan verschillend gelokaliseerd zijn; in de spier zelf, in de synapsspleet: de overgang van de zenuw naar de spier, in de zenuw of zenuwwortel of in het ruggenmerg.⁽¹⁻³⁾ Deze meervoud van lokalisatiemogelijkheden, in combinatie met een meervoud aan etiologische pathologie geeft aan dat er een grote verscheidenheid is binnen de neuromusculaire aandoeningen. Niet al deze aandoeningen vallen binnen het kader van dit handboek. Namelijk, zoals in Hoofdstuk 1 genoemd, zullen alleen de bekendste en meest voorkomende neuromusculaire ziekten beschreven worden waarbij de slappe verlamming van de onderste extremiteiten op de voorgrond staat én waarvoor orthesebehandeling geïndiceerd is.

2.1.1.1 Classificatie van neuromusculaire ziekten

Het grote aantal typen neuromusculaire ziekten (± 1000 volgens de indeling van Walton uit 1994⁽³⁾) heeft geleid tot een onderverdeling van aandoeningen in classificatiesystemen. De meest gebruikelijke is die van de World Federation of Neurology (WFN). De indeling die de WFN hanteert, volgt de originele classificatie van Walton en Gardner-Medwin uit 1968, die in loop der jaren is herzien en uitgebreid. Volgens de meest recente indeling van de WFN (1994) kunnen de neuromusculaire ziekten ingedeeld worden in 6 hoofdgroepen ⁽³⁾. Proximaal ⁸ beginnend bij aandoeningen van de motore voorhoorncel, volgend naar distaal ⁹ met aandoeningen van de zenuwwortel, de plexus ¹⁰, de perifere zenuw, de zenuwspierovergang en de spier zelf. ⁽¹⁻⁴⁾

De belangrijkste neuromusculaire ziekten uit dit handboek vallen respectievelijk onder aandoeningen van de motore voorhoorncel (poliomyelitis en spinalemusculaire atrofieën), de perifere zenuwen (genetische aandoeningen als de hereditaire motorische en sensorische neuropathieën spelen hier een belangrijke rol in de ontwikkelde landen, en verworven neuropathieën ten gevolge van bijwerkingen van chemotherapie. In de onderontwikkelde landen speelt lepra nog steeds een grote rol) en de spier (Duchenne-Becker spierdystrofie en bijvoorbeeld inclusion body myositis). ⁽³⁾

Aandoeningen van de motorische voorhoorncel

Bij aandoeningen van de motorische voorhoorncel is de primaire lesie gelokaliseerd in de motorische voorhoorncellen van het ruggenmerg. Hierbij kan onderscheid gemaakt worden tussen verworven aandoeningen en erfelijke aandoeningen. Voorbeelden van verworven aandoeningen zijn poliomyelitis en het

⁸ Proximaal betekent hier horend bij het centrale zenuwstelsel, de voorhoorncel gelegen in het ruggenmerg

⁹ Distaal betekent hier de anatomische weg naar de spier toe, dus via de plexus naar de perifere zenuw

¹⁰ Plexus betekent een bundel van zenuwen gelegen in de oksel van de arm (plexus brachialis) of de lies (plexus lumbalis)

postpoliosyndroom (PPS). De bekendste erfelijke vormen betreffen de autosomaal recessieve spinale spieratrofieën, ofwel SMA typen 1-3.

Globaal gezien, vertonen zowel de verworven als erfelijke aandoeningen van de motorische voorhoorn cel uitvalsverschijnselen in de vorm van spierzwakte, atrofie, en hypotone parese. Sensibele verschijnselen treden niet op. ^(4,5) Een meer uitgebreide beschrijving van verschijnselen die specifiek kenmerkend zijn bij poliomyelitis en PPS, als ook bij SMA, is gegeven in paragraaf 2.2 en 2.3.

Aandoeningen van de perifere zenuwen (neuropathieën)

Evenals bij aandoeningen van de motorische voorhoorn cel, kunnen aandoeningen van de perifere zenuwen (neuropathieën) onderverdeeld worden in verworven aandoeningen en erfelijke aandoeningen. De verworven aandoeningen zijn in te delen in 3 hoofdgroepen, te weten mononeuropathieën, polyneuropathieën en mononeuropathia multiplex. Enkele voorbeelden als oorzaak betreffen een mononeuropathie tengevolge van een traumatisch zenuwletsel en polyneuropathie als een complicatie van Diabetes Mellitus of ten gevolge van alcohol misbruik. De erfelijke aandoeningen van de perifere zenuwen worden ook wel aangeduid met HMSN, voluit Hereditaire Motorische en Sensorische Neuropathieën.⁽⁴⁾ Bij deze laatste groep van aandoeningen komen uitvalsverschijnselen voor in de vorm van spierzwakte of hypotone parese, gevoelsstoornissen en hyporeflexie. Verder kunnen verschijnselen optreden als spierkramp, hyperpathie (overgevoeligheid bij aanraken) en dysaesthesie (vreemde/onjuiste sensatie bij aanraken).⁽⁴⁾ Meer details over de specifieke kenmerken van HMSN zijn gegeven in paragraaf 2.4.

Aandoeningen van de spier (myopathieën)

Aandoeningen van de spier (myopathieën), ook onderverdeeld in verworven en erfelijke aandoeningen, worden gekenmerkt door uitvalsverschijnselen, zoals spierzwakte en door spierkramp of myotonie (*verkramping in de spier die eenvoudig op te wekken is door op de spier te tikken en waarbij de verkramping relatief lang aanwezig blijft*). De bekendste voorbeelden van erfelijke aandoeningen betreffen de X-gebonden Duchenne/Becker spierdystrofie. Deze beide vormen van spierdystrofie vertonen een geslachtsgebonden, recessieve overerving. Een voorbeeld van een verworven aandoening van de spier, behorend tot de groep van idiopathische inflammatoire myopathieën, betreft inclusion body myositis (IBM). Meer gegevens over bovengenoemde aandoeningen zijn te vinden in de paragrafen 2.5, 2.6 en 2.7.

2.1.2 Perifere zenuwletsels

Naast bovengenoemde *ziekten* van het perifere zenuwstelsel als oorzaak voor het ontstaan van slappe verlammingen, zijn deze ook terug te voeren naar *letsels* van het perifere zenuwstelsel. Perifere zenuwletsels zijn globaal onder te verdelen in de volgende groepen: zenuw-inklemmingssyndromen, traumatische zenuwletsels en tumoren. Voor deze twee laatstgenoemde groepen kan, bij letsel van een motorische zenuw, behandeling met orthesen geïndiceerd zijn.

Traumatische zenuwletsels en tumoren

Traumatische zenuwletsels worden meestal gezien bij slachtoffers van verkeersongevallen, bij snijwonden (glas, messteken), schotwonden, bij bedrijfsongevallen en bij de geboorte door overrekking van de plexus cervicalis, waardoor er een Erbse parese kan ontstaan. Hierbij kan zowel letsel optreden van sensibele als motorische zenuwen. Traumatisch letsel van een motorische zenuw kan een verlamming van de door de zenuw aangestuurde spier tot gevolg hebben, waardoor er geen prikkeloverdracht meer plaatsvindt tussen zenuw en spier. Hierdoor zullen de eindplaatjes waar deze overdracht plaatsvindt afsterven, de spier wordt dunner (atrofie) en deze kan uiteindelijk geheel verbindweefselen. Ook tumoren, waarbij compressie van een of meerdere zenuwen optreedt, kunnen aanleiding geven tot dergelijke verschijnselen. Er bestaan ook tumoren die uitgaan van de zenuw zelf.

Voorbeelden van de voornaamste perifere zenuwletsels/tumoren met uitvalsverschijnselen van de onderste extremiteiten betreffen ⁽⁵⁾:

- Letsel van de N.femoralis (bijvoorbeeld door druk van een tumor in het kleine bekken of een steekwond in de lies) met atrofie, krachtsvermindering en areflexie van de M.quadriceps femoris.
- Letsel van de N.ischiadicus (bijvoorbeeld door een bekkenfractuur of als complicatie bij een heupoperatie) met uitval van de onderbeenspieren en voetheffers.
- Letsel van de N.peroneus (bijvoorbeeld door zenuwcompressie van een HNP L4-5 of na een fractuur lokaal van het fibula).
- Letsel van de N.tibialis (bijvoorbeeld door een fractuur of distorsie) met uitval van de plantairflexoren van de voet en atrofie van de kuit.

Enkele voorbeelden van perifere zenuwletsels in de bovenste extremiteiten die soms in aanmerking komen voor een orthese. Daar het orthese handboek zich voornamelijk op de onderste extremiteiten richt wordt hier verder niet op ingegaan.

- Letsel van de N.radialis bij een bovenarmsfractuur (motorrijders, bij neonaten postpartum)
- Letsel van de N.medianus ter hoogte van pols, ook wel het carpale tunnel syndroom genoemd
- Letsel van de N.ulnaris ter hoogte van de sulcus in de elleboog tengevolge van locale druk.

2.2 POLIOMYELITIS EN HET POSTPOLIOSYNDROOM (PPS)

2.2.1 Oorzaak

Poliomyelitis, ook wel kinderverlamming of verkort polio genoemd, is de oorzaak van een zeer besmettelijke infectieziekte, die zich verspreidt langs faeco-orale weg. De ziekte verloopt doorgaans zonder symptomen of in de vorm van lichte, griepachtige verschijnselen. Slechts in een klein aantal gevallen (0.1-2%) ontstaat paralytische polio (poliomyelitis anterior acuta), waarbij het virus voornamelijk de motorneuronen van ruggenmerg en hersenstam aantast.

2.2.2 Verschijnselen

De aantasting van het centrale zenuwstelsel resulteert in een acute slappe verlamming, meestal met een asymmetrische verdeling, waarbij een wisselend aantal spiergroepen aangedaan kan zijn. ^(6,7) Na deze acute paralytische fase, die enkele weken kan duren, volgt een periode van herstel van spierfunctie. Het grootste herstel vindt plaats in de eerste 3 maanden en kan in totaal 2 tot 3 jaar duren. Aan het einde van de herstelfase resteert een gevarieerd, nagenoeg stabiel beeld van blijvende paresen.

2.2.3 Beloop

Hoewel de periode van stabiel functioneren relatief lang aanhoudt (variërend van 15 tot 40 jaar), doen zich bij veel oud-poliopatiënten nieuwe neuromusculaire symptomen voor, die we het postpolio syndroom noemen, afgekort PPS. ⁽⁸⁾ Deze symptomen omvatten: nieuwe of toegenomen spierzwakte, verlies van spiermassa, spier- en gewrichtspijnen, vermoeidheid, verlies van uithoudingsvermogen, en koude-intolerantie. Deze klachten worden veroorzaakt doordat zenuwtakjes die na de polio werden gevormd en de verbinding van de spiervezels met het ruggenmerg deels herstelden, geleidelijk aan hun functie verliezen. Anderzijds, blijkt chronische overbelasting een belangrijke factor te zijn bij het ontstaan van PPS. ⁽⁹⁾ Het beloop van PPS is langzaam progressief, en veroorzaakt vaak in toenemende mate problemen in de uitvoering van dagelijkse activiteiten zoals staan, lopen, en traplopen. ⁽¹⁰⁻¹²⁾ Hierdoor nemen geleidelijk aan de maatschappelijke participatie (gezin, werk, hobby's) en kwaliteit van leven af. ⁽¹³⁾ Met behulp van loophulpmiddelen en/of beenorthesen kan de vaak toegenomen (energetische) belasting van het lopen gereduceerd worden, waardoor de loopefficiëntie, en daarmee het fysiek functioneren en de maatschappelijke participatie verbeteren. ⁽¹⁴⁾

2.2.4 Epidemiologie

Hoewel tegenwoordig de incidentie van polio infecties in de westerse landen laag is, variëren de schattingen over de prevalentie van PPS van 25 tot 74% ⁽¹⁵⁻¹⁸⁾. Een onderzoek naar de prevalentie van PPS onder patiënten van de laatste grote polio uitbraak in Nederland van 1956 ⁽¹⁸⁾ rapporteert een percentage van bijna 60%. De meeste van deze PPS patiënten zijn nu tussen de 50 en 60 jaar oud en het is te verwachten dat, door veroudering, de PPS symptomen en de daling van het fysieke functioneren van deze patiënten de komende decennia verder zal toenemen.

2.3 SPINALE MUSCULAIRE ATROFIE (SMA), TYPE 3

2.3.1 SMA typen

De aandoeningen die SMA worden genoemd, hebben met elkaar gemeen dat er geen of gebrekkige signalen via de motorische voorhoorncellen in het ruggenmerg aan de spieren worden doorgegeven, met als gevolg spierzwakte en atrofie. Op basis van het vermogen om tot zitten of lopen te komen, wordt onderscheid gemaakt tussen SMA type 1 (de ernstige infantiele vorm), SMA type 2 (de intermediaire vorm), en SMA type 3 (de milde vorm). ^(4,5) Bij dit laatstgenoemde type kan orthesebehandeling geïndiceerd zijn, en daarom is hieronder kort een beschrijving gegeven.

2.3.2 Oorzaak

SMA type 3 (ook ziekte van Wohlfart-Kugelberg-Welander genoemd) is een erfelijke ziekte met een afwijking in het SMN-gen op de lange arm van chromosoom 5. De ziekte wordt autosomaal recessief overgedragen, wat wil zeggen dat *beide* ouders drager zijn. In dat geval heeft elk kind een kans van 25% op SMA. Omdat SMA recessief erfelijk is, hebben dragers zelf geen verschijnselen.

2.3.3 Verschijnselen

De leeftijd waarop SMA type 3 zich openbaart, varieert sterk. Meestal doet de ziekte zich voor tussen de achttien maanden en vier jaar, maar hij kan ook pas op volwassen leeftijd (tot dertig jaar) tot uiting komen. De meeste kinderen gaan op normale leeftijd lopen, soms wat aan de late kant, en vertonen geleidelijk aan tekenen van atrofie en zwakte van de proximale beenmusculatuur, meestal met een symmetrische verdeling, areflexie en fasciculaties. Later volgen ook de spieren in de schouders en bovenarmen. Deze zijn vaak minder aangetast. ^(c)

2.3.4 Beloop

SMA 3 is niet te genezen en het beloop is zeer wisselend. De prognose op zich is goed, met een klinisch beeld dat jarenlang stabiel kan zijn zonder duidelijke verslechtering van verschijnselen. Anderzijds, kan ook plotselinge achteruitgang in functioneren optreden, wat zich in veel gevallen voordoet na een periode van inactiviteit (bijv. na een operatie of blessure) of in de groeispurt. De eerste klachten zijn achteruitgang in loopvaardigheid (waggelende gang), moeite met traplopen, niet goed kunnen hardlopen, regelmatig vallen en moeite om zelfstandig overeind te komen. Bij het optreden van dergelijke klachten is het van groot belang dat goede loophulpmiddelen worden geadviseerd om overbelasting te voorkomen en ambulantie zo lang mogelijk te waarborgen. ^(19, 20)

2.3.5 Epidemiologie

De incidentiecijfers voor alle typen van SMA samen variëren van 10 tot 20/100.000 pasgeborenen. Schattingen over de prevalentie variëren van 600 à 800 personen in Nederland, en ongeveer 1 op 45 mensen is drager van de erfelijke aanleg voor SMA. ^(20, d)

2.4 HEREDITAIRE MOTORISCHE EN SENSORISCHE NEUROPATHIE (HMSN)

2.4.1 Oorzaak

HMSN (ook ziekte van Charcot-Marie-Tooth genoemd) is een verzamelnaam voor een heterogene groep van erfelijke ziekten waarbij de perifere zenuwen zijn aangetast⁽²¹⁾. HMSN wordt veroorzaakt door een afwijking in het DNA die tot uiting komt in de zenuwvezels. Er zijn verschillende typen HMSN (type X, 1, 2 en 3), met elk een eigen klachtenpatroon en aanvangsleeftijd. De verschijnselen kunnen van individu tot individu in ernst wisselen.

2.4.2 Verschijnselen

Door de aantasting van de perifere zenuwen bereiken de signalen van het centrale zenuwstelsel de spieren niet meer of onvoldoende, waardoor de kracht van de spieren afneemt. De spieren zelf atrofiëren. Tevens worden gevoelssignalen niet goed doorgegeven aan de hersenen, waardoor ook sensibele stoornissen ontstaan. ⁽²⁰⁻²²⁾

De eerste verschijnselen van HMSN treden altijd op aan de distale beenmusculatuur: tenen, voeten en onderbenen. Doordat de spieren in de voeten en onderbenen niet goed worden aangestuurd, verzwakken ze en neemt de spierkracht af. Het lopen kost hierdoor meer moeite, patiënten struikelen vaker en ze verzwikken gemakkelijk hun enkels. Ook hebben HMSN patiënten moeite met huppelen, springen en hardlopen, en is het lastig om het evenwicht te bewaren. ⁽²⁰⁾

2.4.3 Beloop

Het beloop van HMSN is langzaam progressief, met een achteruitgang die meestal beperkt blijft tot distaal in de benen en armen. Deze achteruitgang uit zich vooral in een verdere verslechtering van de loopvaardigheid, waarbij de hanentred met hoog opgetrokken knieën en afhangende voeten een kenmerkende afwijking in het looppatroon is. Andere kenmerkende afwijkingen in het looppatroon zijn een holvoet of platvoet en zogenaamde hamertenen of klauwtenen ⁽²⁰⁻²²⁾. Deze afwijkingen in het looppatroon, als ook de verzwakte beenmusculatuur en sensibele stoornissen, vragen een extra inspanning van het lichaam, waardoor patiënten met HMSN snel moe worden. Veel patiënten hebben dan ook baat bij schoenaanpassingen, enkel-voet orthesen (EVOs) of orthopedisch schoeisel. ⁽²¹⁾

Naast een achteruitgang in de kracht van de beenmusculatuur, kan ook de spierkracht in handen en onderarmen afnemen. Vingers, handen, polsen en onderarmen atrofiëren, waardoor problemen ontstaan in de fijne motoriek van de hand, zoals manipuleren.

2.4.4 Epidemiologie

Er zijn sterke aanwijzingen dat de prevalentie van HMSN type 1 ongeveer 10/100.000 bedraagt. De prevalentie van HMSN type II wordt geschat op 2-3/100.000. ⁽²³⁻²⁶⁾

2.6 BECKER SPIERDYSTROFIE

2.6.1 Oorzaak

Becker spierdystrofie is een aangeboren en erfelijke aandoening bij jongens, die spierzwakte en een gering uithoudingsvermogen veroorzaakt. Het overervingpatroon van Becker spierdystrofie is identiek aan dat van Duchenne spierdystrofie, en daarmee lijkt de aandoening grofweg ook op de spierdystrofie van Duchenne. Echter, het verloop bij Becker spierdystrofie is minder ernstig. ^(5, 22, b, c)

2.6.2 Verschijnselen

De eerste symptomen bij Becker spierdystrofie ontstaan doorgaans tussen het 5^e en 15^e levensjaar, maar een vroeger begin, als ook een presentatie op middelbare leeftijd komt ook voor. Er is sprake van progressieve spierzwakte en atrofie, met een symmetrische verdeling, die proximaal meer uitgesproken is dan distaal en begint in de onderste extremiteiten ⁽²²⁾ De klinische verschijnselen en ook de leeftijd waarop de verschijnselen manifest worden zijn zeer uiteenlopend, in tegenstelling tot het uniforme beeld bij Duchenne. ^(19,22) Een veel voorkomend eerste verschijnsel is spierkramp na inspanning, en dan vooral in de kuiten. Daarnaast kan ook sprake zijn van ernstiger verschijnselen, zoals uitgesproken spierzwakte, voornamelijk van de proximale spieren. Naast de skeletspieren is meestal ook het hart aangedaan.

2.6.3 Beloop

Het beloop van Becker spierdystrofie is langzaam progressief, echter de mate van progressie kan sterk wisselen. Dikwijls treedt tussen het 10^e en 30^e levensjaar toenemende spierzwakte op, waardoor hardlopen, traplopen en sporten bemoeilijkt worden. Ook vallen de jongens regelmatig. Later gaan ook de bovenste extremiteiten in het ziekteproces meedoen, en kan het tillen van zware voorwerpen problemen geven. Tussen het 40^e en 50^e jaar en soms al tussen het 20^e en 30^e jaar komt het merendeel van de patiënten met Becker spierdystrofie in een rolstoel terecht, maar er zijn ook gevallen van patiënten die nooit rolstoelafhankelijk worden. De rolstoelafhankelijkheid maakt dat patiënten minder bewegen, wat aanleiding kan geven tot het ontstaan van contracturen.

Bij ongeveer 50% van de patiënten treedt ook betrokkenheid van de hartspier op. De levensverwachting wordt vooral bepaald door de ernst van het aangedaan zijn van het hart. Daarnaast kunnen ook de ademhalingsspieren betrokken zijn.

2.6.4 Epidemiologie

De incidentie van Becker spierdystrofie is 1/25.000; dit betreft alleen de ernstige vormen. Voor de lichtere vormen bestaat onzekerheid over de incidentie⁽²²⁾. De prevalentie van Becker spierdystrofie wordt geschat op 1/28.000⁽²⁷⁾.

2.7 INCLUSION BODY MYOSITIS (IBM)

2.7.1 Oorzaak

Inclusion Body Myositis (IBM), behorend tot de groep van verworven myopathiën, is een chronische ziekte waarbij lymfocytair ontstekingen ontstaan in de spieren van de onderarmen en onderbenen, en in de spieren aan de voorkant van de dijen. ^(20, 28, 29) De oorzaak van IBM is vooralsnog onbekend. In zeer zeldzame gevallen is de ziekte erfelijk, maar over het algemeen wordt verondersteld dat een gestoorde afweerreactie (auto-immuunziekte) of mogelijk een virus de oorzaak zijn voor het ontstaan van de ontstekingen in de spieren. Sinds kort wordt ook verondersteld dat IBM een verouderingsaandoening is waarbij de spierontstekingen een bijverschijnsel zijn. ^(c, 20)

2.7.2 Verschijnselen

Als gevolg van de ontstekingen in de spieren treedt een langzame achteruitgang op in spierkracht. Het krachtsverlies begint distaal in de benen (o.a. in de flexoren van de heup, knie en enkel) en armen (o.a. in de flexoren van vingers en pols), als ook aan de voorkant van de dijen. Hierdoor ontstaan problemen met opstaan, lopen, traplopen, en met het pakken en vasthouden van voorwerpen. Ook leidt de achteruitgang in spierkracht tot een verhoogde kans op vallen. ^(c, 29)

2.7.3 Beloop

Het natuurlijke beloop van IBM is niet goed bekend. Het is waarschijnlijk dat spontane verbeteringen niet optreden, en dat de spierzwakte bij de meeste patiënten geleidelijk toeneemt, bij ouderen mogelijk sneller dan bij jongeren ⁽²⁸⁾. Als gevolg van de progressieve toename van spierzwakte zijn in veel gevallen op den duur ($\pm$ na 5 jaar) loophulpmiddelen geïndiceerd voor handhaving of ter verbetering van de mobiliteit. ⁽³⁰⁾ Enkel-voet orthesen kunnen bijvoorbeeld effectief zijn in het geval van een voetheffers parese, terwijl knie orthesen of knie-enkel-voet orthesen mogelijk kunnen helpen bij patiënten die geneigd zijn om te vallen ⁽²⁹⁾. Soms kan men uiteindelijk ook aangewezen zijn op het gebruik van een rolstoel.

2.7.4 Epidemiologie

De prevalentie van IBM in Nederland (vooral mensen van het blanke ras) is tenminste 4.9/1.000.000. ^(28,29,31) Dit is vermoedelijk een onderschatting. IBM treedt in de meeste gevallen (80%) pas op na het vijftigste jaar, en het komt 2x zo vaak voor bij mannen dan bij vrouwen. ^(28,29,31)

REFERENTIES

1. Bach JR. Management of patients with neuromusculaire disease. Hanley & Belfus, Philadelphia, USA; 2004.
2. Bethlem J, Knobbout CE. Neuromusculaire ziekten. Scheltema & Holkema, Utrecht, Nederland; 1984.
3. Walton J, Karpatis G, Hilton-Jones D. Disorders of voluntary muscle. Churchill Livingstone, New York, USA, 1994.
4. Neuromusculaire aandoeningen. POAG cursus, Nederlandse Vereniging van Revalidatieartsen en de Heyendaelcommissie; 2005.
5. Oosterhuis HJGH. Klinische neurologie. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten/Diegem, Nederland, 2000.
6. Nollet F, de Visser M. Post-polio Syndrome. Arch Neurol 2004;61:1142-4.
7. Nollet F. Het postpoliosyndroom, late gevolgen van polio. In: Myonet. Baarn: VSN, 1996; 4.
8. Halstead LS. Assessment and differential diagnosis for post-polio syndrome. Orthopedics 1991;14(11):1209-17.
9. Perry J, Barnes G, Gronley JK. The postpolio syndrome. An overuse phenomenon. Clin Orthop Relat Res 1988;233:145-62.
10. Einarsson G, Grimby G. Disability and handicap in late poliomyelitis. Scand J Rehabil Med 1990; 22:113-21.
11. Nollet F, Beelen A, Prins MH, de Visser M, Sargeant AJ, Lankhorst GJ, de Jong BA. Disability and functional assessment in former polio patients with and without postpolio syndrome. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:136-43.
12. Nollet F, Beelen A, Sargeant AJ, de Visser M, Lankhorst GJ. Submaximal exercise capacity and maximal power output in polio patients. Arch Phys Med Rehabil 2001;82:1678-85.
13. Stolwijk-Swüste JM, Beelen A, Lankhorst GJ, Nollet F. Impact of age and co-morbidity on the functioning of patients with sequelae of poliomyelitis: a cross-sectional study. J Rehabil Med 2007;39:56-62.
14. Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CAM, Harlaar J, Nollet F. The effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. J Rehabil Med 2007; 39: 651-657.
15. Windebank AJ, Litchy WJ, Daube JR, Kurland LT, Codd MB, Iverson R. Late effects of paralytic poliomyelitis in Olmsted County, Minnesota. Neurology 1991;41:501-7.
16. Ramlow J, Alexander M, LaPorte R, Kaufmann C, Kuller L. Epidemiology of the post-polio survivors. Am J Epidemiol 1992;136:769-86.
17. Lonnberg F. Late onset polio sequelae in Denmark. Results of a nationwide survey of 3,607 polio survivors. Scand J Rehabil Med 1993;28 Suppl: 1-32.
18. Ivanyi B, Nollet F, Redekop WK, de Haan R, Wohlgemuth M, van Wijngaarden JK, de Visser M. Late onset polio sequelae: disabilities and handicaps in a population-based cohort of the 1956 poliomyelitis outbreak in the Netherlands. Arch Phys Med Rehabil 1999;80:687-90.
19. Blécourt ACE de, van de Berg JP. Spinale spieratrofie. Myonet November 1998;8.
20. Poortman YS (eindred). Handboek spierziekten. Vereniging Spierziekten Nederland en Uitgeverij de Fontein, Baarn, 1995.
21. Verhamme C, Baas F. Van gen naar ziekte; de ziekte van Charcot-Marie-Tooth, ofwel de hereditaire motorische en sensorische neuropatieën. Ned Tijdschr Geneesk 2005; 149(27):1505-9.
22. Visser M de, Vermeulen M, Wokke JHJ. Neuromusculaire ziekten. Elsevier/Bunge, Maarssen, 1999.
23. Combarros O, Calleja J, Polo JM, Berciano J. Prevalence of hereditary motor and sensory neuropathy in Cantabria. Acta Neurol Scand 1987;75:9-12.
24. Holmberg BH. Charcot-Marie-Tooth disease in northern Sweden: an epidemiological and clinical study. Acta Neurol Scand 1993; 87:416-22.
25. MacMillan JC, Harper PS. The Charcot-Marie-Tooth syndrome: clinical aspects from a population study in South Wales, UK. Clin Genet 1994;45:128-34.
26. Mostacciuolo ML, Micaglio G, Fardin P, Danieli GA. Genetic epidemiology of HMSN (type 1). Am J Med Genet 1991;39:479-81.
27. Dunnen JT den, Visser M de, Bakker E. Van gen naar ziekte; het dystrofiegen, betrokken bij Duchenne- en Becker-spierdystrofie. Ned Tijdschr Geneesk 2002;146 (8):364-7.
28. Kwaliteitsinstituut voor de Gezondheidszorg CBO. Richtlijn Dermatomyositis, polymyositis en sporadische 'inclusion body'-myositis. Van Zuiden Communications B.V., Alphen aan den Rijn, 2005.
29. Needham M, Mastaglia FL. Inclusion body myositis: current pathogenetic concepts and diagnostic and therapeutic approaches. Lancet Neurol 2007; 6: 620-31.
30. Peng A, Koffman BM, Malley JD, Dalakas MC. Disease progression in sporadic inclusion body myositis: observations in 78 patients. Neurology 2000; 55: 296-8.
31. Lane RJM. Handbook of muscle disease. Marcel Dekker Inc, New York, 1996.
- a. www.orpha.net/data/patho/GB/uk-PP.pdf (voor een actueel review)
- b. www.isno.nl, Interuniversitair Steunpunt Neuromusculair Onderzoek (ISNO)
- c. www.vns.nl, Vereniging Spierziekten Nederland (VSN)
- d. www.nema.be, Vlaamse vereniging neuromusculaire aandoeningen (Nema vzw)

HOOFDSTUK 3

Zorgvraag formuleren

3.1 HET DIAGNOSTISCH PROCES

Het diagnostisch proces, stap 2 in de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg, omvat de medische diagnose, het vaststellen van de aandoening waaraan de patiënt leidt en een analyse van de gevolgen op het functioneren van de patiënt volgens de International Classification of Functioning Disability and Health (ICF) van de WHO. De ICF onderscheidt 3 niveaus: 'lichaamsfuncties en anatomische eigenschappen', 'activiteiten en participatie' en externe en persoonlijke factoren die daarop van invloed zijn. Deze *functionaliteitdiagnose*¹¹ en de prognose zijn essentieel voor het formuleren van de *zorgvraag*¹² en daarmee voor het bepalen van het beleid/zorgplan.

Diagnostiek kent een vaste volgorde: anamnese, lichamelijk onderzoek en zo nodig aanvullend onderzoek (bijv. laboratorium onderzoek en beeldvormend onderzoek). ⁽¹⁾ Bij aandoeningen van het bewegingsapparaat is de diagnostiek gericht op het vaststellen van de oorzaak van een bewegingsstoornis. De anamnese richt zich op het houding- en bewegingsapparaat en op de loopvaardigheid; het lichamelijk onderzoek richt zich op afwijkingen aan de onderste extremiteiten (zoals tonus, mobiliteit, kracht en sensibiliteit); en het aanvullend onderzoek kan bestaan uit beeldvormend onderzoek en gangbeeldanalyse.

Om deze informatie in kaart te brengen worden meetinstrumenten gebruikt (klinimetrie). ⁽²⁾ De keuze voor een bepaald meetinstrument is afhankelijk van de psychometrische en klinimetrische eigenschappen. In het bijzonder de psychometrische eigenschappen, die o.a. afhankelijk zijn van de mate van standaardisatie, zijn bepalend voor een juiste interpretatie van gegevens. Echter, binnen het proces van de hulpmiddelenzorg zijn met betrekking tot de anamnese, het lichamelijk onderzoek en het gangbeeld onderzoek weinig standaarden of protocollen beschikbaar. Zo zijn er bijvoorbeeld verschillen in de onderdelen van de drie instrumenten die worden afgenomen; in de uitvoering van de respectievelijke onderdelen en in de registratie. Niettemin, om te komen tot een goede formulering van de zorgvraag, zijn uniforme afspraken over i) te gebruiken diagnostische instrumenten en deelonderzoeken, als ook over ii) uitvoeringsvormen en registratievormen zeer aanbevelenswaardig. Om deze redenen beschrijft dit hoofdstuk de *anamnese* (3.2), *lichamelijk onderzoek* (3.3) en *gangbeeld onderzoek* (3.4), waarbij elk deelonderzoek ondersteund is met een instructie voor wat betreft de uitvoering en registratie.

¹¹ De functionaliteitdiagnose is een beschrijving van bij een persoon aanwezige (stoornissen in) functies en anatomische eigenschappen, (beperkingen in) activiteiten en participatie(problemen), als ook de externe en persoonlijke factoren die daarop een positieve of negatieve invloed hebben (bron: Nederlandse vormnorm, NVN-ENV 13940)

¹² Een zorgvraag is de vraag die uitgesproken wordt door een zorgpartij voor het verlenen van zorghandelingen aan een zorgpartij (bron: Nederlandse vormnorm, NVN-ENV 13940)

3.2 DE ANAMNESE

De anamnese is een door vragen geleid chronologisch verslag (interview) van de patiënt over zijn of haar symptomen^(3,4). De volgende indeling wordt hierbij aangehouden:

- i) Administratieve anamnese
- ii) Ziekte anamnese
- iii) Speciële anamnese
- iv) Tractus anamnese
- v) Sociale anamnese

Hieronder is beschreven welke relevante gegevens in het kader van het verstrekingsproces van beenorthesen uitgevraagd dienen te worden. ⁽⁵⁾ In het anamneseformulier kunnen deze gegevens worden genoteerd (bijlage I).

3.2.1 Administratieve anamnese

De persoonsgegevens van de patiënt (item 1A op het formulier), waaronder naam, geslacht, geboortedatum, adres, telefoonnummer en burgerservicenummer (BSN) en de gegevens van de verwijzend specialist (item 1B) worden vastgelegd.

3.2.2 Ziekte anamnese; medische diagnose

De ziekte anamnese betreft de medische diagnose (item 2A), vastgesteld volgens de ICD-10 (soms nog ICD-9) en de eventuele aanwezigheid van bijkomende aandoeningen (item 2B), zoals hart- en/of longaandoeningen, gewrichtsaandoeningen en/of neurologische aandoeningen.

3.2.3 Speciële anamnese; hulpvraag analyse

De speciële anamnese betreft de specifieke klacht van de patiënt. ⁽⁴⁾ Uitgangspunt hierbij is de hulpvraag (item 3A). Gevraagd wordt naar de aard (uitgedrukt in de dimensies van het ICF model), ernst en het beloop van de klachten en functioneringsproblemen in de tijd⁽¹⁾. De hulpvragen kunnen divers zijn. Echter, niet elke hulpvraag vormt een indicatie voor het verstekken van een beenorthese. Hiertoe dient de hulpvraag van de patiënt in ieder geval gerelateerd te zijn aan een probleem op het gebied van staan en/of lopen. Conform de consensus conferentie van de International Society for Prosthetics and Orthotics ^(Condie 1995) en de literatuur ⁽⁶⁻¹⁰⁾ kunnen de volgende hulpvragen een indicatie vormen voor het verstrekken van een beenorthese:

- i) Instabiliteit tijdens staan en/of lopen; struikelen en/of vallen
- ii) Pijn tijdens staan en/of lopen
- iii) Verminderde loopvaardigheid; achteruitgang in loopvaardigheid:
 - Verminderde loopsnelheid; achteruitgang in loopsnelheid
 - Verminderde loopafstand of loopduur; achteruitgang in loopafstand of loopduur
 - Verhoogd energieverbruik tijdens lopen; vermoeidheid

Ad 1. Pijn tijdens staan en/of lopen

Pijn kan verschillende oorzaken hebben. Door (soms jarenlange) afwijkende belasting op gewrichten van het aangedane been kan pijn ontstaan door gewrichtsslijtage (artrose. NB. Artrose kan ook ontstaan door een beenlengteverschil in het langere been ⁽¹¹⁾), of door overmatige belasting van banden en pezen. Spierpijn in het aangedane been kan zich voordoen door overbelasting van verzwakte spieren of door overmatige belasting van spieren die verzwakte spieren compenseren. Pijn kan zich bovendien manifesteren in het niet-aangedane of minder aangedane been. Dit wordt in de meeste gevallen veroorzaakt door het verkeerd belasten of overbelasten van gewrichten en/ of spieren, al dan niet door compensatie voor het zwakste been. Een adequate orthesevoorziening kan pijn verminderen, bijvoorbeeld door het stabiliseren van een gewricht, door het reduceren een bewegingsuitslag en/of door het compenseren van een te geringe spierwerking. ^(6,7)

Ad 2. Instabiliteit tijdens staan en/of lopen & valincidenten

Instabiliteit tijdens staan of lopen kan leiden tot struikelen of vallen. Onderzoek naar de frequentie van valincidenten onder patiënten met late gevolgen van poliomyelitis liet zien dat het aantal patiënten dat per jaar een valincident rapporteert relatief groot is. Zo rapporteert de studie van Bickerstaffe et al ⁽⁸⁾ dat 72% van de ondervraagde patiënten (n=233) tenminste 1x per jaar valt. Onderzoek van Silver et al rapporteert een percentage van 64% (n=233). Dit onderzoek toont bovendien aan dat de valincidenten in 35% van de gevallen leidden tot complicaties, zoals een heupfractuur, waarvoor medische interventie noodzakelijk was. ⁽⁹⁾ Er wordt daarom geadviseerd om tijdens de anamnese nadrukkelijk te vragen naar valincidenten en naar de frequentie ervan.

Valincidenten vormen dus een significant probleem voor patiënten met aandoeningen van het bewegingsapparaat en het achterhalen van mogelijke risicofactoren is daarom belangrijk. Lord et al ⁽¹⁰⁾ hebben hier onderzoek naar verricht en hun studie laat zien dat vooral spierzwakte in de onderste extremiteiten een relatie heeft met vallen. Behandeling met orthesen kan helpen bij het verminderen of voorkomen van valincidenten, voornamelijk door het compenseren van een te geringe spierwerking.

Ad 3. Verminderde loopvaardigheid/ achteruitgang in loopvaardigheid:

Beperkingen in de loopvaardigheid vormen tot slot een derde belangrijke indicatie voor het verstrekken van een beenorthese. Loopvaardigheid omvat verschillende aspecten, waaronder loopsnelheid, loopefficiëntie en loopduur of loopafstand. Al deze aspecten kunnen in meer of mindere mate beperkt zijn en daardoor problemen veroorzaken in het dagelijks functioneren. Zo toont onderzoek aan i) dat de loopsnelheid en loopefficiëntie van patiënten met late gevolgen van poliomyelitis significant verminderd zijn ten opzichte van gezonde personen ⁽¹²⁻¹⁴⁾ en ii) dat deze beperkingen in de loopvaardigheid in sterke mate gerelateerd zijn aan de mate van spierzwakte in de onderste extremiteiten. ⁽¹²⁾

Een adequate orthesevoorziening kan helpen bij het verbeteren van de loopvaardigheid, onder andere voor wat betreft de loopefficiëntie en loopsnelheid. ^(15,16) Dit kan bijvoorbeeld bewerkstelligd worden door het stabiliseren van een gewricht, door het reduceren een bewegingsuitslag en/of door het compenseren van een te geringe spierwerking. Anderzijds, kan dit bewerkstelligd worden door de toepassing van verbeterde materialen ten aanzien van stijfheid, gewicht en modeleerbaarheid. ⁽¹⁵⁾ Effectevaluatie na behandeling is vervolgens van belang om na te gaan in hoeverre het functionele probleem (in dit geval een verminderde loopvaardigheid) van de patiënt/cliënt opgelost is. Dit geldt evenzo voor de eerdergenoemde problemen als pijn en struikelen en/of vallen. Hoe deze effectevaluatie dient plaats te vinden en welke meetinstrumenten hiervoor gebruikt kunnen worden, is beschreven in Hoofdstuk 7.

3.2.3 Specieële anamnese; hulpmiddelengebruik

Aangezien, binnen het kader van dit handboek, het hoofdprobleem van de patiënt voornamelijk een beperking in de sta- en loopvaardigheid betreft, is de specieële anamnese ook al gericht op routinevragen over de tractus locomotorius, die anders pas bij de tractus anamnese gesteld zouden worden (bijv. vragen over een eventuele huidige orthese (zoals het type orthese) en orthopedisch schoeisel (item 3B) en vragen m.b.t. andere loophulpmiddelen (item 3C)). ⁽¹⁾

3.2.4 Tractus anamnese: functies en anatomische eigenschappen

Na de specieële anamnese volgt de tractus anamnese, waarbij systematisch gegevens over de gezondheidstoestand van de patiënt en eventuele vroegere ziekten worden verzameld. ⁽¹⁾ De bedoeling is om fysiologische stoornissen op het spoor te komen, die naast de stoornissen van de tractus locomotorius van invloed kunnen zijn op de loopvaardigheid. De volgende tracti worden uitgevraagd:

Tractus locomotorius (het bewegingssysteem)

Ten aanzien van het bewegingssysteem worden relevante aandoeningen van gewrichten, spieren en het skelet die nog niet in de specieële anamnese aan de orde zijn geweest uitgevraagd (item 4A). De gewrichten worden beoordeeld op klachten van gewrichtspijn en/of gewrichtsontstekingen en de mogelijk kenmerkende uitingen hiervan (pijn, roodheid, of zwelling). Met betrekking tot de spieren wordt gevraagd naar symptomen als spierzwakte, spierpijn en/of spierkramp. Wanneer de patiënt bekend is met dergelijke symptomen, wordt naar de lokalisatie gevraagd. Met betrekking tot het skelet wordt gevraagd naar heupdysplasie en de eventuele behandeling hiervan, operaties in het verleden, (eerder) doorgemaakte fracturen en/of blessures en naar mogelijke osteoporose. Rugklachten komen vaak voor en dienen te worden nagevraagd als ze niet spontaan door de patiënt worden vermeld.

Tractus circulatorius (hart- en bloedvatenstelsel)

Gevraagd wordt naar klachten en aandoeningen die van invloed zijn op de inspanningstolerantie (item 4B). Eventuele klachten van kortademigheid, pijn op de borst bij inspanning en hartkloppingen worden uitgevraagd, het gebruik van medicatie (bijv. antihypertensiva) en de mogelijke bijwerkingen hiervan (bijv. orthostatische klachten en een verminderde inspanningstolerantie). Wat de circulatie betreft wordt gevraagd naar symptomen van vaatvernauwingen, zoals 'etalage benen' (claudicatio intermittens), trombose, oedeem, diabetes en moeilijk genezende wondjes aan de benen en voeten. In hoeverre deze aandoeningen van invloed zijn op de loopafstand en/of loopduur wordt ook nagegaan.

Tractus respiratorius (ademhalingsstelsel)

Gevraagd wordt naar klachten van het ademhalingsstelsel (item 4B). Denk hierbij aan eventuele bekendheid met COPD, ademhalingsproblemen of hypoventilatie, mogelijke uitlokkende factoren hiervoor en eventuele bekendheid bij een longarts of centrum voor thuisbeademing. Ook wordt gevraagd in hoeverre deze aandoeningen van invloed zijn op de loopafstand en/of loopduur.

Huidafwijkingen en allergieën

Nagegaan wordt of er sprake is van eventuele overgevoeligheid voor specifieke orthesematerialen (zoals nikkel, chroom, lijnsoorten en looistoffen in leersoorten) en er wordt gevraagd naar drukplekken en/of moeilijk te genezen wondjes en naar oedeem (item 4C).

Relevante medische geschiedenis

Gevraagd wordt naar eerder beeldvormend onderzoek (item 4D), zoals CT scans, MRIs en röntgenfoto's en naar eerdere behandelingen (operaties, therapieën) en/of ziekten. Belangrijk hierbij is om het jaartal te registreren en de naam van de instelling waar behandeling heeft plaatsgevonden.

3.2.5 Sociale anamnese: activiteiten en participatie

De sociale anamnese (item 5 op het formulier) geeft informatie over activiteiten en participatie. Gevraagd wordt naar de gezinssituatie, de woonsituatie, vervoer, werk en hobby's en persoonlijke factoren. Dergelijke gegevens kunnen de zorgdeskundige informeren in hoeverre deze aspecten van invloed zijn op het klachtenbeeld van de patiënt. Tevens geven ze een beeld over het ziekte-inzicht van de patiënt en de motivatie om een eventuele orthese te gaan gebruiken. ⁽⁴⁾ De volgende aspecten aan dienen aan bod te komen:

- a. Een beschrijving van de *gezinssituatie* (gezinssamenstelling (partner, kinderen) en de aanwezigheid van eventuele hulp van of aan de partner of kinderen).
- b. Een beschrijving van de *woonsituatie* (type huisvesting, locatie en aanwezigheid van trappen) en eventuele woningaanpassingen.

- c. Een beschrijving van de *werk/school* situatie (type werk/school, eventuele complexe bewegingen (dubbeltaken) en moeilijke bewegingen (hurken, bukken) in de uitvoering van werk/school).
- d. Een beschrijving van iemands *hobby's* (soort hobby en eventuele complexe bewegingen (dubbeltaken) en moeilijke bewegingen (hurken, bukken) in de uitvoering van hobby's).
- e. Een beschrijving van de *sociale contacten* (familie, vrienden en eventuele hulp in huis).
- f. Een beschrijving van de *vervoerssituatie* (vervoersmogelijkheden met de auto, het openbaar vervoer, de fiets, en/of lopend) en eventuele vervoersaanpassingen.
- g. Een beschrijving van de *persoonlijke factoren* (motivatie, probleemherkenning (ziekte-inzicht)).

3.2.6 Sociale anamnese: beoogd functioneren

In deze stap wordt het niveau van functioneren van de patiënt vastgesteld, dat beoogd wordt met de orthese. Als uitgangspunt hiervoor wordt de hulpvraag van de patiënt genomen. Toetsing op haalbaarheid door de medisch specialist op basis van gegevens uit de medische diagnose leidt vervolgens tot een gezamenlijk geformuleerde zorgvraag door de patiënt en medisch specialist. Daarna vindt verdere invulling van de zorgvraag plaats op de ICF-domeinen activiteiten en participatie (item 6 op het formulier). Dit betreft onder anderen het in kaart brengen van het mobiliteitsniveau van de patiënt (aan de hand van de K-level classificatie) en van de gewenste activiteiten en participaties. Daarnaast is het van belang om de mate van geschiktheid van een orthese bij bepaalde activiteiten en ruimtelijke omgevingen te beoordelen.

Mobiliteitsniveau

Het mobiliteitsniveau van de patiënt (item 6A) kan in kaart gebracht worden aan de hand van de K-levels (Tabel 1).^(17,18) Deze mobiliteitsniveaus worden binnen de prothesiologie tegenwoordig standaard gebruikt in het voorschrijfproces en zijn richtinggevend voor de keuze van een prothese (d.w.z. er wordt een koppeling gemaakt tussen het K-level niveau en de gewenste functie van prothesecomponenten). Hoewel de K-level niveaus binnen de orthesiologie minder richtinggevend zijn voor de gewenste functie(s) van een orthese, kan de classificatie mogelijk wel bepalend zijn voor de selectie van randvoorwaarden en algemene eisen aan de orthese, bijvoorbeeld wanneer het gaat om de keuze voor materialen (H4 en H5 gaan hier verder op in).

Gewenste activiteiten en participaties

De vereiste functies van een orthese worden bepaald door de gewenste activiteiten en participaties van de patiënt. Met andere woorden, wat wil een patiënt aan activiteiten doen; staan, transfers maken, lopen, actief lopen, zitten, autorijden, fietsen, tuinieren, etc. Vooral fietsen en autorijden blijken voor veel patiënten belangrijke activiteiten. Dit dient gezamenlijk met de patiënt bekeken te worden. De orthese moet passen bij het activiteitenpatroon van de patiënt en bij de omgeving waarin de patiënt het hulpmiddel gaat gebruiken. Hierbij is het belangrijk om onderscheid te maken tussen activiteiten die door de orthese verbeterd moeten worden (veelal activiteiten m.b.t. staan en lopen; item 6B) en activiteiten die niet of zo min mogelijk belemmerd moeten worden

(veelal zitten, fietsen en autorijden; item 6C). Met betrekking tot participatie kan ook cosmetiek een belangrijk item zijn voor patiënten, zoals de zichtbaarheid en de mogelijkheid tot het dragen van confectieschoeisel. Het zelfstandig aan en uittrekken van de orthese, al dan niet in combinatie met het aan- en uittrekken van kleding en het zelfstandig opstaan en gaan zitten zijn belangrijke randvoorwaarden voor participatie.

Tabel 1. K-levels voor het classificeren van het mobiliteitsniveau

K0	K1	K2	K3	K4
Geen mogelijkheid om te lopen of veilige transfers te maken met of zonder assistentie	De mogelijkheid om een orthese te gebruiken voor transfers of voor lopen op vlakke ondergrond met gelijke snelheid.	De mogelijkheid om te lopen en zelfs stoepranden en treden te nemen en op ongelijke ondergrond te lopen.	De mogelijkheid om te lopen met een variërende snelheid.	De mogelijkheid om te lopen met de orthese op zo een manier dat het de basisvaardigheden van het lopen overtreft.
De orthese verbetert de mobiliteit of kwaliteit van leven niet (wel bij pijn >> immobilisatie)	Typisch voor een (on)gelimiteerde 'binnenhuis wandelaar'.	Typisch voor een gelimiteerde 'buiten wandelaar'.	Typisch voor een 'buitenwandelaar' die de meeste obstakels kan nemen.	Typisch voor een kind, actieve volwassene of atleet.

3.3 HET LICHAMELIJK ONDERZOEK VAN HET BEWEGINGSAPPARAAT

Na de anamnese wordt het lichamelijk onderzoek (LO) uitgevoerd. Het LO kan worden uitgesplitst in verschillende deelonderzoeken. De deelonderzoeken en instructies t.a.v de uitvoering ⁽¹³⁾ zijn in deze paragraaf uitgeschreven. Hierbij is uitgegaan van de minimale benodigde gegevens van het lichamelijk onderzoek om tot een adequate zorgvraagformulering te komen. Tevens worden eventueel aanvullende onderzoeken besproken. De volgende deelonderzoeken zijn beschreven:

- Deelonderzoek 1: Beoordeling van de antropometrie
- Deelonderzoek 2: Beoordeling van de statiek
- Deelonderzoek 3: Mobiliteitsonderzoek
- Deelonderzoek 4: Spierkrachtonderzoek
- Deelonderzoek 5: Sensibiliteitsonderzoek
- Deelonderzoek 6: Functionele testen

In het lichamelijk onderzoek formulier kunnen de uitkomsten van elk deelonderzoek worden genoteerd (bijlage II).

3.3.1 Deelonderzoek 1: Beoordeling antropometrie

Antropometrie, letterlijk 'het meten van mensen', betreft het vaststellen van de afmetingen en verhoudingen van het menselijke lichaam (item 1 op het formulier). Dit omvat het beoordelen van 1A) gewicht en lengte, 1B) atrofie, 1C), beenlengteverschil, en 1D) rotatieafwijkingen. Onderdeel D is beschreven onder het mobiliteitsonderzoek. De onderdelen zijn hieronder uitgewerkt. Tabel 2 vermeldt de gehanteerde definities.

3.3.1.1 Item 1A: Gewicht en lengte

Gewicht (kg), lengte (cm) en beenlengte (cm) (item 1A) worden bepaald zonder kleding, blootsvoets.

3.3.1.2 Item 1B: Atrofie

Atrofie van de armen, benen (en billen) en/of romp wordt beoordeeld en onderverdeeld in rechtszijdige (R) en/of linkszijdige (L) atrofie en in proximale (P) en/of distale (D) atrofie.

Bij atrofie van de armen dient gelet te worden op de mogelijkheid een loophulpmiddel te kunnen gebruiken en het kunnen aan- en uittrekken van de orthese.

¹³ Instructies voor wat betreft de uitvoering van het lichamelijk onderzoek en de notatie op het LO registratie formulier zijn zoveel mogelijk gebaseerd op bestaande standaarden. Hiervoor is gebruikt gemaakt van, of wordt verwezen naar:

- de handleiding "Lichamelijk onderzoek bij kinderen en volwassenen met CMP" van het VU medisch centrum Amsterdam en Revalidatiecentrum de Trappenberg (versie 1.2, 2007) ⁽¹⁹⁾
- het boek "Manual of orthopaedic surgery" (1979) ⁽²⁰⁾
- de syllabus "Clinical assessment" van de ESMAC gait course (geschreven door M. Walsh, 2007) ⁽²¹⁾
- de syllabus en DVD "Klinische testen bij gangbeeldanalyse, Cursus bewegingsanalyse bij CVA patiënten", Roessingh, Research and Development, Enschede (geschreven door MJ Nederhand e.a., 2010) ⁽²²⁾

Bij atrofie van de benen wordt geadviseerd de beenomvang van beide benen te vergelijken. Tevens moet de beenlengte worden gemeten (zie item 1C) en standsafwijkingen van het been en de voet moeten worden onderzocht (zie paragraaf 3.3.2, items 2B en 2C).

Symptomen als buikwandinsufficiëntie en een scoliose, (hyper)lordose of kyfose van de wervelkolom kunnen duiden op parese en atrofie van de rompmusculatuur.

Tabel 2. Deelonderzoeken van het lichamelijk onderzoek

Deelonderzoek	Doel	Definitie stoornis	ICF code
1. Beoordeling antropometrie	Vaststellen van de afmetingen en verhoudingen van het menselijke lichaam, waaronder gewicht en lengte, atrofie, been-lengte, en rotatie afwijkingen	Afwijking in de afmetingen en/of verhoudingen van het menselijke lichaam	
2. Beoordeling statiek	Beoordelen van de stand, vorm en afmetingen van een segment. Dit betreft o.a. het beoordelen van de statiek van de wervelkolom, het been, en de enkel/voet.	Afwijking in de stand, vorm of afmetingen van een segment	s740-760
3. Mobiliteitsonderzoek	Beoordelen van de mobiliteit van de gewrichten (waaronder die van de heup, knie, enkel en de voet).	Afwijking in de bewegingsuitslag van een gewricht	b710
4. Spierkrachtonderzoek	Beoordelen van de spierkracht, o.a. van de spieren rondom de heup, knie, enkel, en voet	Afwijking in de kracht van een spier (= spierzwakte)	b730
5. Sensibiliteitsonderzoek	Beoordelen van de gnostische en vitale sensibiteit	Afwijking in de sensibiteit	b260-b289
6. Functionele testen	Beoordelen van de bewegingsuitvoering en kracht, gemeten in een functionele context.	Afwijking in de kwaliteit of kwantiteit van de bewegingsuitvoering	b710, b730
7. Overig	O.a. het beoordelen van de stabiliteit van gewrichten.	Afwijking in de passieve stabiliteit van een gewricht	b715

Afkortingen: ICF, International Classification of Functioning, Disability and Health

3.3.1.3 Item 1C: Beenlengte

In de literatuur worden diverse methoden beschreven om (verschillen in) beenlengte te meten, variërend van het meten in stand, rugligging en rugligging met opgetrokken knieën. ^(19, 21-26) Hieronder worden twee methoden nader toegelicht, te weten het meten van de beenlengte in rugligging (item 1C) en het meten van de beenlengte in stand. Van beide methoden worden het doel, de uitvoering en de manier van scoring beschreven.

De eerste methode volgt de werkwijze die gehanteerd wordt door de European Society of Movement Analysis for Adults and Children (ESMAC). ⁽²¹⁾ Uitgaande van deze werkwijze wordt de beenlengte gemeten in rugligging, waarbij de patiënt met gestrekte benen op een onderzoeksbank ligt. Geadviseerd wordt om altijd met deze methode te beginnen, zodat een beeld wordt verkregen van de anatomische beenlengte. De beenlengte in rugligging wordt gemeten vanaf de spina iliaca anterior superior (SIAS) tot aan de mediale malleolus, met behulp van een standaard meetlint. Het proximale uiteinde van dit meetlint wordt geplaatst op de onderste inkeping van de SIAS ter plaatse van de aanhechting van het ligamentum ilioinguinale, en via de mediale epicondyl van de knie wordt het lint doorgetrokken naar het distale topje van de mediale malleolus¹⁴. Het beenlengteverschil is vervolgens gedefinieerd als het verschil in de lengte van het linkerbeen en rechterbeen. Op het formulier (item 1C) wordt het beenlengteverschil genoteerd in cm en er wordt aangegeven welk been het kortst is.

Bij ernstige asymmetrie van de benen als gevolg van verschillen in spiervolume en/of gewrichtsafwijkingen, gepaard gaande met as-afwijkingen of strekbeperkingen is de meting van de beenlengte in lig niet betrouwbaar. In dat geval wordt aanbevolen om de beenlengte in stand te meten. Met deze methode wordt het functionele beenlengteverschil gemeten. Een functionele beenverkorting kan aanleiding geven tot problemen met de voetklaring in de zwaai fase van het contralaterale been en reden zijn om de orthese aan te vullen. Andersom geldt dat wanneer er sprake is van een beenlengteverschil, aandacht dient te worden gegeven aan de onderliggende anatomische factoren (heupluxatie, bekkenscheefstand, bewegingsbeperkingen) en de relatie met een scoliose (item 2A).

Bij het meten van de beenlengte in stand wordt de patiënt gevraagd om beide knieën te strekken, volledig voetcontact te maken en de heup zoveel mogelijk te extenderen. De beenlengte wordt beoordeeld aan de hand van de (scheef)stand van het bekken. Dit wordt getest door met de handen op de crista de scheefstand van de denkbeeldige verbindingslijn tussen de beide crista ten opzichte van horizontaal te beoordelen. Indien een beenlengteverschil wordt geconstateerd, wordt ongelijkheid in beenlengte gecorrigeerd door plankjes onder de voet of hak te plaatsen. Uitlijning vindt plaats op de lijn van beide crista iliaca. Bij verdenking op bekkendysplasie vindt uitlijning plaats op de lijn van beide spina iliaca posterior superior (SIPS). ⁽¹⁾ De hoogte van het aantal corrigerende plankjes geldt vervolgens als scoring van het beenlengteverschil en geeft informatie over de maximale aanvulling die nodig kan zijn in de orthese.

¹⁴ Al het fotomateriaal in deze paragraaf is met toestemming overgenomen uit de syllabus en DVD "Klinische testen bij gangbeeldanalyse, Cursus bewegingsanalyse bij CVA patiënten", Roessingh, Research and Development, Enschede (geschreven door MJ Nederhand e.a., 2010) ⁽²²⁾

Op het LO formulier (item 1C) wordt het beenlengteverschil genoteerd in cm nauwkeurig en tevens wordt aangegeven welk been het kortst is. Kanttekening bij deze methode: het meten van de beenlengte in stand kent zijn beperking indien de patiënt niet goed tot een gestrekte houding kan komen (bijv. door onvoldoende kracht, instabiliteit of een bewegingsbeperking) en/of het lichaamsgewicht niet gelijkmatig over beide benen kan verdelen. Opgemerkt dient te worden dat het handmatig meten van de beenlengte in zit en stand niet erg betrouwbaar is. In het bijzonder wanneer er therapeutische consequenties verbonden worden aan een geobserveerd verschil in beenlengte (zeker als er een operatie wordt overwogen), kan radiodiagnostisch onderzoek van de beenlengte worden overwogen.

3.3.2 Deelonderzoek 2: Beoordeling statiek

Het tweede deelonderzoek betreft de beoordeling van de statiek. De volgende opbouw van te beoordelen onderdelen aanbevolen: 2A) statiek van de wervelkolom, 2B) statiek van het been en 2C) statiek van de enkel/voet. Stoornissen in de statiek zijn in dit handboek gedefinieerd als afwijkingen in de vorm of afmeting van een segment (Tabel 2). Het begrip deformiteit wordt in dit kader niet gebruikt.

3.3.2.1 Item 2A: Statiek van de wervelkolom

De statiek van de wervelkolom dient zowel in het sagitale als frontale vlak beoordeeld te worden. In het sagitale vlak kan er sprake zijn van een versterkte lumbale lordose (hyperlordose) en/of een versterkte thoracale kyfose. In het frontale vlak kan er sprake zijn van een scoliose. Een zuivere afwijking in het frontale vlak komt eigenlijk niet voor, aangezien een deviatie naar lateraal altijd gepaard gaat met een torsie (transversale vlak). Daarnaast is de combinatie van kyfose (sagitale vlak) en scoliose (frontale vlak) veel voorkomend. Er wordt dan gesproken van een kyfoscoliose.

Bij een scoliose wordt beoordeeld welk deel compensatoir is voor een functioneel beenlengteverschil door de hakhoogte (met plankjes) te variëren, of door beoordeling van de scoliose in zittende houding. Bij het beoordelen van een scoliose worden de volgende aspecten beoordeeld:

- a) Het *type* scoliose (C-vormig (links of rechts) of S-vormig (links of rechts) en al dan niet met een torsiecomponent).
- b) De *locatie* van de scoliose (Lumbaal (L), thoracolumbaal, (ThL), of Thoracaal (Th)).
- c) De *aard* van de scoliose (compensatoir of primair en structureel of corrigeerbaar).

Een compensatoire scoliose, die corrigeert bij het aanvullen van een eventueel aanwezig beenlengteverschil, is het gevolg van een houdingscompensatie en is vrijwel altijd te corrigeren (beschreven onder 3.3.2.1). Een structurele scoliose is een scoliose die niet (volledig) corrigeerbaar is. De torsie van de scoliose kan beoordeeld worden door de patiënt in staande houding langzaam voorover

te laten buigen met afhangende armen. Vervolgens wordt geobserveerd of beide romphelften symmetrisch en op gelijke hoogte meebewegen. NB. Een eventueel aanwezig beenlengteverschil dient, voorafgaand aan deze test, gecorrigeerd te worden. De aanwezigheid van een gibbus duidt meestal op een structurele scoliose.

3.3.2.2 Item 2B: Statiek van het been

Met betrekking tot de statiek van het been (item 2B op het formulier) wordt beoordeeld of er sprake is van een genu valgum stand (X-been), dan wel genu varum stand (O-been). Daarnaast dient de aanwezigheid van hyperextensie (recurvatum) in het kniegewricht beoordeeld te worden, als ook de mate van corrigeerbaarheid van deze standsafwijkingen. Deze informatie is relevant voor de uiteindelijke opbouw van de orthese.

Op het formulier wordt de aanwezigheid van één van bovengenoemde standsafwijkingen gescoord met een + (en andersom). Indien een afwijking wordt gescoord, dan dient vervolgens een schatting te worden gedaan van de ernst van de afwijking (in °). Deze informatie is van belang voor de keuze van het type kniescharnier. Zo zijn de meeste stance-control kniescharnieren namelijk niet toepasbaar bij een valgum of varumstand van >10.

3.3.2.3 Item 2C: Statiek van de voet

Met betrekking tot de statiek van de voet (item 2C) worden de afzonderlijke delen van de voet beoordeeld (de achtervoet, middenvoet en voorvoet) en de enkel. Het is hierbij van belang onderscheid te maken tussen corrigeerbare en structurele standsafwijkingen, aan de hand van specifieke testen in zowel belaste als onbelaste toestand. Deze informatie is nodig om in het orthesevoorschrift rekening te houden met een eventuele noodzakelijke correctie van voetstandafwijkingen.

Statiek van de achtervoet

De achtervoet wordt beoordeeld op de aanwezigheid van een varusstand of valgusstand is. In geval van een varusstand dient uitgezocht te worden of het een primaire afwijking is, of dat de afwijking secundair is aan een (niet flexibele) diepstand van de mediale voorvoet. Met de Coleman-Block test kan dit worden onderscheiden. Hierbij staat de patiënt met zijn achtervoet en met de laterale rand van de voorvoet op een blok van 2-4 cm dik. Hierdoor wordt toegegeven aan de diepstand van de eerste straal, waardoor pronatie van de voorvoet mogelijk is. Als de varus van de achtervoet in deze stand corrigeert naar neutraal is deze secundair aan de stand van de voorvoet. Dit wordt op het LO formulier gescoord met een +. Met betrekking tot het orthesevoorschrift heeft dit gevolgen voor opvang van de voet op de voetplaat of op de inlegzool. Het diepleggen van de mediale voetrand kan de achtervoetvarus corrigeren.

Statiek van de middenvoet

De middenvoet wordt beoordeeld op de aanwezigheid van een eventuele planusstand (platvoet) of cavusstand (holvoet). Een planusstand kan berusten op insufficiëntie van de mediale voetboog en kan gepaard gaan met een talonaviculare subluxatie. Deze insufficiëntie kan worden veroorzaakt door een parese of insufficiëntie van de M tibialis posterior, of is secundair aan een verkorte achillespees, een zg. “vlucht” planovalgus voetstand. Bij een planusstand wordt beoordeeld of de mediale voetboog gecorrigeerd kan worden bij dorsaalflexie van de hallux. In dat geval kan er voor worden gekozen in de voetplaat van een orthese een mediale correctie te verwerken.

Een cavusstand wordt gekenmerkt door een hoogstand van de mediale voetboog en berust op een structurele diepstand van de voorvoet. De afwijking kan echter ook in de achtervoet zitten (een steilstand van de calcaneus omhoog en een steile stand van de metatarsalia omlaag).

Statiek van de voorvoet

De voorvoet wordt beoordeeld op de aanwezigheid van een abductusstand- of adductusstand en op een pronatiestand of supinatiestand.

Statiek van de enkel

Afwijkingen die voor kunnen komen op het niveau van de enkel zijn de calcaneusstand en/of de equinusstand.

Gecombineerde afwijkingen

Statiekafwijkingen van de voet komen vaak gecombineerd voor. Meest voorkomend zijn de planovalgus (eventueel in combinatie met een gefixeerde voorvoet supinatie) en cavovarus adductus (eventueel gecombineerd met een gefixeerde voorvoet pronatie). ⁽²⁾ Indien men deze termen gebruikt, wordt aanbevolen ook de mate van afwijking en de corrigeerbaarheid per segment te beschrijven.

3.3.3 Deelonderzoek 3: Mobiliteitsonderzoek

De passieve mobiliteit van de gewrichten wordt bepaald door de gewrichtsmobiliteit en de lengte van de spieren (maar niet door de spierkracht en aansturing). Bij de beoordeling van de gewrichtsmobiliteit wordt het totale bewegingstraject beschouwd, met minimalisering van de invloed van de spierlengte. ⁽²⁵⁾ De bepaling van de maximale spierlengte wordt benaderd door de hoek te meten van de gewrichten die door de spier worden overspannen.

De mobiliteit van de gewrichten wordt weergegeven volgens de notatie van deBrunner (in 1969 als wereldwijde standaardmethode aanbevolen). Deze notatie volgt de neutrale nul methode van Caves en Roberts ⁽²⁷⁾, waarbij

alle bewegingen worden gemeten vanuit een vooraf vastgestelde nul positie, ofwel de gewrichtspositie 0°. Alle posities van de gewrichten, gemeten met behulp van een goniometer (bij voorkeur een Lafayette goniometer met uitschuifbare armen), worden uitgedrukt ten opzichte van deze gewrichtspositie 0° en weergegeven in graden (°) nauwkeurig. Hieronder is een voorbeeld gegeven van de deBrunner notatie (Tabel 3).

Tabel 3. Voorbeeld van de deBrunner notatie¹⁵

Knie flexie-extensie		
1	Gemeten: knieflexie 140°; normale knie-extensie van 0°	Notatie: 140 / 0 / 0
2	Gemeten: knieflexie 140°; knie-hyperextensie van 20°	Notatie: 140 / 0 / 20
3	Gemeten: knieflexie 140°; knie-extensie beperking van 20°	Notatie: 140 / 20 / 0

Afkortingen: ROM, Range Of Motion; LO, Lichamelijk onderzoek

Indien bij oriënterend onderzoek van de gewrichtsmobiliteit geen afwijkingen worden gevonden, dan is de volgende stap het spierkrachtsonderzoek (deelonderzoek 4). Echter, indien er duidelijke afwijkingen zichtbaar zijn, dan dienen de mobiliteit van de heup, knie, enkel en voet nauwkeurig gemeten te worden.

Voor het meten van de gewrichtsmobiliteit zijn standaardisatie van de uitgangshouding en meetmethode essentieel ⁽¹⁰⁾. Om deze reden zijn in deze paragraaf uitgangshoudingen en instructies beschreven voor het zo betrouwbaar mogelijk vaststellen van de gewrichtsmobiliteit. Deze beschrijvingen (voor de gewrichten heup, knie, enkel en voet) volgen grotendeels de werkwijzen uit de handleiding "Lichamelijk onderzoek bij kinderen en volwassenen met CMP" ⁽¹⁹⁾, het boek "Manual of Orthopedic Surgery" ⁽²⁰⁾, de syllabus "Clinical assessment" van de ESMAC ⁽²¹⁾ en de DVD Klinische testen bij gangbeeldanalyse. ⁽²²⁾ Verder, voor het beschrijven van afwijkende waardes bij het mobiliteitsonderzoek wordt de terminologie volgens Tabel 1 aangehouden. Hierbij zijn stoornissen in de gewrichtsmobiliteit gedefinieerd als afwijkingen in de bewegingsuitslag van een gewricht, ofwel als bewegingsbeperkingen (Tabel 2). Het begrip contractuur als definitie voor een afwijking in de bewegingsuitslag wordt niet gebruikt. Ter illustratie, een beperking in de mate van heupextensie is gedefinieerd als een heupextensiebeperking en niet als een heupflexiecontractuur. Van elk onderdeel worden steeds de uitgangshouding (UGH) van de patiënt beschreven, de positie van de onderzoeker en de uitvoering(en) van de test.

¹⁵ Met toestemming overgenomen uit de handleiding "Lichamelijk onderzoek bij kinderen en volwassenen met CMP" van het VU medisch centrum Amsterdam en Revalidatiecentrum de Trappenberg (versie 1.2, 2007)⁽¹⁹⁾

3.3.3.1 Item 3A: Heup

Van het heupgewricht worden flexie¹, extensie², abductie³, adductie⁴, endorotatie⁵ en exorotatie⁶ gemeten. Verder wordt de anteversie stand van het femur bepaald⁷.

1. Heupflexie

UGH patiënt: De test wordt uitgevoerd met de patiënt liggend op de rug (op een onderzoeksbank) met gestrekte benen.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat aan de zijde van het te testen been.

Uitvoering: De knie en heup van het te testen been worden door de onderzoeker in flexie gebracht. De ondersteunende hand wordt onder de lumbale wervelkolom geplaatst (Foto 5a). De heupflexie wordt doorgezet totdat het bekken begint mee te kantelen en de lordose is afvlakt (dit wordt gevoeld doordat de onderrug op de ondersteunende hand drukt). Dit is het punt van de maximale bewegingsuitslag. Wanneer dit punt bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen het bovenbeen (lijn van trochanter major naar laterale epicondyl) en de horizontaal (of neutraal) gemeten. NB. Een heupflexie beperking wordt meestal veroorzaakt door verkorting van het gewrichtskapsel, door afwijkingen in het gewricht zelf of door een sterk prominierend abdomen.

2. Heupextensie

UGH patiënt: De extensie bewegingsuitslag van de heup kan in buikligging (1) of in rugligging (2) worden bepaald.

Uitvoering 1: De uitvoering in buikligging (Staheli test) kan op verschillende manieren worden uitgevoerd: i) met een 4-delige onderzoeksbank, ii) door gebruik te maken van een kussen onder het bekken, of iii) door de patiënt met de benen over de rand van de onderzoeksbank te laten hangen. Wanneer de test wordt uitgevoerd op een 4-delige bank (of met een kussen onder het bekken), staat de onderzoeker naast de onderzoeksbank, en met 1 hand (ondersteunende hand) omvat hij/zij de ipsilaterale SIAS en SIPS. De andere hand (uitvoerende hand) wordt onder het ipsilaterale dijbeen geplaatst ter hoogte van de knie. Vervolgens extendeert de onderzoeker met de uitvoerende hand de ipsilaterale heup, tot het punt dat het bekken voelbaar opgetild wordt. Wanneer dit punt bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen de het bovenbeen en de loodlijn op het bekkenvlak gemeten. Bij uitvoering van de test met afhangende

benen over de rand van de onderzoeksbank staat de patiënt met de romp voorover gebogen over de bank. Het contralaterale been steunt op de grond met geëcteerde heup. De mate van heupextensie wordt op dezelfde manier getest, zoals beschreven bij de uitvoering met een 4-delige bank.

Uitvoering 2:

Bij de uitvoering in rugligging (Thomas test) staat de onderzoeker aan de contralaterale van het te testen been. Van het contralaterale been wordt eerst de maximale heupflexieuitslag opgezocht (zie test heupflexie) ter fixatie van het bekken. Vervolgens wordt de patiënt gevraagd het te testen been te extenderen, tot het punt dan het bekken naar voren begint te kantelen. Wanneer dit punt bereikt is, wordt de hoek tussen de het bovenbeen en de loodlijn op het bekkenvlak gemeten (voor deze uitvoering is hulp nodig om de hoek te meten). Deze hoek (in °) wordt op het LO formulier genoteerd. Een beperking in extensie wordt meestal veroorzaakt door verkorting van de heupflexoren. NB. In geval van een knie-extensiebeperking kan deze test worden uitgevoerd met de benen hangend over het einde van de bank.

Voordeel van de Thomas test is dat geen aanpassingen nodig zijn als er een heupextensiebeperking is. Nadeel is dat de test iets minder goed correleert met de mogelijke bewegingsuitslag tijdens het lopen, en dat aanpassingen nodig zijn bij een knie-extensiebeperking.

3. Heupabductie

UGH patiënt:

De abductie bewegingsuitslag van de heup wordt bepaald in rugligging met de beide heupen en knieën in extensie. Afhankelijk van hoe het bekken wordt gefixeerd, kan de test kan op 2 manieren worden uitgevoerd: i) met de beide benen tegelijk of ii) met één been.

Positie onderzoeker:

De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank.

Uitvoering:

Bij de uitvoering met beide benen tegelijk abduceert de onderzoeker de gestrekte benen. De hoek tussen een denkbeeldige loodlijn getrokken vanuit de SIAS en de voorzijde van het bovenbeen wordt op het LO formulier genoteerd. Bij de alternatieve methode, waarbij één been wordt getest, kan fixatie van het bekken worden bereikt door het contralaterale been met geëcteerde knie over de zijkant van de bank te laten hangen. Bij beide uitvoeringen wordt de abductieuitslag bepaald door de lengte van de adductoren en de mediale hamstrings. Bij uitvoering van deze test met geëcteerde knieën wordt de invloed van een eventuele verkorting van de (bi-articulaire) M gracilis en mediale hamstrings uitgeschakeld (Phelps test).

4. Heupadductie

UGH patiënt: De adductie bewegingsuitslag van de heup wordt bepaald in rugligging met de beide heupen en knieën in extensie.

Positie onderzoeker: De test kan alleen of met assistentie van een andere onderzoeker worden uitgevoerd. Indien de test met assistentie wordt uitgevoerd, staat onderzoeker aan het uiteinde van de onderzoeksbank en met de handen omvat hij/zij de enkel van de patiënt. De assisterende onderzoeker houdt het contralaterale been vast met de knie en heup in flexie om ruimte te geven aan de adductiebeweging.

Uitvoering: De onderzoeker adduceert het ipsilaterale been onder het contralaterale been door, tot het punt dat het bekken voelbaar gaat bewegen. Wanneer dit punt bereikt is, wordt een denkbeeldige loodlijn getrokken vanuit de SIAS. De hoek (in °) tussen deze denkbeeldige loodlijn én de as van het bovenbeen wordt op het LO formulier genoteerd. De alternatieve uitvoering zonder assistentie, gaat het beste door het contralaterale been met geflecteerde knie over de zijrand van de bank te laten hangen. Door de ruimte die hierdoor ontstaat kan de adductie van het te testen been worden gemeten. NB. De maximale adductie bij normaal lopen bedraagt 5°. Beperkingen < 5° hebben invloed op de breedte van het gangspoor en daarmee op de stabiliteit. Een adductiebeperking heeft invloed op de bekkenstand tijdens het lopen.

Heuprotaties.

UGH patiënt: Beoordeling van de rotatieuitslag van de heup (endo- en exorotatie) kan in buikligging met geëxtendeerde heupen, of in rugligging met geflecteerde heupen worden uitgevoerd. Ten behoeve van een eerste screening wordt geadviseerd te beginnen met de beoordeling in rugligging. Indien er afwijkingen gevonden worden, wordt geadviseerd om het onderzoek ook uit te voeren in buikligging. De uitvoering in buikligging (hieronder uitgewerkt) biedt het voordeel dat een nauwkeurige indruk kan worden verkregen van de verhouding tussen endo- en exorotatie. Deze verhouding geeft aanwijzingen voor een mogelijke vergrote femorale anteversiestand, welke aanwezig kan zijn bij aandoeningen waarbij de loopvaardigheid pas laat in de kindertijd op gang komt (endorotatie is dan ruimer dan de exorotatie). Beoordeling met de heup in maximale extensie geeft een betere indicatie van de mobiliteit is tijdens het lopen dan beoordeling bij heupflexie.

5. Heupendorotatie

<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en omvat de enkels van de patiënt.
<i>Uitvoering:</i>	De endorotatie bewegingsuitslag in buikligging wordt met beide heupen gelijktijdig uitgevoerd. Hierbij zijn de heupen geëxtendeerd en de knieën zijn in 90° flexie. Vervolgens endoroteert de onderzoeker de beide heupen door de onderbenen naar buiten te bewegen. Wanneer de maximale stand bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen de tibia en de verticaal (of neutraal) voor ieder been gemeten.

6. Heupexorotatie

<i>UGH patiënt:</i>	De exorotatie bewegingsuitslag van de heup wordt voor ieder been afzonderlijk bepaald in buikligging met geëxtendeerde heupen en de knieën in 90° flexie.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en omvat de ipsilaterale enkel van de patiënt.
<i>Uitvoering:</i>	Vervolgens exoroteert de onderzoeker de heup door het onderbeen naar binnen te bewegen. Met de andere hand wordt de contralaterale SIAS omvat en gefixeerd. De maximale stand is bereikt als verdergaande exorotatie het bekken mee laat roteren. De hoek (in °) tussen de tibia en de verticaal (getrokken vanuit het midden van de distale rand van de patella) wordt gemeten. Geadviseerd wordt om de heuprotaties ook altijd in extensie te testen. De uitslagen van beide uitvoeringen (flexie versus extensie) kunnen namelijk behoorlijk verschillen.

7. Femorale anteversiestand

<i>UGH patiënt:</i>	De bepaling van de <i>femorale anteversiestand</i> vindt plaats in buikligging, met de knieën in 90° flexie en de heup in extensie
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat aan de andere zijde van het te testen been en met 1 hand (fixatie hand) fixeert hij/zij de stand van het te onderzoeken been. Met de andere hand (uitvoerende hand) palpeert de onderzoeker de trochanter major van het been.
<i>Uitvoering:</i>	Vervolgens endoroteert hij/zij de heup door met de fixatie hand het ipsilaterale onderbeen van de patiënt rustig naar buiten te bewegen, tot het punt dat de trochanter major het meest prominent naar lateraal is. Wanneer dit punt bereikt is, wordt de hoek tussen de tibia en de verticaal opgemeten. Indien er een rotatieafwijking gevonden wordt en deze is niet corrigeerbaar, dan dient hier in de uitlijning van de orthese rekening mee gehouden te worden. NB. Het meten van femorale anteversiestand, zoals hierboven beschreven, is onbetrouwbaar. Bij twijfel en bij belangrijke therapeutische consequenties dient aanvullend onderzoek te worden overwogen (bv. CT-scan volgens rotatieprotocol).

3.3.3.2 Item 3B: Knie

Van de knie worden de flexie¹ en extensie² bewegingsuitslagen gemeten.

1. Knieflexie

<i>UGH patiënt:</i>	De flexie bewegingsuitslag van de knie wordt bepaald in rugligging met geëxtendeerde heupen en knieën.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en met één hand (uitvoerende hand) omvat hij/zij de enkel van het ipsilaterale been. De andere hand (ondersteunende hand) wordt op de knie van het ipsilaterale been gelegd.
<i>Uitvoering</i>	Vervolgens flecteert de onderzoeker met de uitvoerende hand de ipsilaterale knie terwijl het contralaterale been op de onderzoeksbank rust. Wanneer de maximale flexiestand bereikt is, wordt de hoek tussen het boven- en onderbeen gemeten. Deze hoek (in °) wordt afgetrokken van 180° (dus 180° – gemeten hoek).

2. Knie-extensie

<i>UGH patiënt:</i>	De extensie bewegingsuitslag van de knie wordt bepaald in rugligging met geëxtendeerde heupen en knieën.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en met één hand (uitvoerende hand) omvat hij/zij de hiel van het ipsilaterale been en tilt vervolgens het been op. De andere hand (ondersteunende hand) wordt op de knie van het ipsilaterale been gelegd.
<i>Uitvoering:</i>	Vervolgens extendeert de onderzoeker met de uitvoerende hand de ipsilaterale knie terwijl het contralaterale been op de onderzoeksbank rust. Wanneer de maximale extensiestand bereikt is, wordt de hoek tussen het boven- en onderbeen gemeten. Deze hoek (in °) wordt in mindering gebracht met 180° (dus gemeten hoek - 180°).

Naast het beoordelen van de mobiliteit van de knie, is het bij sommige patiëntgroepen, waaronder patiënten met poliomyelitis, ook relevant om de stabiliteit van de knie (in mediolaterale en anterioposterieure richting) te beoordelen. Hiermee wordt de laxiteit van het bandenapparaat getest.

De mate van anterioposterieure laxiteit wordt beoordeeld aan de hand van de schuifladetest (of de Lachman test) en geeft een indruk van de sufficiëntie van voorste en achterste kruisbanden. In het orthesevoorschrift van een KEVO kan dit bijvoorbeeld van belang zijn voor de manier van fixatie van de knie door de manchetten van onder- en bovenbeen. Beoordeling vindt plaats in rugligging met de knieën in 90° flexie (20° flexie voor de Lachman test) en de voeten plat op de onderzoeksbank (gefixeerd door de onderzoeker). De onderzoeker plaatst beide handen in de knieholte en trekt langzaam de proximale tibia naar ventraal ten opzichte van het femur. Bestaat er een abnormale beweeglijkheid naar ventraal (≥ 1 cm) dan wordt een positieve (+) voorste schuiflade gescoord.

De mate van mediolaterale laxiteit wordt bepaald in rugligging met de knieën in lichte flexie. De onderzoeker staat naast de bank en met de uitvoerende hand wordt de enkel van het ipsilaterale been omvat. Met de ondersteunende hand wordt de knie in varus of in valgus gedrukt. Hiertoe levert de onderzoeker een mediaal dan wel lateraal gericht moment op de knie. Indien de laxiteit tot instabiliteit leidt tijdens staan en lopen, is het van belang te beoordelen of de beenstand te corrigeren is. Bij het orthesevoorschrift kan dan rekening worden gehouden met de (frontale) uitlijning van de orthese en de keuze van het type kniescharnier.

Complexe afwijkingen

Hyperextensie in combinatie met varus komt voor. Dit kan lastig zijn bij een orthesevoorziening. Bij hypoplasie van het kniegewricht kunnen ook sterk afwijkende knierotaties voorkomen. Dit is zelden.

3.3.3.3 Item 3C: Enkel / Voet

Voor de enkel worden plantairflexie¹ en dorsaalflexie² bepaald. Verder worden de varus³/valgus⁴ bewegingsuitslagen van de achtervoet beoordeeld en de rotaties in de midvoet ^(23,24).

1. Plantairflexie

<i>UGH patiënt:</i>	De plantairflexie bewegingsuitslag van de enkel wordt bepaald in rugligging met de heupen en knieën in 90° flexie.
<i>Positie onderzoeker:</i>	de onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en met de ondersteunende hand wordt het onderbeen omvat. De uitvoerende hand omvat de middenvoet.
<i>Uitvoering:</i>	Vervolgens plantairflecteert de onderzoeker met de uitvoerende hand de ipsilaterale enkel. Wanneer de maximale plantairflexie stand bereikt is, wordt de hoek gemeten tussen de tibia rand en de laterale voetrand, met de calcaneus als hoekas. Dit wordt benaderd vanaf de laterale zijde.

2. Dorsaalflexie

<i>UGH patiënt:</i>	De <i>dorsaalflexie</i> bewegingsuitslag van de enkel wordt bepaald in <i>rugligging</i> met knieflexie en met knie-extensie (Silverskjold test). Bij de dorsaalflexie beweging met knieflexie ligt de patiënt met de ipsilaterale heup en knie in 90° flexie. Het contralaterale been rust op de onderzoeksbank.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank en één hand (ondersteunende hand) ligt op de knie van het ipsilaterale been. De andere hand (uitvoerende hand) omvat de voorvoet van het ipsilaterale been.

Uitvoering: Vervolgens dorsaalflecteert de onderzoeker met de uitvoerende hand de enkel. Wanneer de maximale dorsaalflexie stand bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen laterale voetrand en de verticaal (getrokken vanuit het meest laterale deel van de laterale malleolus) gemeten. Het is van belang te voorkomen dat door druk op de voorvoet er valgus kanteling plaatsvindt in de middenvoet. Door de hallux in dorsaalflexie te fixeren wordt de voetboog op spanning gehouden en wordt (vlucht)valgus voorkomen tijdens de test. Een alternatieve handgreep is door de voet in supinatie te fixeren.

Bij de dorsaalflexiebeweging met knie-extensie extendeert de onderzoeker met de uitvoerende hand en ondersteunende hand in dezelfde handgreep de knie en houdt daarbij de enkel in maximale dorsaalflexie. Na knie-extensie, wordt wederom de hoek (in °) tussen laterale voetrand en de verticaal (getrokken vanuit het meest laterale deel van de laterale malleolus) gemeten. Het verschil tussen beide uitvoeringen is dat met geflecteerde knie de lengte van de (monoarticulaire) M soleus (en de beweeglijkheid van het gewricht) wordt gemeten, en met gestrekte knie de hele triceps surae (zowel de (biarticulaire) M gastrocnemius als de soleus).

3. Valgus uitslag

UGH patiënt: De *valgus* bewegingsuitslag van de achtervoet wordt bepaald in *buikligging*, met de knieën in 90° flexie en de hiel in neutrale positie, of zittend met afhangend been.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat naast de bank en met de ondersteunende hand wordt de enkel omvat. De uitvoerende hand omvat de calcaneus en de enkel wordt in dorsaalflexie gebracht.

Uitvoering: Vervolgens brengt de onderzoeker de achtervoet naar maximale valgus. Wanneer de maximale valgus stand bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen het onderbeen en de calcaneus gemeten.

4. Varus uitslag

Uitvoering: De *varus* bewegingsuitslag van de achtervoet wordt bepaald in dezelfde houding maar nu brengt de onderzoeker de calcaneus naar maximale varus. Wanneer de maximale varus stand bereikt is, wordt de hoek tussen het onderbeen en de calcaneus gemeten.

Voetrotaties

5. Dij-voethoek

<i>UGH patiënt:</i>	Beoordeling van de dij-voethoek vindt plaats in buikligging, met de knieën in 90° flexie en de hiel in neutrale positie.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank.
<i>Uitvoering:</i>	Met 1 hand fixeert de onderzoeker de achtervoet in neutraalstand en de enkelhoek in 0°. In deze houding wordt de dij-voethoek bepaald als de hoek tussen de lengte as van het femur en de lengte as van de voet (= lijn tussen het midden van de calcaneus en de 2 ^e en 3 ^e teen). Wanneer er sprake is van vervorming van de voet wordt de transmalleolaire tibiatorsiehoek beoordeeld i.p.v. dij-voethoek hoek.

6. Transmalleolaire tibiatorsiehoek

<i>UGH patiënt:</i>	Beoordeling van de transmalleolaire tibiatorsiehoek vindt plaats in buikligging met de knieën geflecteerd. Een alternatieve uitvoering is in zit, met benen afhangend over de bank en de knieholtes tegen de rand. De knie wordt zo geplaatst dat de tuberositas loodrecht naar voren wijst en de transcondylaire-as parallel verloopt aan de bank.
<i>Positie onderzoeker:</i>	Bij een liggende UGH van de patient staat de onderzoeker naast de onderzoeksbank, bij een zittende UGH zit de onderzoeker op een krukje voor de patiënt.
<i>Uitvoering:</i>	Als de patellae recht naar voren wijzen, is de hoek tussen de voet en het onderbeen normaal gesproken ongeveer 20 °exorotatie. De transmalleolaire as wordt geschat door palpatie van de beide malleoli en vergeleken met de transcondylaire as van het femur. Een afwijkende tibiatorsiehoek (naar endo-of exotorsie) kan gevolgen hebben voor de voetprogressielijn (de stand van de voet ten opzichte van de looprichting) en daarmee voor de richting waarin de voet afwikkelt. Voor de orthese-schoen combinatie is kan dit betekenen dat er een richtinggevende afwikkeling onder de schoen gemaakt moet worden.

3.3.3.4 Item 3D: MTP 1 gewricht

- UGH patiënt:* Met betrekking tot de mobiliteit van het MTP 1 gewricht wordt de bewegingsuitslag van de hallux bepaald. Deze wordt bepaald in rugligging, met de knieën in 90° flexie en de voet onbelast óf de hiel op de bank.
- Positie onderzoeker:* De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank en met 1 hand omvat hij/zij de hallux van de te onderzoeken voet.
- Uitvoering:* In deze houding brengt de onderzoeker de hallux in maximale dorsaalflexie. Wanneer de maximale dorsaalflexiestand bereikt is, wordt de hoek (in °) tussen de lijn die metatarsale I volgt en lijn die door hallux gaat gemeten. Het verdient de aanbeveling de meting ook in een belaste situatie te meten aangezien de relatieve lengte van de flexor hallucis longus afhankelijk zijn van de stand van enkel en achtervoet.

3.3.4 Deelonderzoek 4: Spierkrachtonderzoek

Het 4^e deelonderzoek van het LO is het spierkrachtonderzoek. In de literatuur worden diverse methoden van spierkrachtonderzoek beschreven. De methode die vooral in de klinische praktijk wordt toegepast is de manuele spierkrachtmeting (manual muscle testing, MMT) volgens de Medical Research Council (MRC) schaal. Deze methode wordt hieronder kort toegelicht.

Manuele spierkrachtmeting

Bij de MMT methode wordt de isometrische spierkracht gemeten door het uitvoeren van actieve bewegingen tegen een progressieve weerstand (al of niet tegen de zwaartekracht of tegen manuele weerstand) in een zogenaamde ‘open keten’ situatie (het lichaamsdeel kan vrij bewegen in de ruimte). De meest gebruikte schaal voor het graderen van de geleverde spierkracht is de zogenaamde MRC schaal, die loopt van 0 tot 5 (zie Tabel 4 voor de betekenis van de diverse schalen). ⁽²⁸⁻³³⁾

Hoewel het manueel testen van de spierkracht een indruk geeft van de klinische mate van spierzwakte, en bovendien snel af te nemen is, heeft deze methode ook een aantal zwakke punten. Ten eerste, MMT levert data op een ordinale schaal (0-5) en geen kwantitatieve data uitgedrukt in kilogram of Newton. Een tweede relevante beperking is het plafondeffect, waardoor het kan zijn dat je geen parese detecteert, terwijl deze wel aanwezig is⁽¹⁴⁾. Aanvulling met functionele testen (zie paragraaf 3.3.6) waarmee een indruk verkregen wordt van de bewegingsuitvoering en spierkracht gemeten in een functionele context, daarom aanbevolen. En tot slot, evenals bij het mobiliteitsonderzoek, is standaardisatie van de uitgangshouding essentieel omdat dit de meetresultaten sterk kan beïnvloeden. ⁽³¹⁾ Om deze reden zijn in deze paragraaf uitgangshoudingen en instructies beschreven voor het zo betrouwbaar mogelijk vaststellen van de spierkracht van spieren rondom de volgende drie gewrichten; de heup, de knie, en de enkel. Deze beschrijvingen volgen grotendeels de werkwijze uit het boek “Aids to the examination of the peripheral nervous system”. ⁽²³⁾ Voor regels betreffende het uitvoeren van spierkrachttesten, voor terminologie en voor de scoring van de MRC gradaties wordt ook naar dit boek verwezen, als ook naar referenties 11 en 12.

Tabel 4. Medical Research Council (MRC) schaal voor spierkracht ⁽²⁸⁾

MRC graad	Betekenis
0	Geen contractie
1	Voelbare contractie, zonder bewegingseffect
2	Actieve beweging bij uitschakeling van de zwaartekracht over het volledige traject PROM
3	Actieve beweging tegen de zwaartekracht in over het volledige traject PROM
4-	Actieve beweging tegen de zwaartekracht en lichte weerstand in
4	Actieve beweging tegen de zwaartekracht en weerstand in
4+	Actieve beweging tegen de zwaartekracht en grote weerstand in
5	Actieve beweging tegen de zwaartekracht en zeer grote weerstand in (normale kracht)

3.3.4.1 Item 4A: Heup

Voor de spieren rondom de heup wordt de kracht bepaald van de heupflexoren¹, de heupextensoren², de heupabductoren³ en de heupadductoren⁴.

1. Heupflexoren

UGH patiënt: De spierkracht van de heupflexoren (M psoas major en M iliacus) wordt bij voorkeur bepaald in rugligging (meest nauwkeurig). Als alternatief kan de spierkracht ook worden bepaald in zit met de onderbenen hangend over de rand van de onderzoeksbank, waarbij ieder been afzonderlijk wordt getest. De uitvoering bij deze UGH is hieronder beschreven.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd het bovenbeen zo hoog mogelijk op te tillen zonder met de romp achterover te kantelen. Indien de heupflexie over de hele ROM tegen de zwaartekracht in mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest (de onderzoeker omvat het distale deel van het femur, net boven de knie, en levert druk naar beneden in de richting van heupextensie).

2. Heupextensoren

UGH patiënt: De spierkracht van de heupextensoren (M gluteus maximus en hamstrings) wordt bepaald in buikligging, met geëxtendeerde knieën en heupen en de armen langs het lichaam. Als heupextensie passief niet volledig mogelijk is passief, dan dient het onderzoek uitgevoerd te worden met de romp op de tafel, maar de benen in flexie afhankelijk (deze houding staat beschreven bij de mobiliteitsmeting van de heup volgens de Staheli methode).

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank, aan ipsilaterale zijde, en met één hand (uitvoerende hand) omvat hij/zij de enkel.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd het bovenbeen zo hoog mogelijk op te tillen zonder de knie te buigen. Indien de heupextensie over de hele ROM tegen de zwaartekracht in mogelijk is wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest (de onderzoeker omvat de enkel en levert druk naar beneden in de richting van heupflexie).

3. Heupabductoren

UGH patiënt: De spierkracht van de heupabductoren (M gluteus medius en minimus) kan worden bepaald in rugligging (2-handig). Bij zwakte wordt de spierkracht bepaald in zijligging (1-handig), met gestrekte heupen en knieën. Voor een indruk van de heupabductorkracht is ook de trendelenburg test informatief (zie 3.3.6.4). Deze test is

makkelijk uitvoerbaar en zegt veel meer over de functionaliteit dan de test in zijligging of rugligging.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank, aan ipsilaterale zijde, en met één hand (uitvoerende hand) omvat hij/zij de ipsilaterale enkel.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd het been zo ver mogelijk naar boven te duwen tegen de zwaartekracht in. Indien de heupabductie over de hele ROM tegen de zwaartekracht in mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest (de onderzoeker omvat de enkel en levert druk naar beneden in de richting van heupadductie).

4. Heupadductoren

UGH patiënt: Idem als voor de heupabductoren kan de spierkracht van de heupadductoren (M gluteus medius en minimus) worden bepaald in rugligging (2-handig). Echter, indien er sprake is van zwakte, wordt de spierkracht bij voorkeur bepaald in zijligging (1-handig) met gestrekte heup en knie.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat naast de onderzoeksbank, en met de ondersteunende hand wordt het bovenste been in abductie gefixeerd.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd het onderste been te adduceren tegen de zwaartekracht in. Indien de heupadductie over de hele ROM tegen de zwaartekracht in mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest (de onderzoeker omvat de enkel en levert druk naar beneden in de richting van heupabductie).

3.3.4.2 Item 4B: Knie

Met betrekking tot de spieren rondom de knie wordt de spierkracht bepaald van de knieflexoren¹, en de knieextensoren².

1. Knieflexoren

UGH patiënt: De spierkracht van de knieflexoren (mediale en laterale hamstrings) wordt bepaald in buikligging, met gestrekte knieën en de tenen ahangend over de rand van de onderzoeksbank.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank, en met 1 hand (uitvoerende hand) wordt de hiel van het ipsilaterale been omvat.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd de knie zo ver mogelijk te buigen tegen de zwaartekracht in. Indien de knieflexie over de hele ROM mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest (de onderzoeker omvat de enkel en levert druk naar beneden in de richting van knie-extensie met de knie stand tussen 50° en 70°). Indien normale kracht wordt gemeten wordt deze als graad 5 gescoord. Indien de kracht alleen tegen weerstand kan worden geleverd wordt graad 4 gescoord.

2. Knieextensoren

UGH patiënt: De spierkracht van de knie-extensoren wordt in zit uitgevoerd (M quadriceps femoris).

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank en met één hand (uitvoerende hand) wordt de enkel omvat. De andere hand (ondersteunende hand) omvat het distale femur.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd het onderbeen te extenderen tegen de zwaartekracht in. Indien de knie-extensie over de hele ROM mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest met de heup en knie van het ipsilaterale been in lichte flexie. De patiënt wordt de patiënt de knie te extenderen, tegen de druk van de onderzoeker (deze is naar boven gericht in de richting van knieflexie). Indien normale kracht wordt gemeten, wordt deze als graad 5 gescoord. Indien de kracht alleen tegen weerstand kan worden geleverd, wordt graad 4 gescoord. Bij het schatten van de knie-extensie kracht is het van belang een eventuele 'extension lag' te beoordelen. Dit houdt in dat bij het testen van de extensie tegen de zwaartekracht in niet de gehele ROM wordt gehaald, maar er toch goede kracht kan worden geleverd in de eerste range van beweging. Wat verder van belang is om op te merken, is dat de kracht van de knie-extensoren niet zo nauwkeurig te meten is, aangezien een score van MRC graad 5 al kan worden gemeten bij 53% van de maximale kracht. ⁽²⁸⁾ Het is daarom informatief om, zoals eerder genoemd, de kracht tevens te testen in een functionele context, bijvoorbeeld d.m.v. knie-extensie vanuit hurkzit zonder gebruik van de handen (squatten; zie paragraaf 3.3.6.3).

3.3.4.3 Item 4C: Enkel/Voet

Met betrekking tot de spieren rondom de enkel wordt de spierkracht bepaald van de plantairflexoren¹, en de dorsaalflexoren² en van de evertoren³ en invertoren⁴.

1. Plantairflexoren

UGH patient: De spierkracht van de plantairflexoren (M triceps surae) wordt bij voorkeur bepaald in rugligging met gestrekte heupen en knieën. Indien de patiënt in deze uitgangshouding de knie niet kan extenderen, kan de test worden uitgevoerd in zit, met afhangende benen.

Positie onderzoeker: De onderzoeker staat aan het uiteinde van de onderzoeksbank, en met de uitvoerende hand wordt de voorvoet omvat.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd de enkel naar plantairflexie te brengen (omlaag duwen van de voet) tegen de druk van de onderzoeker (deze is naar beneden gericht in de richting van dorsaalflexie). De spierkracht van de M soleus wordt op dezelfde wijze bepaald, maar dan met de heup en knie in 90° flexie.

Vergelijkbaar met de kracht van de knie-extensoren, is de kracht van plantairflexoren ook niet nauwkeurig te meten, aangezien een score van MRC graad 5 al kan worden gemeten bij 19% van de maximale kracht. ⁽³¹⁾ Ook de kracht van de plantairflexoren dient daarom tevens bepaald te worden in een functionele context, bijvoorbeeld d.m.v. het tellen van het aantal keren dat een patiënt op 1 been tot tenenstand kan komen (zie paragraaf 3.3.6.5). Let daarbij op compensatie door middel van knieflexie, of het naar voren brengen van het lichaamszwaartepunt bij een verkorting van de kuitspieren!

2. Dorsaalflexoren

UGH patiënt: De spierkracht van de dorsaalflexoren (M tibialis anterior) wordt bepaald in zit op de onderzoeksbank met de benen afhangend over de rand. De patiënt wordt gevraagd de voet te heffen tegen de zwaartekracht in. Indien de voetheffing over de hele ROM tegen de zwaartekracht in mogelijk is, wordt vervolgens de kracht tegen weerstand getest.

Positie onderzoeker: De onderzoeker zit voor de patiënt en met de uitvoerende hand wordt de ipsilaterale voorvoet aan dorso-mediale zijde omvat.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd de enkel naar dorsaalflexie te brengen (omhoog duwen van de voorvoet) én de voet naar binnen te draaien tegen de druk van de onderzoeker (deze is naar beneden gericht in de richting van plantairflexie en eversie). Indien normale kracht wordt gemeten wordt deze als graad 5 gescoord. Indien de kracht alleen tegen weerstand kan worden geleverd wordt graad 4 gescoord.

3. Evertoren

<i>UGH patiënt:</i>	De spierkracht van de evertoren (M peroneus longus en brevis) wordt bepaald in zit met de enkel in neutrale positie.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat voor de patiënt, en met de ondersteunende hand omvat hij/zij het ipsilaterale onderbeen net boven de malleoli. Met de andere hand omvat de onderzoeker het latero-mediale deel van de voorvoet.
<i>Uitvoering:</i>	De patiënt wordt gevraagd de voorvoet naar beneden te draaien en dan zo ver mogelijk naar eversie te brengen (naar buiten duwen van de voorvoet) tegen de druk van de onderzoeker (deze is naar binnen gericht in de richting van inversie en lichte plantairflexie).

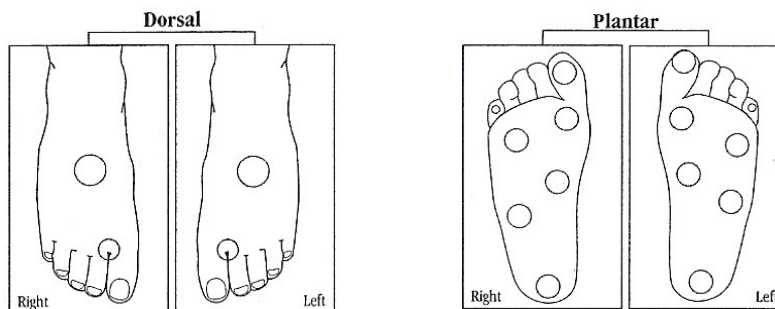
4. Invertoren

<i>UGH patiënt:</i>	De spierkracht van de invertoren (m.n. M tibialis posterior) wordt bepaald in zit met de enkel in lichte plantairflexie.
<i>Positie onderzoeker:</i>	De onderzoeker staat voor de patiënt en met de ondersteunende hand omvat hij/zij het dorso-mediale deel van de ipsilaterale voorvoet, ter hoogte van de metatarsale kopjes.
<i>Uitvoering:</i>	De patiënt wordt gevraagd de voorvoet naar beneden te draaien en dan zo ver mogelijk naar inversie te brengen (naar binnen duwen van de voorvoet) tegen de druk van de onderzoeker (deze is naar buiten gericht in de richting van eversie en lichte dorsaalflexie). Indien normale kracht wordt gemeten wordt deze als graad 5 gescoord. Indien de kracht alleen tegen weerstand kan worden geleverd wordt graad 4 gescoord.

3.3.5 Deelonderzoek 5: Sensibiliteitsonderzoek

Indien er sprake is van (een vermoeden op) sensibiliteitsstoornissen van benen en/of voeten, kan overwogen worden om een sensibiliteitsonderzoek af te nemen. Het sensibiliteitsonderzoek (item 5 op het formulier) kan worden uitgesplitst naar meting van de *vitale sensibiliteit* (het pijngevoel, de temperatuurszin en grove tast) en meting van de *gnostische sensibiliteit* (vibratiezin, fijne tast)⁽³²⁾. De vitale en gnostische sensibiliteit worden doorgaans beoordeeld met behulp van een wattenstaafje. Hierbij wordt de gnostische sensibiliteit getest met het watteneinde van het wattenstokje en door het wattenstokje te breken, kan met het scherpe einde van een doorgebroken wattenstokje de vitale sensibiliteit worden getest. Uitkomsten van het onderzoek kunnen worden vastgelegd op een zogenaamde voeten scorekaart, door de gebieden met gestoorde/afwezige sensibiliteit aan te kruisen. Hiervoor wordt de ASIA score van de American Spinal Injury Association gebruikt ⁽³³⁾, waarbij score 0 = gevoel afwezig; 1 = gevoel aanwezig maar gestoord; en 2 = gevoel normaal.

De sensibiliteit van de voet wordt bepaald in zit (op een onderzoeksbank) met de beide benen gestrekt. De onderzoeker zit aan en uiteinde van de onderzoeksbank, en geeft voor aanvang van de test uitleg over het doel en de uitvoering van de test. Vervolgens wordt de patiënt gevraagd de ogen te sluiten en de onderzoeker geeft aan welke voet getest gaat worden. Hierbij dient eerst de plantaire zijde en daarna de dorsale zijde van de voet getest te worden.



Het scoren van de sensibiliteit (vitaal en gnostisch) aan de hand van een voeten scorekaart

Een belangrijke gnostische sensibele kwaliteit, welke van invloed is op de stabiliteit bij het lopen is de proprioceptie of positiezin. Een belangrijke compensatie voor het gemis aan proprioceptie is het visueel controleren van de stand van de benen. Dit vereist veel aandacht van de patiënt tijdens lopen, wat zich kan uiten in moeite met dubbeltaken ("when talking stops walking"). De proef van Romberg (zie ook 3.3.6.2) is gebaseerd op het gebruik maken van deze visuele controle (zie eerder). Een eenvoudiger testje op de onderzoeksbank wordt als volgt uitgevoerd: de patiënt sluit de ogen en de onderzoeker beweegt de hallux naar flexie en extensie en vraagt vervolgens aan de patiënt te beschrijven wat er gebeurt. Is de waarneming gestoord wordt de test uitgevoerd op meer proximaal gelegen gewrichten en zo wordt het niveau van de sensibele stoornis bepaald.

3.3.6 Deelonderzoek 6: Functionele testen

Als aanvulling op de isometrische spierkrachttesten (deelonderzoek 4), worden de bewegingsuitvoering en spierkracht in een functionele context getest. Hiertoe worden zes functionele testen afgenomen, te weten A) het opstaan vanuit zit (voor bepaling van de knie- en heupextensor kracht); B) de proef van Romberg; C) het uitvoeren van kniebuigingen vanuit stand (voor bepaling van de knie-extensor kracht); D) de test van Trendelenburg (voor bepaling van de heupabductor kracht); en E) en het opdrukken op de tenen (voor bepaling van de plantairflexor kracht). Hieronder is per test een beschrijving gegeven.

3.3.6.1 Item 6A: Opstaan vanuit zit

Voor het bepalen van de knie- en heupextensor kracht wordt het opstaan vanuit een zittende positie beoordeeld. De uitgangshouding van de patiënt dient hierbij zo te zijn, dat de heup en knie een hoek van 90° flexie maken, en dat de voeten plat op de grond staan. De test gaat als volgt: de patiënt zit op de stoel en wordt gevraagd om met behulp van beide benen rechtop te komen staan. Aspecten die beoordeeld dienen te worden op het LO formulier (item 6A) betreffen het steun nemen op de leuning (ja of nee) en het optreden van overmatige romp anteflexie (ja of nee). NB. De test kan ook worden afgenomen met uitvoering op 1 been.

3.3.6.2 Item 6B: Proef van Romberg

Met de proef van Romberg kan de gnostische sensibiliteit worden beoordeeld. De test wordt als volgt uitgevoerd. De onderzoeker vraagt de patiënt om rechtop te staan met de voeten zo dicht mogelijk bij elkaar waarbij hij met ogen open zijn balans kan bewaren en de armen horizontaal gestrekt voor zich uit te houden. De onderzoeker zelf staat achter de patiënt. Daarna wordt de patiënt gevraagd zijn ogen te sluiten. Als de patiënt met geopende ogen zijn evenwicht kan bewaren, maar met gesloten ogen dreigt te vallen (i.e. de voeten moet verzetten of een duidelijk vergrote sway toont), is de proef positief. Op het LO formulier (item 6B) wordt dit gescoord met een +. De proef is negatief (-) als de patiënt met gesloten ogen stil of vrijwel stil kan blijven staan. De proef is ook negatief als de patiënt het evenwicht verliest met geopende ogen én met gesloten ogen. In dat geval kan de test worden herhaald met de voeten iets verder uit elkaar, zodanig dat de patiënt wel stil kan staan met ogen open.

3.3.6.3 Item 6C: kniebuigingen vanuit stand

Een andere functionele test voor het bepalen van de knie-extensor kracht betreft het uitvoeren van een serie (n=8) kniebuigingen vanuit stand, ofwel het squatten. De test gaat als volgt: de patiënt zit in volledige hurkstand op de grond (gedefinieerd als maximale heup- en knieflexie op beide voeten) en wordt gevraagd op te staan tot maximale strekking in heup en knie. Hierbij mag steun geboden worden voor balans, maar de patiënt mag zich niet aan de steun optrekken. Het aantal bereikte herhalingen wordt op het LO formulier genoteerd (item 6C). Deze test kan niet mogelijk zijn om uit te voeren bij iemand met een verkorting van de kuitmusculatuur (zie dan 3.3.6.6).

3.3.6.4 Item 6D: Test van Trendelenburg

Met de test van Trendelenburg kan de kracht van de heupabductoren worden beoordeeld. De test gaat als volgt: de patiënt staat tegenover de onderzoeker en tilt zijn/haar linkerbeen op. De patiënt staat nu dus op het rechterbeen. Normaal gesproken zal de linkerbil mee omhoog gaan. In dit geval is de test van Trendelenburg negatief en op het LO formulier (item 6D) wordt dit gescoord met een – (geen zwakte). Als de bil van het opgetilde been omlaag zakt, is de test van Trendelenburg positief: er is sprake van zwakte van de heupabductoren van het standbeen. Op het LO formulier (item 6D) wordt dit gescoord met een +. NB. De test wordt zowel voor het linkerbeen als voor het rechterbeen uitgevoerd. Aandachtspunt bij de test is dat de onderzoeker bedacht moet zijn op versterkte homolaterale lateroversie als compensatie, waardoor het uitzakken van het bekken wordt gemaskeerd.

3.3.6.5 Item 6E: Opdrukken op de tenen

Indien de patiënt in staat is om minimaal een MRC graad 2 te produceren voor wat betreft de isometrische spierkracht van de plantairflexoren, dan moet de kracht van de plantairflexoren ook in een functionele context getest worden. Hiertoe wordt de kracht van de plantairflexoren bepaald in stand, waarbij de patiënt wordt gevraagd eerst op één been te komen staan en dan op de tenen te gaan staan zonder met de andere voet aan de grond te komen. Daarbij moet het lichaam recht omhoog komen, zonder daarbij de knie te flecteren of de romp naar voren te brengen. Het aantal herhalingen wordt op het formulier genoteerd (item 6E).

3.3.6.6: Lengte kuitmusculatuur

Aanvullend kan in stand ook de verkorting van de kuitmusculatuur worden beoordeeld door met gestrekte knie het onderbeen naar voren te bewegen, terwijl volledig voetcontact blijft bestaan. De hoek tussen onderbeen en de verticaal wordt gemeten op het punt waarop de hiel omhoog zou komen. Deze hoek is de dorsaalflexiehoek onder belasting en kan afwijken van de gemeten hoek in lig. De test kan ook met licht gebogen knie worden uitgevoerd, waarbij vooral de soleuslengte onder belasting wordt getest.

3.4 HET GANGBEELD ONDERZOEK¹⁶

3.4.1. Inleiding

Indien na het uitvoeren van de anamnese en het lichamelijk onderzoek nog noodzakelijke (medische) informatie gemist wordt, kan de zorgdeskundige voorstellen om een aanvullend onderzoek uit te (laten) voeren, of daarvoor doorverwijzen naar een andere zorgdeskundige. Bijvoorbeeld wanneer het gaat om complexe problematiek en de ervaren beperkingen van de patiënt moeten zorgvuldig geanalyseerd worden in termen van de stoornissen die eraan ten grondslag liggen, vormt een analyse van het gangbeeld een belangrijk aanvullend onderzoek. ^(34, 35)

Het gangbeeld wordt doorgaans op het oog beoordeeld in de spreekkamer. Hoewel klinici heel goed in staat zijn om, door ervaring getraind, bepaalde karakteristieken van het bewegen waar te nemen, zal de behandelaar tijdens een de beoordeling impliciet een model hanteren waarmee stoornissen in spier- en gewrichtsfuncties verondersteld worden. Echter, het bewegingsapparaat is een systeem met veel vrijheidsgraden en een nog groter aantal spieren (en daarmee spierfuncties). Disfunctioneren van deze spieren en van de gewrichten is dan ook niet altijd direct waarneembaar en zal idealiter moeten worden afgeleid uit een objectieve beoordeling van het gaan, bij voorkeur op basis van geïstrumenteerde bewegingsregistraties. Dit maakt het mogelijk te onderzoeken welke gestoorde spier- en gewrichtsfuncties óf compensatiestrategieën verantwoordelijk zijn voor de geobserveerde afwijking in het lopen. Hiermee beschikt de behandelaar over objectieve, betrouwbare diagnostische informatie waarop hij/zij zich bij een behandelbeslissing op kan baseren. Om deze reden is het gebruik van geïstrumenteerd gangbeeld onderzoek in het traject van de zorgvraaganalyse zeer aanbevelenswaardig, zeker bij aandoeningen van het bewegingsapparaat die complexe houding- en bewegingstoornissen tot gevolg hebben. Echter, om de informatie uit het gangbeeld onderzoek op een juiste manier te kunnen beoordelen, is specifieke kennis op verschillende deelgebieden van het gaan noodzakelijk. Deze deelgebieden worden hieronder uitgebreid beschreven en omvatten in volgorde van beschrijving¹⁷:

- i. Het normale gaan
- ii. Registratiemethoden van het gaan
- iii. De beoordeling van de pathologie van het gaan

¹⁶ De tekst in deze paragraaf is grotendeels overgenomen uit:

- de syllabus "Inleiding klinische gangbeeld analyse" (versie 2008), geschreven door J. Harlaar⁽³⁵⁾
- bovendien is gebruik gemaakt van het boek *Clinical Gait Analysis* (2006), geschreven door Chris Kirtley⁽³⁶⁾ en het boek *Gait Analysis* (1992) van Jacquelin Perry⁽³⁷⁾

¹⁷ Alle beschrijvingen zullen de Nederlandstalige terminologie aanhouden. Zie Bijlage 9 voor de Engelstalige definities.

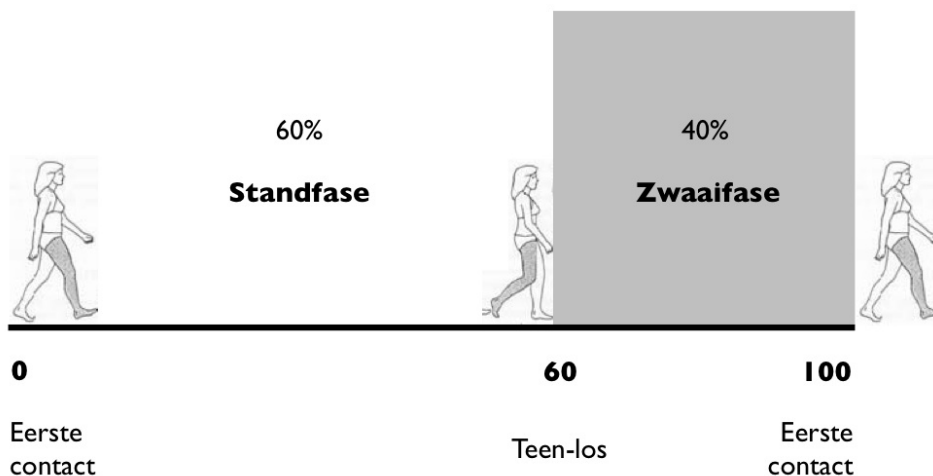
3.4.2 Het normale gaan

3.4.2.1 De gangcyclus

Het gaan is een cyclische beweging waarbij het lichaamsgewicht afwisselend door beide benen wordt gedragen. Het is te beschouwen als een gecontroleerde voorwaartse valbeweging waarbij voortdurend twee taken worden gecombineerd, namelijk het naar voren verplaatsen van het lichaamsgewicht en het dragen van het lichaamsgewicht.

Om het gangbeeld eenduidig te kunnen beschrijven wordt het gaan beschouwd als een repetitief verschijnsel in de tijd, met verschillende fases die gerelateerd zijn aan de momenten van voetcontact. Het geheel wordt ook wel de gangcyclus genoemd. Een gangcyclus begint bij het eerste voetcontact (*initial contact*) en duurt tot het eerstvolgende ipsilaterale voetcontact. Alle beschrijvingen van het gaan kiezen dit principe als uitgangspunt en definiëren de duur van 1 gangcyclus op een zogenaamde genormaliseerde tijdas van 0% tot 100%.

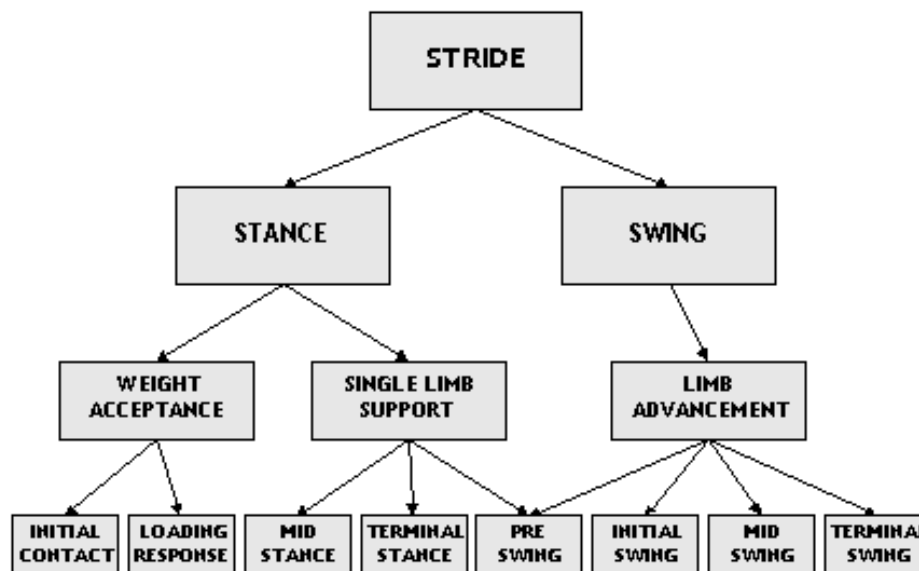
Op deze genormaliseerde tijdas kunnen vervolgens de diverse functionele fases van het gaan worden onderscheiden. Het belangrijkste onderscheid dat gemaakt kan worden is de onderverdeling in de standfase (0-60%) versus de zwaafase (60-100%). Deze fasen worden bij een normaal symmetrisch gangbeeld op 60-62% van elkaar onderscheiden door het moment van "teen-los" van het ipsilaterale been (Figuur 1).



Figuur 1. De standfase versus de zwaafase.

Aangezien de duur van standfase 60% betreft, valt af te leiden dat gedurende 20% van de gangcyclus de beide voeten op de grond zijn. Deze periode wordt ook wel de bipedale fase genoemd. De bipedale fase kan worden opgesplitst in twee delen, de eerste bipedale fase (het lichaamsgewicht wordt van het contralaterale been overgebracht op het ipsilaterale been) en laatste bipedale fase (het lichaamsgewicht wordt van het ipsilaterale been overgebracht op het contralaterale been).

De eerste hoofdtak in de standfase is gewichtacceptatie. De tweede belangrijke hoofdtak is enkelzijdige lichaamsondersteuning. In de zwaai fase is de hoofdtak het voorwaarts brengen van het been. Voor een meer gedetailleerde beschrijving van het gaan kunnen deze functionele hoofdtaken weer verder worden ingedeeld in de 8 fasen van het gaan (Figuur 2). In paragraaf 3.4.2.3 worden deze fasen van het gaan en de 3 hoofdtaken van het gaan nader toegelicht.



Figuur 2. De gangcyclus.

3.4.2.2 Spatio-temporele parameters van het gaan

Door het beschouwen van het gaan in genormaliseerde eenheden van lengte en tijd, is het mogelijk om diverse spatio-temporele parameters te berekenen, relevant voor het beoordelen van het gaan (Tabel 5). Een eerste belangrijke parameter die relevant is bij het beoordelen van het gaan, is de schredelengte. De schredelengte is de afstand die een voet (linker óf rechter) per gangcyclus aflegt (i). De staplengte vervolgens, is de afstand van een voetplaatsing (links óf rechts) ten opzichte van de (voorgaande) contralaterale voetplaatsing (ii). Er is dus sprake van een linker en een rechter staplengte, die opgeteld weer gelijk aan de schredelengte.

Het beoordelen van de schredelengte (i) is bij veel van de aandoeningen van het bewegingsapparaat relevant, aangezien problemen van het gaan vaak resulteren in een vermindering van de schredelengte. Een verhoogde stapfrequentie (ii) is een veelgeziene compensatie hiervoor, om de snelheid van het lopen enigszins te handhaven. Met stapfrequentie wordt het aantal stappen (dus het aantal plaatsingen van beide voeten) per minuut aangegeven en het product van stapfrequentie en schredelengte bepaald uiteindelijk de loopsnelheid (iii), bij voorkeur uitgedrukt in m/s. Voor het klinische begrip wordt de loopsnelheid ook wel uitgedrukt in m/min of km/uur. De loopsnelheid is een belangrijk aspect bij het beschouwen van het gaan zowel als primaire uitkomst maat,

alsook als determinant van andere maten. Functioneel gezien is de loopsnelheid een belangrijke maat die direct samenhangt met het zich binnenshuis kunnen verplaatsen, buitenshuis een boodschap kunnen doen, snel genoeg de straat over kunnen steken, of een wandeling kunnen maken. In dit verband is het dan ook relevant om zowel de comfortabele loopsnelheid (de snelheid die een persoon spontaan aanneemt), als de maximale loopsnelheid te beoordelen. In Tabel 6 zijn referentiewaarden gegeven, die als kader kunnen dienen bij de interpretatie van loopsnelheid en enkele spatio-temporele parameters, uitgesplitst naar gezonde volwassenen en kinderen.

Tabel 5. Definities spatio-temporele parameters

	Parameter	Definitie
i	Schredelengte (m)	de afstand die een voet (linker óf rechter) per gangcyclus aflegt
ii	Stapfrequentie (stappen/min)	aantal stappen dat per minuut wordt gezet
iii	Loopsnelheid (m/s)	schredelengte * cadans/120

Tabel 6. Referentiewaarden spatio-temporele parameters ⁽³⁸⁾

	Parameter	Referentiewaarden
i	Schredelengte	1.65 m voor volwassenen; 1.42 m voor kinderen
ii	Stapfrequentie	120 stappen/min voor volwassenen; 112 stappen/min voor kinderen
iii	Loopsnelheid	1.33 m/s voor volwassenen; 1.22 m/s voor kinderen (comfortabel) 1.77 m/s voor volwassenen; 1.47 m/s voor kinderen (maximaal)

3.4.2.3 De fasen van het gaan

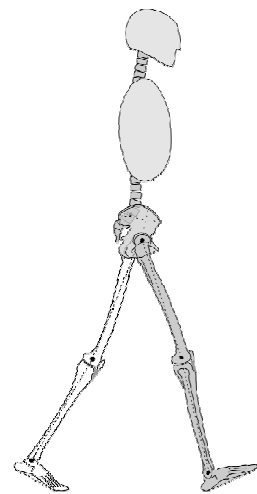
In Figuur 2, ontleent aan het werk van Jacqueline Perry, is de globale indeling van de gangcyclus verder uitgewerkt in de 8 fasen van het gaan. Deze 8 fasen (*eerste voetcontact*, *belastingname*, *middenstandfase*, *terminale standfase*, *pre-zwaai fase*, *initiële zwaai fase*, *midzwaai fase* en *terminale zwaai fase*) vormen de basis voor de beschrijving van het gangbeeld, en de terminologie voor de communicatie over afwijkingen in het gangbeeld. Hieronder is, onderverdeeld naar de 3 hoofdtaken van het gaan, een beschrijving gegeven van de verschillende fasen. In tabel 7 is een en ander schematisch uitgewerkt.

Hoofdtak 1: Gewichtsacceptatie

Gewichtsacceptatie is de meest veeleisende taak van de gangcyclus en dient de volgende vier functionele doelen: a) het positioneren van de voet voor de standfase, b) het voorzien van schokabsorptie, c) het creëren van belastingsstabiliteit, en d) het handhaven van de voortbeweging. Het veeleisende van deze taak is de abrupte verplaatsing van het lichaamsgewicht naar het been dat zojuist de naar voren is geslingerd aan het einde van de zwaafase en dat daardoor een onstabiel tracé heeft. De eerste twee fasen van het gaan zijn betrokken bij de gewichtsacceptatie; het *eerste voetcontact* met de grond (Fase 1) en de *belastingname* (Fase 2)

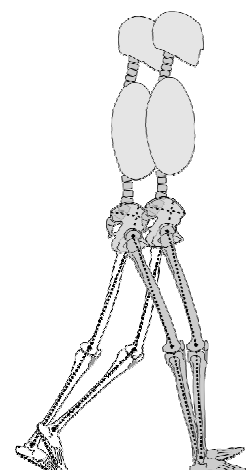
Fase 1: Eerste contact

<i>Definitie</i>	Het eerste contact van de voet met de grond is een zeer belangrijk moment. Namelijk, bij het eerste contact wordt de grootte van de stap feitelijk bepaald. Het eerste contact (IC) is gedefinieerd als het eerste moment waarbij een deel van de voet de grond voor het eerst raakt.
<i>Normaal gaan</i>	Het IC is het (min of meer arbitraire) startpunt van de ganganalyse per fase, d.w.z. op 0% van de gangcyclus. Bij het normale gaan is het IC een <i>hielcontact</i> , maar bij de pathologische gang kan het ook betreffen: i) een <i>verminderd hielcontact</i> , ii) een <i>middenvoetcontact</i> , of iii) een <i>voorvoetcontact</i> .



Fase 2: Belastingname

<i>Definitie</i>	Bij IC komt het been in de standfase, maar is dan nog onbelast. Gedurende de tweede fase, de fase van belastingname, wordt het lichaamsgewicht volledig overgebracht van het contralaterale been op het standbeen. Er treedt daarmee lateraliserie van het bovenlichaam op naar het standbeen. De fase van belastingname (LR) start bij IC en eindigt als het contralaterale been géén contact meer heeft met de grond en de belasting dus geheel op het standbeen rust.
<i>Normaal gaan</i>	Tijdens het normale gaan duurt de LR (die dus gelijk is aan de eerste bipedale fase) van 0-10 % van de gangcyclus. Het voetcontact gaat in deze fase over van hielcontact naar een middenvoetcontact.



Tabel 7. De hoofdtaken van het gaan, onderverdeeld naar de 8 fasen van het gaan

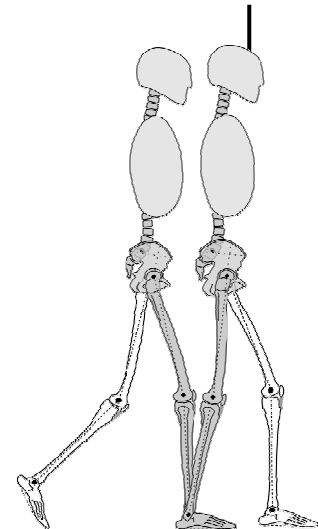
Fase	Duur (%GangCyclus = GC)	Doel
A. Gewichtsacceptatie		
1 Eerste contact (IC)	0-2% GC: moment van eerste voetcontact.	Positioneren van de voet voor de standfase.
2 Belastingname (LR)	0-10% GC: initiële fase van dubbelzijdig voetcontact.	Schokabsorptie Belastingsstabiliteit Handhaven voortbeweging
B. Enkelzijdige lichaamsondersteuning		
3 Middenstandfase (Mst)	10-30% GC: van hiellift contralateraal tot gewichtsbelasting van de voorvoet.	Voortbewegen over de belaste voet Romp en beenstabiliteit.
4 Terminale standfase (Tst)	30-50% GC: van begin hielheffing tot initieel contralateraal voetcontact.	Het lichaamsgewicht voorbij de belaste voet brengen.
C. Naar voren brengen van het been		
5 Pre-zwaafase (Psw)	50-60% GC: 2 ^e periode dubbelzijdig voetcontact.	Voorbereiden van de zwaafase.
6 Initiele zwaafase (lsw)	60-73% GC: tot voet andere been passeert.	Voetklaring en been naar voren brengen.
7 Midzwaafase (Msw)	73-83% GC: tot verticale positie onderbeen.	Voetklaring en been naar voren brengen.
8 Terminale zwaafase (Tsw)	87-100% GC: tot voetcontact.	Been naar voren brengen en voorbereiden voor standfase

Hoofdtak 2: Enkelzijdige lichaamsondersteuning

De enkelzijdige lichaamsondersteuning begint op het moment dat de contralaterale voet loskomt van de grond en duurt tot het moment dat deze weer neerkomt op de grond. Gedurende deze periode worden de volgende drie functionele doelen gediend: a) het voortbewegen van het lichaam over de belaste voet, b) het creëren van romp- en beenstabiliteit in zowel het sagittale, als het frontale vlak en c) het lichaamsgewicht voorbij de belaste voet brengen. De volgende twee fasen van het gaan zijn betrokken bij de enkelzijdige beenbelasting; de *middenstandfase* (Fase 3) en *terminale standfase* (Fase 4).

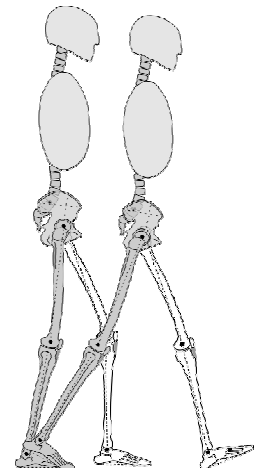
Fase 3: Middenstandfase

<i>Definitie</i>	De middenstandfase is het meest karakteristiek voor de standfase. Het lichaam wordt nu gedragen door het standbeen, terwijl het voorwaartse progressie maakt. Het contralaterale been zwaait naar voren.
<i>Normaal gaan</i>	De middenstandfase (Mst) begint aan het einde van de LR. Het einde van de Mst echter, is niet zo duidelijk te herkennen. Gebaseerd op het normale gaan duurt deze fase tot de contralaterale voet het standbeen is gepasseerd. Tijdens het normale gaan duurt de Mst van 10-30% van de gangcyclus. Er treedt normaal gesproken nog geen heffing van de hiel op.



Fase 4: Terminale standfase

<i>Definitie</i>	De terminale standfase is in feite de tweede bipedale fase, waarin het standbeen nog steeds het volle gewicht van het lichaam draagt. In de deze fase maakt het lichaam steeds meer progressie over het standbeen (tibia progressie t.o.v. de voet) en valt in feite naar voren. Het is de fase die in pathologische gangbeelden vaak verkort of afwezig is, wat ten koste gaat van de contralaterale stapgrootte.
<i>Normaal gaan</i>	De terminale standfase (Tst) duurt vanaf het einde van de Mst tot het moment waarop de contralaterale voet de grond raakt. Bij het normale gaan duurt de Tst van 30-50% van de gangcyclus. Er treedt dan voetafwikkeling over de voorvoet op.



Hoofdtak 3: Het voorwaarts brengen van het been

De laatste hoofdtak van de gangcyclus betreft het voorwaarts brengen van het been. Om te voldoen aan de relatief hoge eisen die aan deze taak worden gesteld, begint de taak al aan het eind van de standfase (in de pre-zwaai fase om precies te zijn) met het voorbereiden op de zwaai fase. De overige functionele doelen die met deze taak worden gediend zijn de voetklaring, het naar voren brengen van het been en het voorbereiden op de standfase. De volgende vier fasen van het gaan zijn betrokken bij het voorwaarts brengen van het been; de pre-zwaai fase (Fase 5), initiele zwaai fase (Fase 6), midzwaai fase (Fase 7) en terminale zwaai fase (Fase 8).

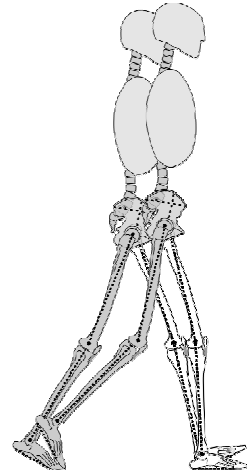
Fase 5: Pre-zwaafase

De pre-zwaafase is de tweede bipedale fase van het standbeen, en hoort daarom bij de standfase. Functioneel echter, staat ze ten dienste van de zwaafase, vandaar de naam.

Tijdens de pre-zwaafase (Psw) wordt het been ontlast, wat samengaat met een verplaatsing van het lichaam naar het contralaterale been.

Definitie De fase van Psw valt samen met de contralaterale LR, dus van contralateraal IC tot het moment waarop de (voor-)voet geen contact meer heeft met de grond.

Normale gaan Bij het normale gaan duurt de Psw van 50-60% van de gangcyclus.

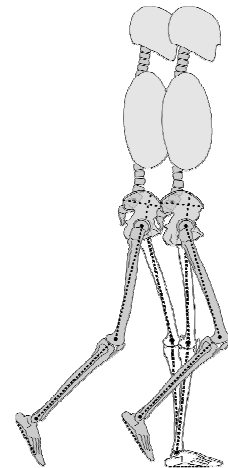


Fase 6: Initiele zwaafase

De initiele zwaafase is de fase waarin de voet (de tenen) na grondcontact boven de grond gehouden moet worden. Het been begint aan zijn zwaai naar voren.

Definitie De initiele zwaafase (Isw) duurt van "teen-los" tot de voet nog net voor het contralaterale been (het standbeen) is.

Normaal gaan Bij het normale gaan duurt de Isw van 60-73% van de gangcyclus.

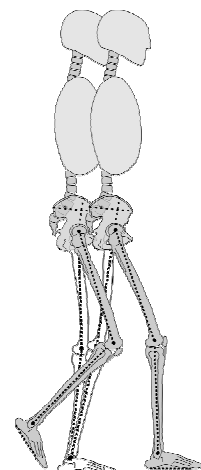


Fase 7: Midzwaafase

De midzwaafase beschijft de fase waarin het zwaaibeen langs het standbeen wordt bewogen. Ook in deze fase moet de voet vrijgehouden worden van de vloer: voldoende voetklaring.

Definitie De midzwaafase (Msw) duurt van het einde van de Isw totdat de tibia verticaal staat. Dit is ontleend aan het normale gaan en niet altijd een heldere demarcatie

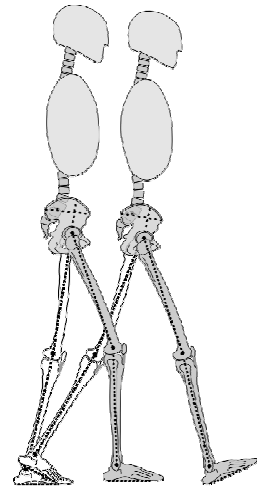
Normaal gaan De Msw duurt in het normale gaan van 73-87 % van de gangcyclus.



Fase 8: Terminale zwaafase

Normale gaan

De terminale zwaafase is het contralaterale broertje van de terminale standfase. In deze fase dient het zwaaibeen ver uit te zwaaien, zodat een goede stapgrootte bereikt kan worden. Het is een fase die in pathologische gangbeelden vaak verkort of afwezig is, wat ten koste gaat van de stapgrootte. In deze fase dient de voetpositie geprepareerd te worden voor gewichtsname. Definitie De terminale zwaafase (Tsw) duurt van het einde van de Msw tot het moment waarop de ipsilaterale voet de grond raakt. Bij het normale gaan duurt de Tsw van 87-100% van de gangcyclus.



3.4.2.4 De kinematica van het gaan

Classificatiesystemen van het gaan, zoals de gangcyclus uitgedrukt in de 8 fasen¹⁸, zijn bruikbaar als kader om (afwijkingen in) het gangbeeld op een systematische manier te beschrijven. Hierbij moet wel worden opgemerkt dat de fases van het gaan zijn afgeleid van het normale gaan en het soms lastig is deze in het afwijkende gaan te herkennen. Vooral de terminale stand- en zwaafase kunnen sterk verkort of afwezig zijn bij langzaam lopen.

Aannames en conventies

De beschrijving van het gaan kan diverse aspecten van het gangbeeld omvatten, waaronder de *kinematica* (= beschrijving van de beweging) tijdens het gaan. De kinematica tijdens het gaan wordt vrijwel altijd uitgedrukt als functie van de gangcyclus (0-100%) en is in feite een analyse van het gaan in een aantal van zijn samengestelde delen, i.e. een opeenvolging van houdingen. In diverse omstandigheden zal dit op verschillende niveaus gebeuren, al naar gelang het doel van de analyse. Het gaat er hierbij om de bewegingen tijdens het gaan “te ontbinden” in bewegingen van de verschillende skeletdelen van het menselijke lichaam. Hiertoe wordt het bewegingsapparaat opgevat als een systeem van gekoppelde segmenten (te weten romp, bekken, bovenbeen, onderbeen en voet), met als aanname dat deze onvervormbaar zijn. De vrijheidsgraden van het systeem worden gedacht in de gewrichten (heup, knie, enkel). Uitgangspunt hierbij is de gang op te vatten als een manier om het rompsegment (inclusief armen + hoofd) te beschouwen als een passagier die wordt verplaatst door de verplaatser (loco-motor), met het bekkensegment als basis/referentie.

¹⁸ Andere classificatiesystemen die bekend zijn in de literatuur betreffen de classificatiesystemen van Sutherland et al ⁽³⁹⁾, Winter ⁽⁴⁰⁾ en Neptune et al ⁽⁴¹⁾

Deze aannames worden algemeen aangehouden voor de analyse van de bewegingen tijdens het gaan.¹⁹ Zij sluiten nauw aan bij de gebruikte beschrijvingen van de beweeglijkheid van gewrichten, zoals onderzocht in het lichamelijk onderzoek. Om de bewegingen te kunnen visualiseren worden bovendien de volgende internationale conventies aangehouden voor het weergeven van de bewegingen tijdens het gaan. De eerste conventie gaat uit van de zogenaamde anatomische stand, *de neutrale positie waarin alle gewrichten per definitie 0 graden zijn*, welke als uitgangspositie wordt genomen. De tweede conventie die wordt gevolgd voor het weergeven van de bewegingen tijdens het gaan, is de methode van Grood & Suntay.⁽⁴³⁾ Deze methode, ook wel cardanische decompositie gaat ervan uit dat een bepaalde positie van het distale segment ten opzichte van het proximale segment te bereiken is door zich een sequentie van 3 rotaties voor te stellen. Deze rotaties vinden plaats in elk van de 3 vlakken die initieel samenvallen met het sagittale, frontale en transversale vlak, maar welke “al ontledend” meedraaien.

Op deze manier ontstaan er dus 3 vlakken, waarbij voor elk vlak de positie, ten opzichte van de anatomische stand, in de drie vlakken wordt weergegeven (Tabel 8). Essentieel hierbij is de volgorde van de vlakken, waarvoor de volgende internationale afspraak is gemaakt:

Volgorde

Het eerste vlak is het sagittale vlak, welke gekoppeld is aan het proximale segment. Deze levert bijvoorbeeld voor het segment knie de mate van flexie op: namelijk de knieflexie- of extensiehoek. Het tweede vlak is het frontale vlak betreft de mate van varus/valgus (of abductie/adductie), wat de rotatie is in het frontale vlak. Het derde vlak is het transversale vlak is om de longitudinale as van het distale segment en vindt plaats in het transversale vlak. Beweeglijkheid in dit vlak levert de mate van interne rotatie/externe rotatie op.

Tabel 8. Conventie voor de weergave van grafieken m.b.t. de kinematica van het gaan

Vlak	Sagittaal	Frontaal	Transversaal
As	Mediolateraal	Anterioposterior	Verticaal
Positieve knie en heuphoeken	Flexie	Varus (Adductie)	Interne rotatie
Negatieve knie en heuphoeken	Extensie	Valgus (Abductie)	Externe rotatie
Positieve bekkenhoeken	Voorwaartse bekkenkanteling	Bekkenhoogstand	Interne rotatie
Negatieve bekkenhoeken	Achterwaartse bekkenkanteling	Bekkenlaagstand	Externe rotatie
Positieve enkelhoeken	Dorsaalflexie	Inversie	Interne rotatie
Negatieve enkelhoeken	Plantairflexie	Eversie	Externe rotatie

¹⁹Een alternatief model is het model van de spinal engine. Hier worden bewegingen ingezet gedacht vanuit axiale rugrotatie.⁽⁴²⁾

De normale kinematica van het gaan

Hieronder is, per segment, een aantal van de belangrijkste kenmerken van de normale kinematica van het gaan samengevat:

- *Heup*: Het verloop van de heuphoek in het sagittale vlak is nagenoeg sinusvorming, waarbij de beweging gaat van heupflexie bij IC, naar heupextensie bij contralateraal IC (50% van de gangcyclus), en vervolgens weer terug naar heupflexie bij ipsilateraal IC. Voldoende heupflexie in deze laatste fase is nodig, om het been goed naar voren te kunnen brengen (en dus voldoende stapgrootte te kunnen maken) en het been voor te bereiden op de standfase. Het verloop van de heuphoek in het frontale vlak is ook sinusvorming, lopend van lichte abductie in de midstandfase, naar lichte adductie in de initiële zwaai fase, en terug naar neutraal bij ipsilateraal IC. De beide bewegingen zijn belangrijk voor het creëren van voldoende stabiliteit in stand.
- *Knie*: De sagittale kniehoek laat twee pieken zien: een kleine piek in loading response, waarbij een lichte mate van knieflexie optreedt (20°) om de impact door excentrische controle van de M quadriceps te absorberen, en een grote piek in de midzwaai fase, waarbij een snelle, grote knieflexie beweging plaatsvindt ($60-70^\circ$) als voorbereiding op het doorzwaaien van het been in de terminale standfase.
- *Enkel*: De sagittale enkelhoek is neutraal (0°) bij IC, en bij het normale gangpatroon landt de hiel als eerste op de grond. Hierna vindt er een snelle, lichte plantairflexie beweging plaats tot de gehele voet in contact is met de grond (1^e rocker; hielafwikkeling), alvorens de beweging langzaam naar dorsaalflexie overgaat (tibia progressie) gedurende de rest van de standfase (2^e rocker; enkelafwikkeling). Hierna treedt er een hielheffing op en vindt er plantairflexie plaats, gevolgd door een heel snelle plantairflexiebeweging (afzet) (3^e rocker; voorvoetafwikkeling). Gedurende het grootste gedeelte van de zwaai fase beweegt de enkel weer in de richting van dorsaalflexie.

De bewegingen in de overige vlakken betreffen de enkel ab- of adductie en voetrotatie, welke respectievelijk plaatsvinden in het frontale en transversale vlak. De resultante van de rotaties op alle niveaus is de voetprogressielijn.

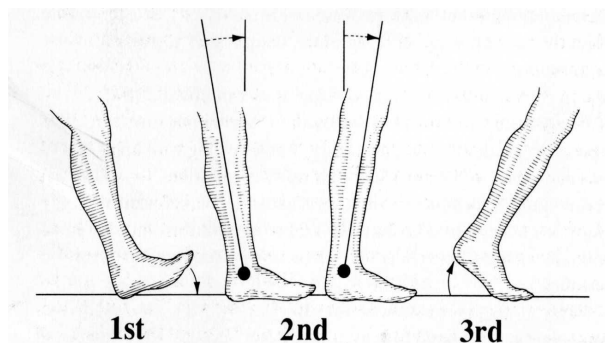
Progressie cyclus

Gedurende 80% van de gangcyclus wordt het lichaam gedragen door één voet en daarom moet dit een veilige, stevige basis zijn. Echter, evenzeer is het noodzakelijk dat het lichaam gedurende de fase van enkelzijdige beenbelasting progressie kan maken, en dus moet deze beweging gecontroleerd worden toegelaten. Deze dubbele eis: een stevige maar ook mobiele basis, komt tot uiting in de voetafwikkeling ofwel in de drie functionele rockers:

1. De hielafwikkeling of hielrocker (1^e rocker)
2. De enkelafwikkeling of enkelrocker (2^e rocker)
3. De voorvoetafwikkeling of voorvoetrocker (3^e rocker)

Hielafwikkeling

De hielafwikkeling treedt direct op na IC, d.w.z. na het hielcontact. Tijdens de hielafwikkeling beweegt de voet in plantairflexie ten opzichte van de grond totdat de hele voet op de grond staat. De fase van hielafwikkeling duurt ongeveer zolang als de dubbele standfase, dus van 0-10%. Tijdens deze fase zal, bij een comfortabel looptempo, ook de tibia naar voren bewegen, en dus zal de beweging in de enkel minder zijn dan observatie van de voet doet vermoeden. Toch blijft er (netto) nog een plantairflexiebeweging in de enkel gedurende de hielafwikkeling van ongeveer 0 graden tot 10 graden plantairflexie. NB. Als knieflexie in LR uitblijft, zoals bij een laag looptempo, treedt geen tibiabeweging naar voren op.



Enkelafwikkeling

De enkelafwikkeling treedt op na het volledige voet contact. De voet is nu een stabiele basis voor het standbeen die tevens dorsaalflexie toelaat, zodat het lichaam progressie kan maken. Deze afwikkeling duurt ongeveer van 10 - 30 à 40 % van de gangcyclus. Het steunpunt schuift onder de voet naar voren.

Voorvoetafwikkeling

De voorvoetafwikkeling treedt op in de terminale standfase, waarbij er plantairflexie in de enkel optreedt. Aanvankelijk wordt hiermee het been virtueel langer gemaakt, maar na 50%, in de bipedale fase, wordt met een snelle plantairflexie en afwikkeling een effectieve afzet van het been in de zwaai fase gerealiseerd. Het steunpunt verschuift verder naar voren naar mediaal, de afwikkelingen gaat over in een (grote) teen afwikkeling.

Belangrijk om op te merken is dat in het bijzonder de kinematica van de knie en enkel beïnvloed wordt door de loopsnelheid. Zo neemt met het afnemen van de loopsnelheid de piek knieflexie in loading response af, terwijl de piek enkeldorsaalflexie in de terminale standfase afneemt of gelijk blijft, en de 3^e rocker niet of minder plaatsvindt. Omdat aandoeningen van het bewegingsapparaat vaak resulteren in een vermindering van de loopsnelheid, is het belangrijk om de invloed hiervan mee te nemen in de uiteindelijke beoordeling.

3.4.2.5 De kinetica van het gaan

Een tweede belangrijk aspect op basis waarvan het gangbeeld kan worden beschreven (naast de kinematica van het gaan), betreft de beschrijving van de *kinetica* van het gaan, ofwel de beschrijving van de krachten en gewrichtsmomenten. Deze twee facetten worden hieronder toegelicht.

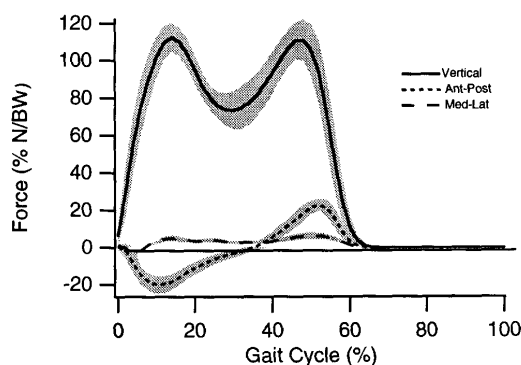
Krachten tijdens het gaan

De krachten tijdens het gaan omvatten zowel verticale krachten als horizontale krachten. In stilstaande positie is er alleen sprake van een verticaal gerichte kracht, te weten de grondreactiekracht (GRK). Echter, wanneer een persoon loopt, treden er naast de verticaal gerichte krachten ook horizontale krachten op. Dit betreffen de anteroposterior krachten en de mediolaterale krachten. Deze verschillende krachtcomponenten kennen tijdens het normale gaan het volgende verloop (Figuur 3):

Het verloop van de verticale component van de GRK kent een typische M-vorm, waarvan de uitdieping en de pieken erg afhankelijk zijn van de loopsnelheid. Voor comfortabel lopen geldt:

- Tijdens de eerste bipedale fase neemt de verticale GRK snel toe, als het gewicht van het contralaterale been wordt overgedragen op het ipsilaterale been.
- Aan het begin van Mst neemt deze GRK verder toe tot $\pm 110\%$ van het lichaamsgewicht (1^e piek)
- Vervolgens, gedurende Mst, neemt de GRK af tot $\pm 75\%$ van het lichaamsgewicht (dal)
- Daarna, in Tst, neemt de GRK weer toe $\pm 110\%$ van het lichaamsgewicht (2^e piek)
- En vervolgens, tijdens de tweede bipedale fase, neemt de GRK snel af als het gewicht van het ipsilaterale been wordt overgedragen op het contralaterale been.
- Tot slot, in de zwaafase is er geen GRK aanwezig, aangezien de voet nu geen contact meer maakt met de grond.

Het verloop van de anteroposterior component kent een typische sinus vorm, waarbij gedurende het 1^e deel van de standfase de kracht achterwaarts gericht is (remmende kracht), terwijl in het 2^e deel de kracht voorwaarts gericht is (propulsie kracht). Het verloop van de mediolaterale component is vrijwel geheel naar mediaal gericht, in reactie op de laterale gerichte beweging van het lichaam.



Figuur 3. De verticale en horizontale componenten van de GRF tijdens het normale gaan.

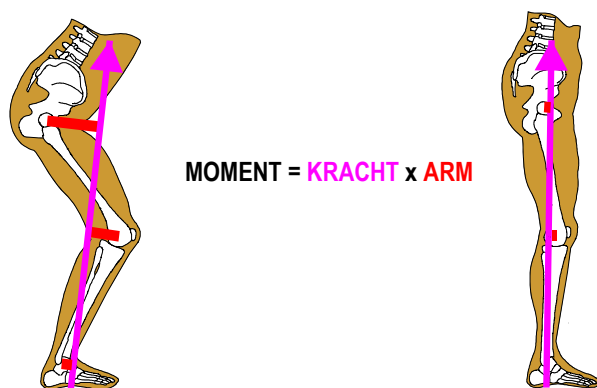
Gewrichtsmomenten tijdens het gaan

Hoewel de GRK een heel gevoelige maat is om (afwijkingen in) het gangbeeld te beschrijven, is de specificiteit ervan erg laag. Dit omdat het een overall maat betreft waarin de bewegingen (versnellingen) van alle segmenten zijn geïntegreerd. Om deze reden is het dan ook veel inzichtelijker om de GRK (of beter gezegd, de projectie van de voetreactie vector op het lichaam) te analyseren in combinatie met de kinematica. Op basis hiervan kan een schatting gemaakt worden van het netto moment rondom een gewricht, één van de belangrijkste doelen van het gangbeeld onderzoek.

De beste schatting van het netto moment kan gedaan worden aan de hand van inverse dynamica²⁰. Omdat de dynamica van de onderste extremiteiten in de standfase bij het gaan beperkt is, kan ook een betrouwbare schatting worden verkregen onder een zogenaamde quasi-statische aanname. Dat wil zeggen dat elke fase van het gaan wordt beschouwd als een heel kort stilstaand moment, waardoor op dat moment de versnellingen van de segmenten gelijk is aan nul. Bovendien wordt het gewicht van de distale segmenten verwaarloosd ten opzichte van het lichaamsgewicht. Met deze voor het gaan redelijke aannames wordt de berekening van het netto moment veel simpeler. Het netto moment is dan gedefinieerd als *kracht x arm*, waarbij kracht de GRK is en *arm* de afstand van de GRK tot het draaipunt van een gewricht betreft (Figuur 4). Relevant om hierbij op te merken is dat er onderscheid gemaakt wordt tussen interne en externe momenten.

- Een extern moment is het door de grondreactiekracht uitgeoefende moment rondom het gewricht
- Een intern moment is het noodzakelijke complementaire netto moment geleverd door spierkracht en passieve structuren: even groot maar tegengesteld aan het externe moment.

Bij het beschrijven en weergeven van de gewrichtsmomenten dient altijd duidelijk te zijn over welk moment het gaat (extern dan wel intern). Bovendien dient de richting van het moment duidelijk te zijn. De conventie die hiertoe over het algemeen wordt aangehouden gaat ervan uit dat extenderende momenten positief zijn en flecterende momenten negatief. ⁽³⁶⁾ Het is bovendien gebruikelijk om de momenten te normaliseren door het te delen door het lichaamsgewicht in kilogram.



Figuur 4. Het begrip moment. De rode pijl geeft de externe kracht aan en de rode pijl de lastarm. Bij een grotere lastarm is er een groter moment (linker figuur); bij een kleinere lastarm is er een kleiner moment (rechter figuur).

²⁰ Een uitgebreide beschrijving over de principes van inverse dynamica voert te ver voor de inhoud van dit handboek.

De normale kinetica van het gaan

Hieronder is een aantal van de belangrijkste kenmerken voor wat betreft de (interne) gewrichtsmomenten tijdens het normale gaan samengevat:

- *Heup*: Het heupmoment in het sagittale vlak is grotendeels een intern extensie moment (waarvoor doorgaans activiteit van de M gluteus maximus en de hamstrings nodig is om dit te kunnen leveren). Behalve kort na “teen-los”, waar er een intern flexiemoment ontstaat meestal door activiteit van de heupflexoren (M iliopsoas, psoas, rectus femoris). In het frontale vlak is gedurende de standfase sprake van een intern abductiemoment (normaal gesproken geleverd door de M gluteus medius), terwijl het heupmoment in de zwaafase nagenoeg nul is, omdat er geen gewicht meer wordt gedragen (behalve aan het begin van de initiele zwaafase: activiteit M iliopsoas; zet de zwaai in).
- *Knie*: Het sagittale kniemoment in de standfase gaat over van een intern extensie moment (geleverd door de M quadriceps femoris) naar een intern flexie moment (geleverd door de dorsale structuren). Vanaf het moment van teen-los wordt het moment neutraal tot aan de terminale zwaafase, waar de extensiebeweging wordt geremd door een (klein) intern flexiemoment (hamstrings activiteit).
- *Enkel*: Het enkelmoment in het sagittale vlak wordt kort na IC een intern dorsaalflexiemoment, (M tibialis anterior) geleverd voor geleiding van de voetplaatsing in LR. Daarna ontstaat een intern plantairflexie moment (geleverd door M gastrocnemius medialis en M soleus). Gedurende de hele standfase neemt dit moment toe, tot het moment van contralateraal IC, waar het moment heel snel afneemt naar bijna nul, en ook zo blijft gedurende de zwaafase.

3.4.2.6 De spieractiviteit tijdens het gaan

Het externe moment, het door de GRK uitgeoefende moment op een gewricht, heeft een tegengesteld intern moment nodig om het gewricht (en daarmee een aangenomen houding onder de quasi-statische aanname) te stabiliseren. Dit interne moment komt overeen met het moment dat wordt geleverd door het lichaam zelf. Dit kan geleverd worden door spieren, maar ook door inerte structuren als kapsels en banden. Kennis over de spieractiviteit (en het tijdsverloop van de spieractiviteit) is een 3^e belangrijk aspect bij het beschrijven van het gaan. Dit geeft inzicht in welke structuren het interne moment leveren.

De normale spieractiviteit tijdens het gaan

In alle fasen van het gaan zijn vele spieren rondom de heup, knie, enkel en romp in wisselende mate actief. Zonder al te veel in detail te treden, zal het duidelijk zijn dat een zeer alledaagse handeling als lopen slechts mogelijk is door de onderling samenhangende activiteit van vele spiergroepen. Kijkend naar de belangrijkste spiergroepen die betrokken zijn bij het lopen, kunnen, aan de hand van de 8 fasen van het gaan, de volgende taken onderscheiden worden (Tabel 9):

Tabel 9. Spiergroepen en functies naar de 8 fasen van het gaan

Niveau	Spiergroep	Functie	Fase van de gangcyclus
Heup	Heupabductoren	Rompstabiliteit in het frontale vlak	standfase
	Heupadductoren	Bekken en rompstabilisatie	loading response
	Heupflexoren	- naar voren brengen van het been - voetheffing (clearance)	pre-zwaai fase en initiele zwaai fase
	Heupextensoren en knieflexoren		
	hamstrings	afremmen van het onderbeen.	terminale zwaai fase
	hamstrings en gluteus max.	Bekken- en rompstabiliteit in het sagittale vlak	loading response
Knie	Knieextensoren		
	vasti	Schokabsorptie	loading response
	rectus femoris	naar voren brengen van het been	pre-zwaai fase en initiele zwaai fase
Enkel	Dorsaalflexoren	- voetheffing (clearance) - afremmen van de voetlanding	pre-zwaai tot terminale zwaai loading response
	Plantairflexoren	- controleren voorwaartse beweging, standfase voorvoetafwikkeling - snelle plantairflexie (pre-swing)	tot midstand (excentrisch) pre-zwaai (concentrisch)

Bovenstaand overzicht van spiergroepen en functies tijdens het *normale* gaan vormt een belangrijk element bij de beoordeling van gaan bij patiënten met blijvende ernstige zwakte of verlamming van de beenspieren. Namelijk, deze informatie, in combinatie met de informatie uit het lichamelijk onderzoek en de informatie over de kinematica en kinetica van het gaan, is zeer relevant om de afwijkingen in te gangbeeld op een juiste manier te kunnen interpreteren. In paragraaf 3.4 en 3.5 wordt verder op dit onderwerp ingegaan, onder andere aan de hand van het beschrijven van onderliggende oorzaken van gangbeeldafwijkingen en de vijf voorwaarden van het gaan, die bruikbaar zijn als referentiekader voor het bepalen van de ernst van de vastgestelde gangbeeldafwijkingen.

3.4.3 Registratiemethoden van het gaan

Classificatiesystemen van het gaan zijn bruikbaar als kader om diverse aspecten van het gangbeeld op een systematische manier te beschrijven. In de voorgaande paragrafen is hiertoe een viertal aspecten beschreven die relevant zijn bij de beoordeling van het gaan, te weten de spatio-temporele parameters, de kinematica en kinetika en de spieractiviteit tijdens het gaan. In deze paragraaf wordt ingegaan op de verschillende methoden die bruikbaar zijn om bovengenoemde aspecten van het gangbeeld te registreren. Hierbij wordt onderscheid gemaakt tussen observationele (d.w.z kwalitatieve) gangbeeldanalysemethoden en geïstrumenteerde (d.w.z kwantitatieve) gangbeeldanalysemethoden.

3.4.3.1 Observationele gangbeeldanalysemethoden

Registratie van de kinematica

Instrument: videoregistratie

In de klinische praktijk is, naast de observatie van het gaan in de spreekkamer, videoregistratie een veelgebruikt instrument om de kinematica van het gaan te observeren.

De voordelen van dit instrument zijn:

- de praktische bruikbaarheid (goedkoop, compact, gemakkelijk te hanteren, toegankelijk)
- de beperkte belasting voor de patiënt
- het gemak waarmee de uitkomsten te begrijpen/interpreteren zijn door clinici
- het reële beeld dat verkregen wordt van de patiënt

De nadelen van het instrument zijn:

- het gebrek aan standaardisatie, omdat de toepassing voornamelijk gebaseerd is op het gebruik van informele video- en beoordelingsprotocollen
- de beperking dat sommige bewegingen, voornamelijk die in het transversale vlak, moeilijk of in het geheel niet waar te nemen zijn
- de beperking dat de beoordeling van videoregistraties gebaseerd is op klinische waarneming en het meten van hoeken (voor zover observeerbaar) in (projecties op) het sagittale en frontale vlak, dus in de 2D.
- De waarneming van hoeken in het sagittale en frontale vlak wordt sterk beïnvloed door de positie van de camera, en is bij een observatiehoek $>30^\circ$ ten opzichte van de loodrecht, onbetrouwbaar.

Uitvoering

Ondanks de nadelen die verbonden zijn aan het gebruik van videoregistratie, wordt toch aanbevolen het instrument te gebruiken in de beoordeling van het gaan. Dit omdat een video te allen tijde een reël beeld geeft

van de patiënt. Bovendien, videoregistratie is zowel in specialistische als niet-specialistische settings een zeer toegankelijk instrument.

Om videoregistratie optimaal te gebruiken, worden de volgende aanbevelingen gedaan voor wat betreft uitvoering en analyse:

- Gebruik gestandaardiseerde cameraposities in zowel het frontale als sagittale vlak.
- Gebruik een camera die gedurende de loopbeweging kan meebewegen in het sagittale vlak, zodat verschillende schreden kunnen worden geregistreerd, en de camera zoveel mogelijk loodrecht op het vlak blijft staan.
- Gebruik een split-screen of dual-screen techniek om de sagittale en frontale opnamen aan elkaar te relateren.
- Voer de videoregistratie uit in een ruimte die rustig en goed verlicht is. Bovendien moeten de muren in de ruimte een neutrale kleur en achtergrond hebben.
- Instrueer de patiënt om strak ondergoed (of strakke zwemkleding) te dragen.
- Indien nodig, plaats markeringspunten op het lichaam.
- Gebruik bij voorkeur digitale video voor het bewaren van de videoregistraties.
- Gebruik een programma dat frame-by-frame & slow motion afspelen toestaat voor de observationele beoordeling van de videoregistraties.
- Als geavanceerde optie wordt aanbevolen videoregistraties bij voorkeur te gebruiken in combinatie met synchrone registraties van de GRK en/of spieractiviteit, die met behulp van moderne multimediatechnieken gemakkelijk kunnen worden verenigd. ⁽⁴⁴⁾

Analyse en beoordeling

Uitgangspunt bij de observationele analyse van de videoregistraties is om door middel van een systematische observatie, d.w.z. volgens een vast schema, een handmatige analyse van het gaan uit te voeren. Basis van deze structuur zijn 3 elementen: de fase van het gaan, het anatomische niveau, en het vlak van beweging (sagittaal (S), frontaal (F) en transversaal (T)) (Tabel 10). Met behulp van deze systematiek kan het gaan worden beoordeeld op maar liefst $8 \text{ maal } 6 \text{ maal } 3 = 144$ functies per been. In de praktijk echter, wordt altijd een keuze gemaakt door minder relevante zaken weg te laten. Hiertoe zijn in de loop der jaren diverse schema's ontworpen, die bruikbaar zijn bij de beoordeling van het gaan. Twee voorbeelden van schema's die in de literatuur bekend zijn, zijn het Rancho Los Amigos hospitaal (RLA) schema en het Edinburgh Gait Scoring systeem (EGS). ⁽⁴⁵⁾

Met het RLA schema kunnen 39 relevante bewegingsafwijkingen worden beoordeeld. In het EGS schema zijn dit er slechts 17, doordat al een sterke keuze is gemaakt in de aspecten die beoordeeld dienen te worden. De keuze van deze 17 items is gebaseerd op die functies tijdens het gaan, welke als meest relevant worden geacht. Bovendien kunnen alle functies worden gescoord als normaal (0 punten), afwijkend (1 punt) of sterk afwijkend (2 punten). Zo ontstaat niet alleen een beeld van de belangrijkste afwijkingen en hun richting, maar kunnen de scores ook worden opgeteld tot een somscore. Nadeel van het EGS schema echter is dat i) de beschrijving

beperkt is tot een vastgesteld aantal kinematische aspecten van het gaan in het sagittale vlak, ii) de beschrijving van de spatio-temporele parameters en kinetica tijdens het gaan ontbreken, en iii) het schema is opgesteld voor toepassing bij cerebrale parese en niet voor andere aandoeningen.

Tabel 10. Schema voor de observatie van het gaan

Algemeen beoordelingsschema bij de observationele gangbeelanalyse		Initial contact	Loading Response	Midstance	Terminal stance	Pre-swing	Initial swing	Midswing	Terminal swing
Romp	S								
	F								
	<i>tov. Bekken</i>								
Bekken	S								
	F								
	<i>tov. Globaal</i>								
Heup	S								
	F								
	<i>dijbeen tov. bekken</i>								
Knie	S								
	F								
	<i>onderbeen tov. dijbeen</i>								
Enkel	S								
	F								
	<i>voet tov. onderbeen</i>								
Voet	S								
	F								
	<i>tov. globaal</i>								

In het kader van deze richtlijn is daarom een nieuw gangbeeldregistratieformulier ontwikkeld, waarin naast kinematische gangbeeldafwijkingen ook spatio-temporele afwijkingen en afwijkingen in de kinetica kunnen worden beschreven, zowel in het sagittale, frontale als transversale vlak (zie bijlage III). Bovendien kan dit formulier gebruikt worden voor zowel een observationele gangbeeldanalyse, als voor een geïnstrumenteerde gangbeeldanalyse. In paragraaf 3.4.4 wordt dit formulier toegelicht. Hieronder wordt eerst ingegaan op de diverse methoden van geïnstrumenteerde gangbeeldanalyse.

3.4.3.2 Geïnstrumenteerde gangbeeldanalysemethoden

Wanneer aandoeningen van het bewegingsapparaat dusdanig complexe afwijkingen in het gangbeeld tot gevolg hebben, die niet goed kunnen worden geanalyseerd met behulp van observationele gangbeeldanalyse, dan wordt aanbevolen om naast een kwalitatieve beoordeling van het gaan ook een kwantitatieve beoordeling toe te passen. Kwantitatief gangbeeldonderzoek is gebaseerd op de geïnstrumenteerde registratie én analyse van het gaan, waarvoor tegenwoordig zeer geavanceerde technische systemen beschikbaar zijn. Deze worden hieronder toegelicht.

Registratie van de kinematica

Techniek: 3D-kinematische meetsystemen

Voor de registratie van de kinematica van het gaan kan, naast videoregistratie, ook gebruik gemaakt worden van 3D-kinematische meetsystemen. Deze systemen werken over het algemeen op basis van een optoelectronische registratie van op het lichaam geplaatste markers (pasief of actief), met behulp van meerdere (infrarood-) camera's (Figuur 5).

Uitvoering

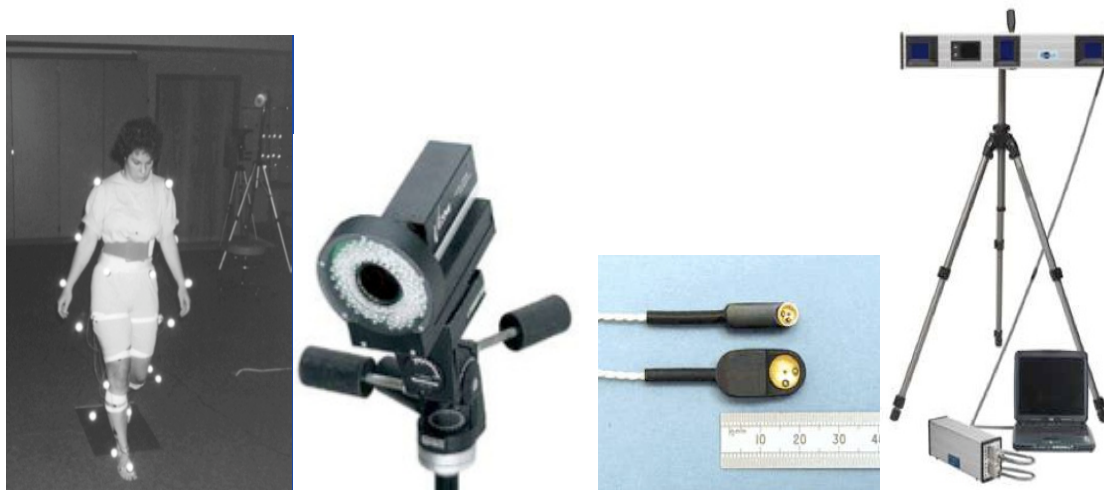
De 3D-kinematica van het gaan wordt (doorgaans) bepaald tijdens het lopen op een comfortabele loopsnelheid over een rechte loopbaan. De meting dient uitgevoerd te worden volgens een gestandaardiseerd protocol²¹, onder andere bestaande uit de volgende elementen:

- calibratie van de camera's: zowel bij gebruik van passieve als actieve markers dienen, voorafgaand aan de meting, de posities van de camera's gekalibreerd te worden.
- markerplaatsing: het aanbrengen van (cluster)markers op de patiënt. Dit is een kritisch onderdeel, aangezien het vrij veel tijd in beslag neemt en daardoor belastend kan zijn voor de patiënt. Vooral de plaatsing van markers op specifieke anatomische punten dient heel precies en volgens protocol te gebeuren (en kost daardoor veel tijd).
- testmeting: opnamen van een aantal stilstaande bewegingen om te controleren of alle markers in beeld zijn.
- calibratie van de markers. Voorafgaand aan de meting dient een anatomische calibratie uitgevoerd te worden. Dit omvat het aanwijzen en vastleggen van een aantal anatomische referentiepunten (botpunten) op het lichaam van de patiënt m.b.v. een 3D-registratieprobe of andere (frames met) tijdelijke hulpmarkers.
- na calibratie kan de daadwerkelijke loopmeting worden uitgevoerd (doorgaans op blote voeten en lopend op comfortabele snelheid), terwijl de bewegingen van de benen (armen en romp) worden geregistreerd. Over het algemeen worden per been 3 technisch goede trials opgeslagen.

Analyse en beoordeling

In tegenstelling tot de beoordeling van de videoregistraties, welke handmatig wordt uitgevoerd, *kunnen* de analyse en beoordeling van de kinematische registraties ook softwarematig verlopen. Aan de hand van een dergelijke analyse worden diverse gewrichtshoeken in 3 dimensies berekend. Deze hoeken kunnen vervolgens worden gebruikt voor de beoordeling van de afwijkingen in de kinematica (in paragraaf 3.4.4 wordt hier verder op in gegaan).

²¹ In de literatuur worden met betrekking tot het gebruik van passieve reflectieve markers diverse protocollen beschreven voor wat betreft marker-sets en biomechanische modellen. Voor meer informatie over deze protocollen en over 3D gangbeeld analyse wordt verwezen naar referenties 36, 37, en 45-47.



Figuur 5. (Links) passieve reflectieve markers met daarnaast een infrarood camera, (Rechts) actieve infrarood markers met camerasysteem.

Registratie van de kinetica

Techniek: krachtenplatform

Voor de registratie van de grondreactiekrachten tijdens het gaan (aanvullend gangbeeldonderzoek) kan gebruik gemaakt worden van een krachtenplatform (Eng. *force plate*). Een krachtenplatform is een heel precies instrument dat werkt ofwel op basis van rekstrookjes (bijv. een AMTI krachtenplatform) of op basis van piëzo-elektrische kwarts kristallen (bijv. een Kistler krachtenplatform), waarmee de gemeten krachten worden omgezet in elektrische signalen. De gebruikte output van de krachtplaat zijn de componenten van de grondreactiekrachtvector in 3 richtingen (verticaal, medio-lateraal en voor-achterwaarts), evenals het aangrijpingspunt van de krachtvector op de plaat in 2 richtingen (een 6^e output is het zogenaamde vrije verticale moment).

Uitvoering

Om de krachten tijdens het gaan te meten, ligt het krachtenplatform verzonken in de vloer. Bij voorkeur wordt gebruik gemaakt van 2 of meer krachtenplatforms, zodat de GRF van beide benen in één en dezelfde trial kan worden gemeten. Idem als bij de registratie van de 3D-kinematica, wordt de GRK (doorgaans) bepaald tijdens het lopen op een comfortabele loopsnelheid over een rechte loopbaan. Over het algemeen worden (per been) 3 trials afgelegd. Tijdens de meting dient er nauwkeurig op te worden toegezien dat de voet (of elke voet) én uitsluitend die ene voet binnen de contour van één forceplate wordt neergezet.

Analyse en beoordeling

Ieder krachtenplatform levert 3 zogenaamde orthogonale krachten op (met voor elke kracht het aangrijpingspunt, de grootte en richting). Door de output signalen te versterken door middel van een versterker kunnen de signalen

gedigitaliseerd worden (met een AD kaart) voor verdere verwerking/analyse. Zo kunnen de gemeten krachten gecombineerd worden met digitale videoregistraties, aan de hand waarvan (het verloop van) de GRK subjectief kan worden beoordeeld. Echter, zoals eerder genoemd, hoewel de GRK een heel gevoelige maat is om afwijkingen in het gangbeeld te beschrijven, is de specificiteit ervan erg laag. Om deze reden kan het dan ook inzichtelijker zijn om de grondreactiekracht als geprojecteerde grondreactiekracht vector op het lichaam te beoordelen. In combinatie met de gemeten kinematica, kan dit netto moment rondom een gewricht kan worden berekend, voor elk moment in de standfase.

Registratie van de spieractiviteit

Techniek: oppervlakte EMG

Een andere mogelijkheid van aanvullend gangbeeldonderzoek betreft het meten (i.e. zichtbaar maken) van compensatoire spieractiviteit, mits de betreffende spieren bereikbaar zijn met oppervlakte ElectroMyoGrafie (EMG). Zo kan bij zwakte van de M quadriceps bijvoorbeeld compensatoire activiteit van M soleus, M gluteus maximus en hamstrings worden aangetoond. Let wel, het oppervlakte EMG geeft *geen* informatie over de kracht die de spier wordt ontwikkeld. Bij aandoeningen met verlammingen van de beenspieren is dit een belangrijke beperking. Bovendien zijn niet alle spieren bereikbaar met oppervlakte EMG (adductoren, tibialis posterior) en dient rekening gehouden te worden met mogelijke overspraak van activiteit (rectus).

Uitvoering

Het oppervlakte EMG is een signaal dat bij willekeurige contractie aan de oppervlakte van de huid boven de spier te meten is. Het oppervlakte EMG is meetbaar door volumegeleiding, waarvoor elektrodes en speciale versterkers worden gebruikt. Evenzo als bij het uitvoeren het lichamelijk onderzoek, is bij de toepassing van oppervlakte EMG standaardisatie een belangrijk uitgangspunt. Hiertoe worden de SENIAM richtlijnen aanbevolen ⁽⁴⁸⁾, welke hieronder zijn beschreven voor wat betreft de keuze van elektrodes, de procedures rondom elektrode plaatsing en de signaalverwerking.

1. Keuze van elektroden

- gebruik een bipolaire afleiding: d.w.z. gebruik twee elektrodes: Ag/AgCl (pre-gelled) met een grootte van maximaal 10 mm en een afstand tussen de elektrodes van 20 mm.
- de twee elektrodes worden aangebracht evenwijdig aan het verloop van de spiervezels

2. Preparatie van de huid

- alvorens de elektroden worden aangebracht, wordt (indien nodig) de huid geschoren
- de huidgedeelten worden vervolgens schoongemaakt met alcohol en een steriel gaasje
- daarna worden de huidgedeelten drooggewreven met een droog steriel gaasje.

3. Uitgangshouding van de persoon

- voor het bepalen van de elektrodelocatie (zie 4) is de uitgangshouding van de patiënt zeer belangrijk. In de SENIAM richtlijn zijn deze uitgangshoudingen zeer duidelijk beschreven. In elk van de beschreven uitgangshoudingen kan de spier goed worden gepalpeerd en vervolgens kan eenvoudig en snel de elektrodelocatie worden bepaald

4. Bepaling van de elektrodelocatie

- de elektrodelocatie wordt beschreven als een punt, bepaald op een relatieve afstand tussen twee anatomische punten. Na bepaling van de locatie wordt een markering aangebracht op de huid.
- Gebruik hiervoor een speciaal elastiek met weergave van percentages

5. Plaatsing van de elektroden

- bij bipolaire toepassing van elektroden wordt boven én onder de markering een elektrode geplaatst (tenzij anders is aangegeven)
- de afstand tussen twee elektroden is 20 mm
- de elektroden worden geplaatst parallel aan de spiervezelrichting
- de draden vanaf de elektroden worden in een kleine distale lus op de huid geplakt met huidvriendelijk tape en vervolgens naar het connectorkastje geleid. Fixatie van de draden gebeurt zoveel mogelijk ter hoogte van rotatiepunten van de gewrichten. Hierdoor zullen de draden zo min mogelijk gaan trekken tijdens bewegen
- tot slot wordt de aardelektrode geplaatst

6. Testen van de connectie

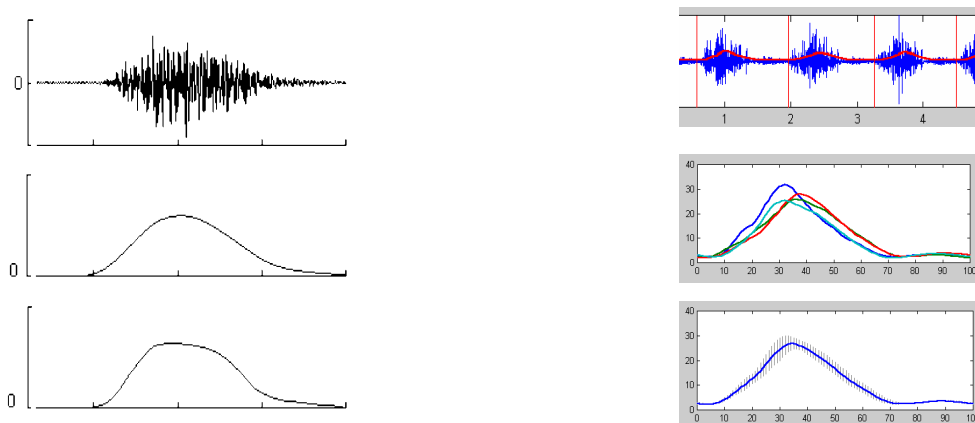
- uitvoer van een klinische test dient als controle van de aansluiting van de juiste spier en de kwaliteit van het EMG signaal
- de test bestaat uit het licht isometrisch aanspannen tegen de weerstand van de onderzoeker
- een duidelijk, stabiel en reproduceerbaar signaal moet zichtbaar zijn op de computer

7. Uitvoeren dan de meting

- na uitvoer van de klinische test kan de daadwerkelijke meting worden uitgevoerd. Idem als bij de registratie van de 3D-kinematica, wordt het oppervlakte EMG (doorgaans) bepaald tijdens het lopen op een comfortabele loopsnelheid over een rechte loopbaan. Over het algemeen worden 3 trials afgelegd.

Signaal verwerking

Wanneer het EMG gebruikt wordt om meer inzicht te krijgen in de rol van spieren om bewegingen of bewegingsafwijkingen te verklaren (ook wel *kinesiologisch EMG* genaamd), dan dient het oppervlakte EMG op een speciale manier bewerkt te worden, zodat een representatief signaal wordt verkregen. Zo kan van het ruwe EMG signaal bij willekeurig aanspannen (Figuur 6, linksboven) de omhullende worden bepaald (Figuur 6, links midden). Deze omhullende wordt ook wel het Smoothed Rectified EMG (SRE) signaal genoemd, wat een maat is voor het activeringsniveau van de spier. Het SRE vertoont qua dynamiek grote overeenkomst met de uitgeoefende isometrische kracht van de spier (Figuur 6, linksonder). Echter, bij de interpretatie van het SRE moet wel worden gerealiseerd dat er geen absolute relatie is tussen het gemeten signaal (in microvolt) en de kracht (in Newton). Bovendien moet rekening worden gehouden met de effecten van de momentsarm ten opzichte van het gewrichtsrotatiepunt, de krachtlengte-relatie van de spier én de krachtsnelheid-relatie. *En, bij een pathologisch EMG, bijvoorbeeld met spontane spiervezelactiviteit door actieve denervatie, is het SRE minder betrouwbaar.*



Figuur 6. Signaalverwerking EMG

Analyse en beoordeling

Bij het gebruik van het kinesiologisch EMG is het gebruikelijk deze uit te drukken als functie van de gangcyclus (0-100%). Om vanuit de EMG registraties hiertoe te komen, wordt het SRE signaal over verschillende schredes gemiddeld (Eng. *ensemble averaging*). Daartoe is het eerste nodig de momenten van initial contact vast te stellen. In Figuur 6 (rechtsboven, verticale lijnen) is dit gedaan voor 4 opeenvolgende schredes. Vervolgens wordt het SRE van elk van de 4 schredes uitgezet op een tijdschaal van 0-100% (Figuur 6, rechts midden), waarna de signalen met elkaar worden gemiddeld (Figuur 6, rechtsonder). Dit gemiddelde signaal kan vervolgens worden gebruikt voor de beoordeling van de afwijkingen in spieractiviteit tijdens het gaan.

3.4.4 De beoordeling van de pathologie van het gaan

Een belangrijke stap in de beoordeling van de pathologie van het gaan betreft het vaststellen van de gangbeeldafwijkingen. In paragraaf 3.4.2 en 3.4.3 zijn hiertoe een viertal aspecten beschreven, op basis waarvan het gangbeeld kan worden beoordeeld. In deze paragraaf is uitgewerkt welke parameters specifiek beoordeeld dienen te worden. Hierbij is uitgegaan van een minimale hoeveelheid aan diagnostische informatie uit het gangbeeld onderzoek die nodig is om tot een adequate zorgvraagformulering te komen. Met andere woorden, de keuze van te beoordelen parameters is gebaseerd op *die* functies tijdens het gaan, welke als meest relevant worden geacht bij de diverse klachten en onderliggende stoornissen die zich kunnen voordoen bij patiënten met blijvende ernstige zwakte of verlamming van de beenspieren.

Relevante parameters

In het boek van Kirtley ⁽³⁶⁾ worden 10 zogenaamde pointers aanbevolen die toepasbaar zijn bij de beoordeling van het merendeel van de gangbeeldafwijkingen. In het kader van dit handboek is dit aantal aangevuld tot 22; een set die relevant wordt geacht in het kader van het beoordelen van het gaan bij patiënten met verlammingen van de beenspieren én voor wie mogelijk een orthese geïndiceerd is. Deze 22 parameters, uitgesplitst naar de taak en fase van het gaan, het anatomische niveau en het vlak van beweging, zijn hieronder beschreven. In het gangbeeld formulier kunnen alle uitkomsten worden genoteerd (bijlage III). Hierbij wordt de volgende opbouw in beoordeling aanbevolen:

- i. globale afwijkingen in het gangbeeld vaststellen*
- ii. afwijkingen in spatio-temporele parameters vaststellen*
- iii. afwijkingen in de kinematica en kinetica vaststellen*
- *aanvullend: compensatoire spieractiviteit vaststellen*

NB. De beschrijvingen zijn in deze paragraaf nog niet uitgesplitst naar onderliggende stoornissen, zoals spierzwakte en bewegingsbeperkingen. Hier gaat paragraaf 3.5 op in, als ook op de biomechanische acties die eraan gekoppeld zijn.

i. Globale afwijkingen in het gangbeeld

De beoordeling begint met een globale observatie (bij voorkeur op basis van videoregistraties) van de patiënt en van het gangbeeld. Aspecten die relevant zijn om te beoordelen zijn het vaststellen of er sprake is van:

1. een onregelmatig looppatroon
2. aanwezigheid van rompcompensaties
3. abnormale armbewegingen
4. gebruik van loophulpmiddelen

ii. Afwijkingen in spatio-temporele parameters

Na de globale observatie, worden eventuele afwijkingen in de spatio-temporele parameters van het gaan beoordeeld. Een eerste parameter die relevant is om te beoordelen is de staplengte en specifiek het vaststellen of er sprake is van *asymmetrie in staplengte*. Daarnaast is het beoordelen van de *grootte van de staplengte* bij veel van de aandoeningen van het bewegingsapparaat relevant, aangezien problemen van het gaan vaak resulteren in een vermindering van de staplengte. Een verhoogde *stapfrequentie* is een veelgeziene compensatie hiervoor, om de snelheid van het lopen enigszins te handhaven. De *loopsnelheid* is daarmee een volgende belangrijke parameter bij het beschouwen van het gaan. Functioneel gezien is de loopsnelheid een belangrijke maat die direct samenhangt met het zich binnenshuis verplaatsen, een boodschap kunnen doen, of snel genoeg de straat over kunnen steken.

Samengevat, worden de volgende spatio-temporele parameters aanbevolen voor beoordeling (met scores normaal versus afwijkend als in te vullen opties op het formulier):

	Normaal	Afwijkend	
Staplengte R	symmetrisch	verkort	vergroot
Staplengte L	symmetrisch	verkort	vergroot
Stapfrequentie	normaal	verminderd	verhoogd
Loopsnelheid	normaal (comfortabel)	verminderd (langzaam)	verhoogd (snel)

iii. Afwijkingen in de kinematica en kinetica van het gaan

Hoewel het vaststellen van spatio-temporele afwijkingen belangrijke informatie oplevert over de meer functionele aspecten van het gaan, is het voor een goed begrip vooral van belang te kijken naar de (onderliggende) biomechanische aspecten van het gaan. Deze informatie geeft namelijk inzicht in welke gestoorde spier- en gewrichtsfuncties óf compensatiestrategieën verantwoordelijk kunnen worden geacht voor de geobserveerde kinematische afwijkingen in het gaan. Een extra verdieping kan hierbij worden verkregen door de toepassing van aanvullend onderzoek naar de kinetica. Dit kan in gangbeeldlaboratoria met een krachtenplatform worden gemeten.

Afwijkingen in de kinematica en kinetica kunnen worden beoordeeld op het niveau van de voet, enkel, knie, heup, het bekken en de romp, in zowel het sagittale, frontale als transversale vlak. Hieronder zijn de belangrijkste afwijkingen beschreven (uitgesplitst naar de taken en fasen van het gaan).²² NB. Alleen voor die fasen van het gaan waar de afwijking de meeste invloed heeft op het gangbeeld, wordt een beschrijving gegeven.

²² De beschrijvingen zijn grotendeels gebaseerd op referenties 37, 40 en 49.

Afwijkingen op voet- en enkelniveau

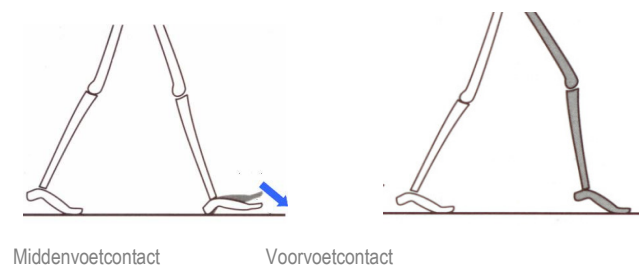
Sagittale afwijkingen op enkelniveau

Sagittale afwijkingen op het niveau van de enkel (tibiotalair- of bovenste spronggewricht) kunnen worden ingedeeld naar *overmatige plantairflexie* of *overmatige dorsaalflexie*.

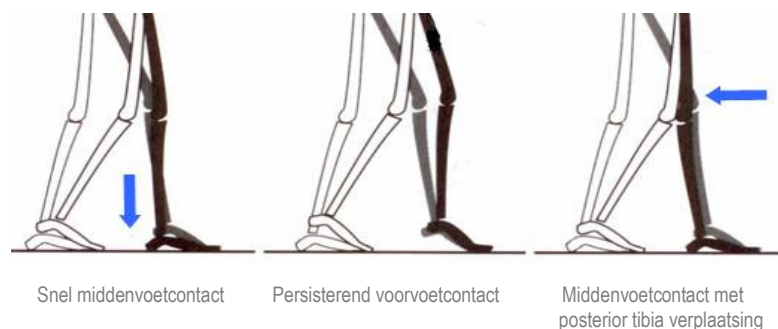
Overmatige plantairflexie

Gewichtsacceptatie

IC/LR: overmatige plantairflexie kan zich vertalen in een afwijkende voetplaatsing bij IC, te weten een *middenvoetcontact* of een *voorvoetcontact*



Een verminderd hielcontact bij IC beperkt de functie van de hielrocker aanzienlijk, wat resulteert in een verminderde knieflexiebeweging in de LR (en daarmee in een verminderde schokabsorptie). Bij een flexibele enkel kan een initieel voorvoetcontact in de LR gevolgd worden door een *snel middenvoetcontact* of door een *persisterend voorvoetcontact* bij actieve contractie van de plantairflexoren. Bij een rigide enkel (in spits dus) kan een initieel voorvoetcontact in de LR gevolgd worden door een *persisterend voorvoetcontact* of een *middenvoetcontact met posterior verplaatsing van de tibia* (waardoor er een omgekeerde beweging in LR is). Het belangrijkste gevolg van deze afwijkende voetplaatsing is vermindering van stabiliteit in de standfase en (in geval van een rigide enkel) vermindering van stabiliteit in de standfase en vermindering of verlies van progressie in Mst en Tst. Dit kan leiden tot een verkorte contralaterale staplengte en daarmee tot een verminderde loopsnelheid.



Enkelzijdige lichaamsondersteuning

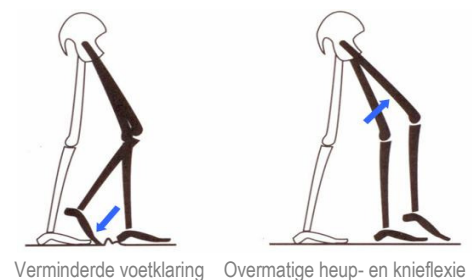
Mst/Tst : om in het geval van een rigide enkel stand toch progressie te maken en het lichaamszwaartepunt tot voorbij de voet te bewegen, kunnen in Mst de volgende 3 karakteristieke gevolgen zichtbaar zijn: i) een *vervroegde heffing van de hiel* (in de Mst i.p.v. Tst), ii) *(hyper)extensie van de knie* en iii) *anteflexie van de romp*. NB. i) en ii) kunnen ook bij een actieve plantairflexie worden gezien (als compensatie voor quadricepszwakte). Verder kan bij een ernstige zwakte van de kuitspier wel enkelafwikkeling optreden, maar geen voorwaartse verplaatsing van de GRF, waardoor er sprake is van een korte staplengte.

Het eerstgenoemde mechanisme wordt vaak gezien bij patiënten met een redelijk goede loopvaardigheid, waarbij het moment van hielheffing afhankelijk is van de mate van een eventuele dorsaalflexiebeperking. (Hyper)extensie van de knie kan worden gezien in geval van zwakte van de M quadriceps en dient voor het creëren van passieve knie-extensie stabilisatie. Maar het kan ook voorkomen bij zwakte van de knieflexoren (hamstrings en evt. M gastrocnemius). Anteflexie van de romp, in combinatie met het voorwaarts kantelen van het bekken, is een manier om het lichaamszwaartepunt naar voren te verplaatsen wanneer er onvoldoende mobiliteit is in de enkel. Daarnaast is het een compensatie voor behoud van balans, en daarmee voor het creëren van stabiliteit in stand. Randvoorwaarde voor rompanteflexie als compensatiemechanisme is voldoende kracht van heup- en rugextensoren (zie verder: "Afwijkingen op bekken- en rompniveau").

Het voorwaarts brengen van het been

Psw: overmatige plantairflexie in de aanloop naar Psw zal, omdat er sprake is van een *verminderd dorsaalflexiemoment rond de enkel*, de voorspanning op de M gastrocnemius en de fascia plantaris verminderen, waardoor mogelijk ook de afzetkracht wordt beperkt.

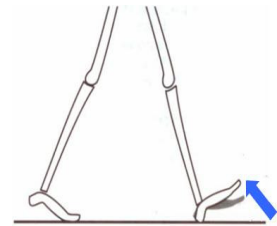
I/Msw: in Isw en Msw zal overmatige plantairflexie resulteren in een *moeilijker klaren van de voet*, wat het voorwaarts brengen van het been belemmert. De meest directe compensatie hiervoor is *toegenomen flexie van de heup*, om zodoende het been hoger op te tillen en daarmee voetklaring te creëren. Bovendien, door het overmatig flecteren van de heup zal secundair ook *toegenomen knieflexie* optreden. Compensatiemechanismen die optreden bij een verminderd vermogen om de heup te flecteren (d.w.z. bij onvoldoende kracht van de heupflexoren) zijn *circumductie* en *bekkenhoogstand* (eventueel met *versterkte lateroflexie van de romp*).



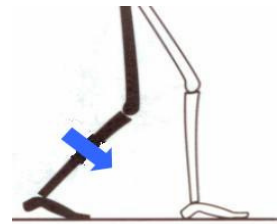
Overmatige dorsaalflexie

Gewichtsacceptatie

IC: toegenomen dorsaalflexie bij IC (een hakvoet) komt ook voor en kan resulteren in een vergrote hielafwikkeling, ofwel een *vergrote hielrocker in LR*. Ook komt het voor dat iemand op zijn 'hak' blijft lopen, in geval van zwakte van de plantairflexoren.



Bij zwakte van de plantairflexoren, of bij een *plantairflexiebeperking* kan overmatige dorsaalflexie zich ook uiten in een overmatige voorwaartse tibiaverplaatsing. Dit resulteert in *toegekomen flexie van de knie* (bijv. $>25^\circ$ i.p.v. $10-20^\circ$) (en dus in een *vergroot kniemoment*), wat de belasting op de M quadriceps verhoogt. Als er een parese is van de M quadriceps, kan het instabiliteit in de knie veroorzaken



Enkelzijdige lichaamsondersteuning

Mst/Tst : wanneer in Mst en Tst sprake is van overmatige dorsaalflexie (de tibia wordt te snel en/of te veel naar voren gebracht op het moment dat de GRK-vector langs het enkelgewricht naar voren beweegt) resulteert dit doorgaans in een *overmatige en persisterende knieflexie*, en dus in een voortdurende belasting van de M quadriceps. Een ander mechanisme is dat iemand op zijn 'hak' blijft lopen, bij zwakte van de plantairflexoren, resulterend in een korte stap. En een verminderde afzet.

Het voorwaarts brengen van het been

Swing: overmatige dorsaalflexie zal in de zwaai fase niet echt tot problemen leiden. Het enige kritieke punt van overmatige dorsaalflexie voor wat betreft het voorwaarts brengen van het been is het voorbereiden van de voet op de standfase (overgang Tsw naar IC).

Frontale afwijkingen op enkelniveau

Frontale afwijkingen op enkelniveau worden gezien op het niveau van het talotarsaal- of onderste spronggewricht, en betreffen varus of valgus afwijkingen. Deze afwijkingen hebben invloed op de voetplaatsing bij IC, en de mediolaterale stabiliteit tijdens LR en de eenzijdig beenbelasting. In het bijzonder overmatige varus leidt tot instabiliteit. Overmatige valgus geeft doorgaans geen instabiliteit, maar kan wel aanleiding zijn tot pijnklachten.

Afwijkingen op voeteniveau

Afwijkingen op het niveau van de voet worden ingedeeld naar afwijkingen in het sagittale en frontale vlak, zoals overmatige inversie en overmatige eversie. Daarnaast wordt de vorm van de longitudinale (cavusstand (holvoet) of planusstand (platvoet)) en transversale voetgewelven (transversusstand (spreidvoet)) beschreven (zie 3.3.2.3).

Afwijkingen op knieniveau

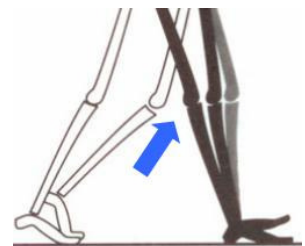
Sagittale afwijkingen op knieniveau

Sagittale afwijkingen op het niveau van de knie kunnen worden geklasseerd als *verminderde knieflexie*, *verminderde knie-extensie*, of *overmatige knie-extensie*.

Verminderde knieflexie

Gewichtsacceptatie

IC/LR: knieflexie in de LR is een belangrijke functie in het kader van het stabiliseren van de knie voor gewichtsacceptatie en schokabsorptie. Spierzwakte (M quadriceps) zal deze functie bedreigen en het *verminderen of vermijden van knieflexie vanaf IC* is dan een manier om passief knie-extensie stabiliteit te creëren.



Het voorwaarts brengen van het been

lsw/Msw: verminderde knieflexie in lsw en Msw zal resulteren in voetklaringsproblemen. In geval van spierzwakte als onderliggende oorzaak, zal dit worden veroorzaakt door een verminderde heupflexie als gevolg van zwakte van de heupflexoren en/of verminderde propulsie als gevolg van zwakte van de plantairflexoren en dus niet door zwakte van de M quadriceps.

Verminderde knie-extensie

Gewichtsacceptatie

LR: *verminderde knie-extensie* kan zich voordoen in LR, als voortzetting van een geflecteerde kniestand in Tsw/IC (bijv. in geval van een knie-extensiebeperking).

Enkelzijdige beenbelasting

Mst/Tst: onvoldoende knie-extensie in Mst en Tst wordt veroorzaakt door een verminderd vermogen om de knie te extenderen. Deze verminderde mate van knie-extensie is vaak een gevolg van *overmatige dorsaalflexie door zwakte van de M triceps surae*, maar kan ook door een *knie-extensiebeperking* worden veroorzaakt. Verminderde knie-extensie kan tevens gepaard gaan *verminderde heupextensie*.

Het voorwaarts brengen van het been

Msw: in de zwaafase is *verminderde knie-extensie* (ofwel *overmatige knieflexie*) een secundair gevolg van *overmatige flexie van de heup* (een mechanisme dat wordt aangewend om het been op te tillen en zodoende voetklaring te creëren), of van een *overmatige afzet door de kuit* (voornamelijk van de M. gastrocnemius); een actieve compensatie voor onvoldoende voetklaring.

Tsw: *verminderde knie-extensie* in Tsw zie je bij een verkorte zwaafase, bijvoorbeeld door onvoldoende stabiliteit van het contralaterale standbeen, of bij een verkorting van de hamstrings. Dit geeft een ongunstige voorbereiding op de standfase.

Overmatige knie-extensie

Gewichtsacceptatie

IC/LR: wanneer de mobiliteit in het kniegewricht het toelaat, zal ernstige zwakte van de M quadriceps resulteren in overmatige knie-extensie, ofwel *hyperextensie*. Daarmee wordt een *verminderd/afwezig knieflexiemoment gecreëerd*, wat een vorm van passieve stabiliteit is. Knie-hyperextensie persisteert meestal tot aan Tst, waar contralateraal voetcontact plaatsvindt.

Frontale afwijkingen op knieniveau

Frontale afwijkingen op knieniveau worden beschreven naar overmatige adductie (ook wel *varum of O-stand*), en overmatige abductie (*valgum of X-stand*). In het frontale vlak worden de rotatie afwijkingen beschreven ter hoogte van de knie (zie verder hoofdstuk 3.3.2.4).

Overmatige adductie of abductie

Overmatige adductie (varus- of O-stand) of abductie (valgus- of X-stand) van de knie treedt meestal op als gevolg van een gewrichtsdeformiteit ontstaan in de groei of secundair aan artrose of instabiliteit in het collaterale bandenapparaat (in het bijzonder valgus bij zwakte van de abductoren). Varus treedt vaak op bij hyperextensie. Dit komt het meest tot uiting onder belasting met volledig lichaamsgewicht (bijvoorbeeld tijdens stilstaan of bij enkele beenbelasting).

Afwijkingen op heupniveau

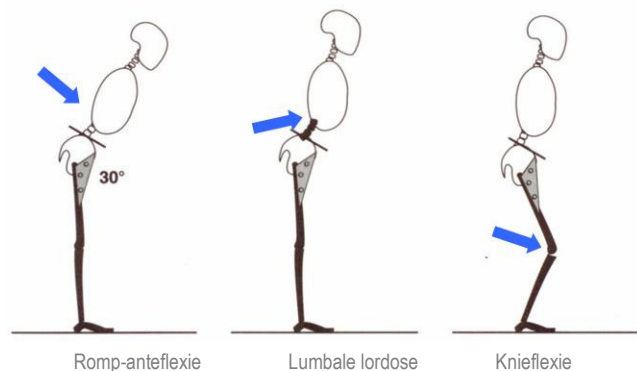
Sagittale afwijkingen op heupniveau

Sagittale gangbeeldafwijkingen op het niveau van de heup kunnen worden ingedeeld naar *verminderde heupextensie*, *verminderde heupflexie* of *overmatige heupflexie*.

Verminderde heupextensie

Enkelzijdige lichaamsondersteuning

- Mst: een verminderde mate van heupextensie in Mst kan worden veroorzaakt door een extensiebeperking in of rond het gewricht, en/of door zwakte van de heupextensoren. Dit kan *voorwaartse bekkenkanteling tot gevolg hebben*, en tot een drietal compensatoire afwijkingen in de aangelegen lichaamsegmenten leiden; *romp-anteflexie, lumbale lordose* en *knieflexie*.
- Tst: in Tst kunnen de verminderde heupextensie en *voorwaartse bekkenkanteling* ook aanleiding geven tot een verminderde contralaterale staplengte. Om dan nog enige staplengte te kunnen winnen, kan worden gecompenseerd door een achterwaartse bekkenrotatie



Overmatige heupflexie

Het voorwaarts brengen van het been

- Msw: in Msw is overmatige flexie van de heup meestal een compensatie voor *overmatige plantairflexie van de enkel*, om zodoende het been op te tillen, en daarmee voetklaring te creëren. Bovendien, door het overmatig flecteren van de heup zal tegelijkertijd ook *toegenomen flexie van de knie* optreden.

Verminderde heupflexie

Het voorwaarts brengen van het been

- Isw/ Msw: verminderde heupflexie in Isw ($<15^\circ$) beperkt het voorwaarts brengen van het been. Een secundair effect is *verminderde knieflexie*, wat zal resulteren in *verminderde voetklaring*. Compensatiemechanismen die optreden bij een verminderd vermogen om de heup te flecteren (d.w.z. bij onvoldoende kracht van de heupflexoren) betreffen een i) *snelle posterior tilt beweging van het bekken*, ii) *circumductie*, en iii) *bekkenhoogstand* met eventueel het versterkt *zijwaarts hellen van de romp*. NB. als er sterke adductoren zijn, kunnen deze in exorotatiepositie van het been ook optreden als heupflexoren.
- Tsw: de continuering van verminderde heupflexie na Msw zal resulteren in een *verkorte staplengte*.

Frontale afwijkingen op heupniveau

Afwijkingen in het frontale vlak betreffen *overmatige adductie* en *overmatige abductie*. In het transversale vlak kan er sprake zijn van *interne* of *externe rotatie*.

Overmatige heupadductie

Gewichtsacceptatie

LR/ Mst: overmatige adductie van de heup in de fase van gewichtsacceptatie is doorgaans gerelateerd aan een *contralaterale bekkenlaagstand*.



Het voorwaarts brengen van het been

Swing: in de zwaai fase is overmatige heupadductie vaak secundair aan een hoogstand van het bekken (dus een laagstand van het bekken aan de zijde van het standbeen!) en abductiezwakte van het zwaaibeen, met als mogelijk gevolg een nauw steunvlak (scharen). Deze afwijking kan ook voorkomen indien bij zwakte van heupflexoren de heupadductoren worden ingezet voor heupflexie. Voor een optimaal effect wordt het been daarbij geëxrotereerd.

Overmatige heupabductie

Gewichtsacceptatie en enkelzijdige beenbelasting

Stance: daar waar overmatige heupadductie resulteert in een nauw steunvlak, leidt overmatige abductie van de heup tot een breed steunvlak. Dit vergroot de stabiliteit in de standfase, maar het bemoeilijkt de taak om het lichaamsgewicht boven de belaste voet brengen.

Het voorwaarts brengen van het been

Swing: overmatige abductie kan voorkomen als onderdeel van circumductie en is een compensatiemechanisme om voetklaring te verbeteren. Een heupadductiebeperking komt sporadisch voor, maar kan tevens een abductiestand in de stand- en zwaai fase veroorzaken.

Afwijkingen op bekken en rompniveau

Het bekken is één geheel, en afwijkingen aan de ene zijde vertalen zich dus altijd naar een afwijkende stand aan de andere zijde. In grafieken van kinematica zijn deze standen in timing tegengesteld zichtbaar in de tijd.

Sagittale afwijkingen op het niveau van het bekken betreffen de *voorwaartse kanteling* en *achterwaartse kanteling*. In het transversale vlak kunnen afwijkingen worden geklasseerd als *overmatige interne rotatie* en *overmatige externe rotatie*. In het frontale vlak kunnen de afwijkingen als *bekkenhoogstand* en *bekkenlaagstand* zich voordoen. De stand van het bekken wordt altijd beschreven uit oogpunt van het standbeen. Een

bekkenhoogstand betekent dus een hoogstand van het bekken aan de kant van het standbeen, en een laagstand aan de kant van het zwaaibeen. Bekkenhoogstand doet zich voor bij een abductiezwakte die niet wordt gecompenseerd door rompbewegingen. Dan wordt de hoogstand vooral gezien in de standfase, en de laagstand in de zwaai fase (dit wordt klinisch beschreven als een positief teken van Trendelenburg). Door overmatige heup- en knieflexie, of door een gunstig beenlengteverschil kan voetklaring toch plaatsvinden.

Als de voetklaring wordt bedreigd door ernstiger abductiezwakte, ziet men meestal als compensatie een *versterkte homolaterale lateroversie van de romp*. Daarmee wordt het lichaamsswaartepunt zoveel mogelijk boven de heup-as gepositioneerd, waardoor het externe adductormoment wordt verkleind (dit wordt ook wel aangeduid als het *Duchenne looppatroon*).

Als er in alle fasen een bekkenscheefstand zichtbaar is, die min of meer constant is, dan is er sprake van een (functioneel) beenlengteverschil.



Duchenne looppatroon

Sagittale afwijkingen op rompniveau

Sagittale afwijkingen op rompniveau betreffen het voorwaarts hellen van de romp (*romp-anteflexie*) en het achterwaarts hellen van de romp (*romp-retroflexie*).

Romp retroflexie kan zich voordoen in drie variaties. Wanneer er sprake is van een *verminderde mate van heupextensie* door zwakte van de heupextensoren, dan zal in de standfase (van loading response tot aan de initiële zwaai fase) het achterwaarts hellen van de romp helpen om de GRK-vector achter het heupgewricht te houden. Hiermee wordt flexie van de heup voorkomen. Bij bilaterale zwakte zal deze compensatie ook zichtbaar zijn in de zwaai fase.

Wanneer er sprake is van een heupextensiebeperking dan treedt romp retroflexie op in combinatie met *lumbale lordose*; de tweede variatie. De derde variatie treedt op wanneer er sprake is van *verminderde heupflexie* kracht, en betreft het *achterwaarts kantelen van het bekken* als ondersteuning van het voorwaarts brengen van het been (eventueel in combinatie met achterwaarts hellen van de romp bij buikspierzwakte).

Romp anteflexie kan optreden secundair aan een heupextensiebeperking bij zwakte van de rugextensoren. Romp anteflexie als compensatie dient vooral voor het creëren van kniestabiliteit in stand door een extern extenderend moment op de knie. Als er voldoende kracht is van de heup extensoren en de rugextensoren, dan lukt dit zonder steun of een loophulpmiddel. Anders is een loophulpmiddel noodzakelijk.

Frontale afwijkingen op rompniveau

Tot slot, in het frontale vlak kunnen afwijkingen worden geclassificeerd als *versterkte homolaterale lateroflexie* (bij het normale treedt er enige lateroflexie op bij gewichtsverplaatsing boven het standbeen) en *contralaterale lateroflexie*. Contralaterale lateroflexie zorgt ervoor dat het gewicht niet voldoende boven het standbeen wordt geplaatst. Dit wordt meestal gezien in combinatie met het gebruik van een loophulpmiddel aan de contralaterale kant.

Samengevat, worden per fase de volgende parameters m.b.t. de kinematica aanbevolen voor beoordeling:

		Normaal	Afwijkend			
Gewichtsacceptatie						
IC	Voetcontact	hielcontact	middenvoetcontact		voorvoetcontact	
IC	Kniehoek	gestrekte knie	geffecteerde knie		gehyperextendeerde knie	
LR	Belastingname	hielbelasting	☐ middenvoetbelasting ☐ met posterior tibia verplaatsing		voorvoetbelasting	
LR	Hielafwikkeling (1 ^e rocker)	normaal	versneld	verminderd	vergroot	afwezig
LR	Sagittale kniehoek	knieflexie	vergrote knieflexie		verminderde knieflexie	uitblijvende knieflexie
Enkelzijdige lichaamsbelasting						
Mst	(early) Sagittale enkelhoek	plantairflexie	vergrote plantairflexie			
Mst	(late) Sagittale enkelhoek	dorsaalflexie	vergrote dorsaalflexie			
Mst	Frontale enkelhoek	neutraal	valgus		varus	
Mst	Enkelafwikkeling (2 ^e rocker)	dorsaalflexiebeweging	versneld	verminderd	toegenomen	afwezig omgekeerd
Mst	Sagittale kniehoek	extensie	vergrote knieflexie (of verminderde extensie)		hyperextensie	
Mst	Frontale kniehoek	neutraal	valgum		varum	
Mst	Sagittale bekkenstand	neutraal	voorwaartse bekkenkanteling		achterwaartse bekkenkanteling	
Mst	Transversale bekkenstand	normaal	versterkte homolaterale lateroversie		contralaterale lateroversie	
Mst	Sagittale romphoek	normaal	romp-anteflexie		romp-retroflexie	hyper lordose
Tst	Hielheffing	normaal	vervroegd		verlaat	afwezig
Tst	Hielheffing	Plflexie aanwezig	Plantairflexie verminderd		Plantairflexie afwezig	
Psw	Voorvoetafwikkeling	normaal	verminderd		afwezig	
Naar voren brengen van het been						
Msw	Voetklaring	normaal	verminderd		afwezig	
Msw	Dosaalflexie enkel	normaal	verminderd		overmatig	
Msw	Sagittale kniehoek	normaal	verminderd		overmatig	
Msw	Sagittale heuphoek	normaal	verminderd		overmatig	
Msw	Frontale bekkenhoek	normaal	bekkenhoogstand		bekkenlaagstand	

Indien ook de kinetica is gemeten, worden de volgende parameters aanbevolen voor beoordeling:

		Normaal	Afwijkend		
Gewichtsaacceptatie					
LR	Sagittale kniemoment	normaal	vergroot	verminderd	afwezig
Enkelzijdige lichaamsbelasting					
Mst	Sagittale kniemoment	normaal	vergroot	verminderd	afwezig
Mst	Frontale kniemoment	normaal	vergroot	verminderd	afwezig
Mst	Sagitale heupmoment	normaal	vergroot	verminderd	afwezig
Mst	Frontale heupmoment	normaal	vergroot	verminderd	afwezig
Naar voren brengen van het been					
Psw	Enkelmoment	normaal	verminderd	afwezig	
Psw	Enkelvermogen	normaal	verminderd	afwezig	
Psw	Timing enkelvermogen	normaal	vervroegd	verlaat	

3.4.4.1 De ernst van de gangbeeldafwijkingen vaststellen

Bij de beoordeling van het gaan is, na het vaststellen van de gangbeeldafwijkingen, ook een referentiekader nodig voor het bepalen van de ernst van de vastgestelde afwijkingen. Dit referentiekader dient, om op basis van de volgorde van ernst van de afwijkingen, richting te geven aan de keuze van de interventie (in het kader van dit handboek, de orthese). Gage formuleerde hiertoe vijf voorwaarden voor het gaan, in de volgende hiërarchische volgorde:

1. Stabiliteit in de standfase
2. Het loskomen van de voet in de zwaai fase (voetklaring)
3. Voorbereiding van de stand van de voet in de standfase op voetcontact
4. Voldoende stapgrootte
5. Behoud van energie

Globaal gezien betreffen voorwaarden 1-3 vooral de veiligheid van het lopen, in termen van het risico om te vallen. Voorwaarde 4 betreft vooral de snelheid van het lopen en voorwaarde 5 betreft de efficiency van het lopen. Een nadere toelichting is hieronder gegeven.

1. Stabiliteit in de standfase

Stabiliteit van het standbeen in de standfase (en dan vooral in LR en Mst) is de eerste voorwaarde voor het gaan. Zonder stabiliteit in de standfase kan aan alle andere voorwaarden van het gaan niet worden voldaan. De volgende aspecten zijn daarbij belangrijk:

- De standvoet moet stabiel op de ondergrond staan.
- Het lichaamszwaartepunt moet binnen het steunvlak vallen.
- Rompstabiliteit
- Lichaamsbalans

2. Het loskomen van de voet in de zwaai fase

Een tweede voorwaarde voor het gaan is het loskomen van de voet in de zwaai fase. De volgende aspecten zijn daarbij belangrijk:

- Stabiliteit van het standbeen. Als het standbeen niet stabiel is, kan het zwaaibeen niet of beperkt naar voren worden gebracht.
- Voldoende knie- en heupflexie in de initiële zwaai fase en voldoende enkeldorsaalflexie in de midzwaai fase om voetcontact tijdens het naar voren brengen van het been te vermijden.

Voor een goede voorbereiding op de voetplaatsing zijn de volgende randvoorwaarden noodzakelijk:

- Stabiliteit van en adequate progressie van het lichaamszwaartepunt over het standbeen. Als deze voorwaarden verminderd aanwezig zijn, zal tijdens het lopen het eerste contact vervroegd worden, en daarmee is er minder gelegenheid tot voorbereiding op het eerste contact.
- Voldoende enkeldorsaalflexie in Msw, omdat er zonder compensatie voetcontact in de midzwaafase plaatsvindt (struikelen).
- Voldoende knie- en heupflexie in lsw en Msw en voldoende knie-extensie in Tsw.
- Neutrale enkelstand in het frontale vlak.

4. Voldoende stapgrootte

Voor het verkrijgen van voldoende stapgrootte zijn verschillende factoren van belang. Normaliter is er een A-figuur tussen beide benen op het moment van initial contact: de bijdrage van het standbeen ten aanzien van heupextensie en de mate van heupflexie van het zwaaibeen zijn dan in evenwicht, passend bij een symmetrisch looppatroon. Van belang zijn:

- Stabiliteit en een goede positie van het standbeen ten behoeve van de progressie van het lichaamszwaartepunt.
- Volledige knie-extensie in Tsw.
- Voldoende heupextensie in het standbeen.
- Voldoende balans: een grote stap met het zwaaibeen doet een sterk beroep op de lichaamsbalans en op de balans boven het standbeen.
- Bekkenrotaties: deze dragen bij aan de totale staplengte.

5. Behoud van energie

De mens loopt op een energetisch zeer efficiënte manier door gebruik te maken van een aantal biomechanische mechanismen van het bewegingsapparaat. De volgende aspecten zijn hierop van invloed:

- Excentrische contracties (activiteit van de spier bij verlenging van de spier) leveren meer kracht in relatie tot de hoeveelheid spieractiviteit dan concentrische contracties.
- Pre-stretch (het rekken van een spier voor contracties) levert een toename aan krachtproductie op bij een concentrische contractie.
- Bi-articulaire spieren zorgen voor transfer van energie over gewrichten
- Grondreactiekrachten kunnen stabiliserend werken op gewrichten door de stabiele slotposities van gewrichten (bijv. heup en knie-extensie), waardoor geen intern moment door spieractiviteit nodig is ter stabilisatie.

3.5 BEOORDELING VAN HET GAAN BIJ VERLAMMINGEN VAN DE BEENSPIEREN

3.5.1 Gangbeeldafwijkingen begrijpen

Nadat afwijkingen in het gangbeeld en de ernst ervan zijn vastgesteld, is de volgende stap in het proces van de beoordeling van het gaan het begrijpen van de afwijkingen. Dit vereist dat de vastgestelde afwijkingen in het gangbeeld gekoppeld worden aan de uitkomsten van het lichamelijk onderzoek en de anamnese (in het bijzonder aan de hulpvraag van de patiënt), om zodoende mogelijke oorzaken, ofwel onderliggende stoornissen te achterhalen. Dit is een vrij complexe stap, omdat a) primaire afwijkingen in het gangbeeld onderscheiden moeten worden van secundaire afwijkingen of functionele compensaties, b) de gevonden gangbeeldafwijkingen verschillende stoornissen als oorzaak kunnen hebben en c) elke stoornis een directe implicatie heeft voor de keuze van een te selecteren of te vervaardigen orthese. Het uitsplitsen van de diverse onderliggende stoornissen en de relatie met het gangbeeld vergt dan ook een gedegen analyse, zodat een sluitende conclusie getrokken kan worden en een passend advies kan worden gegeven. Zoals beschreven in paragraaf 3.3 (Tabel 2) kunnen de volgende stoornissen, ofwel primaire oorzaken onderscheiden worden ⁽³⁷⁾:

- i) afwijkingen in de kracht van een spier (= spierzwakte)
- ii) afwijkingen in de bewegingsuitslag van een gewricht (= bewegingsbeperkingen)
- iii) afwijkingen in de vorm of afmeting van een segment (= standsafwijkingen)
- iv) afwijkingen in de afmetingen van het lichaam
- v) afwijkingen in de sensibilliteit (sensibiliteitsstoornissen)

In deze opsomming van oorzaken is spasticiteit als primaire oorzaak buiten beschouwing gelaten, aangezien spasticiteit bij de doelgroep populatie beschreven in dit handboek niet aan de orde is. Verder is er nog een onderscheid te maken tussen secundaire afwijkingen en functionele compensaties. Een functionele compensatie is een “alternatieve mogelijkheid” om aan primaire afwijkingen van het looppatroon te kunnen adapteren. Een functionele compensatie wordt vaak ingezet vanuit aanliggende gewrichten met nog intacte aansturingmogelijkheden. Secundaire afwijkingen zijn een onafwendbaar gevolg van een afwijking op een ander niveau en daarin is er geen “keuze”.

Met betrekking tot de genoemde primaire oorzaken is hieronder de samenhang uitgewerkt met de verschillende afwijkingen die er in het gangbeeld gevonden kunnen worden. Hierbij gaat de aandacht vooral uit naar spierzwakte als onderliggende oorzaak, waarbij een opbouw gevolgd wordt van distaal (enkelniveau) naar proximaal (rompniveau) en van enkelvoudige problematiek (i.e. spierzwakte op één niveau) naar meervoudige problematiek (i.e. spierzwakte op meerdere niveaus, al dan niet in combinatie met bewegingsbeperkingen, afwijkingen in de gewrichtsstabiliteit, en afwijkingen in de vorm of afmeting van een segment (waarvan worden alleen de meest relevante beschreven). In bijlagen VII en VIII is een en ander schematisch uitgewerkt in de vorm van een beslisschema.

1. Oorzaken op enkelniveau (bijlage VII, schema 1)

i) Spierzwakte

Zwakte van de dorsaalflexoren

Zwakte van de dorsaalflexoren (M tibialis anterior), ofwel van de voetheffers, heeft tot gevolg dat actieve dorsaalflexie van de voet niet of verminderd mogelijk is, en er dus sprake kan zijn van overmatige plantairflexie. In de standfase zal zwakte van de voetheffers leiden tot een afwijkende voetplaatsing bij IC, te weten een *voorvoetcontact* of *middenvoetcontact*, wat in de fase van LR de hielafwikkeling aanzienlijk beperkt (*versnelde of afwezige plantairflexiebeweging* (=1^e rocker)). Of er is een omgekeerde 2e rocker en dus een beweging van plantairflexie naar dorsaalflexie. Bij mildere zwakte van de dorsaalflexoren wordt vooral een versnelde plantairflexie in LR gezien (klapvoet). In de zwaafase (Msw) zal zwakte van dorsaalflexoren tot uiting komen in een *overmatige plantairflexie* en dus in een *verminderde of afwezige voetklaring*. Dit kan van invloed zijn op het voorwaarts brengen van het been. Afhankelijk van de mate waarin compensatiemechanismen kunnen worden aangewend, kan dit resulteren in klachten als het slepen of haken van de voet. De meest directe compensatie voor verminderde of afwezige voetklaring is *toegenomen flexie van de heup*, om zodoende het been op te tillen, en daarmee om voetklaring te creëren (voldoende kracht van de heupflexoren is hierbij wel een randvoorwaarde). Bovendien, door het overmatig flecteren van de heup zal tegelijkertijd ook *toegenomen flexie van de knie* in de zwaafase optreden.

Zwakte van de plantairflexoren

Zwakte van de plantairflexoren (M gastrocnemius medialis en lateralis en M soleus), ofwel van de kuitspier heeft gevolgen voor een aantal fasen van het gaan. De kuitspier heeft als belangrijke functie om in de standfase de voorwaartse progressie van de tibia (=2^e rocker) te weerstaan en daarmee de voorwaartse verplaatsing van het lichaam tijdens de fase van enkelzijdige beenbelasting. Dit vindt plaats door een excentrische contractie van halverwege MSt tot aan Tst. In Tst wordt dit gevolgd door een concentrische contractie ten behoeve van de propulsie (push-off). De voorvoet wikkelt af over de metatarsophalangeaal (MTP) gewrichten (=3^e rocker), waarbij de hiel los komt van de grond en vervolgens het gewicht naar het andere been wordt over gebracht.

Verlies van kracht zal resulteren in een afwijkend gangpatroon, waarbij de mate van krachtsverlies bepalend is voor het type loopafwijking⁽⁴⁾. Zo zal een matig krachtsverlies (MRC 3-4) gecompenseerd worden door het gewicht achter op de voet te houden, waardoor de voorwaartse verplaatsing van de romp beperkt wordt. Hierdoor wordt het moment rond de enkel verkleind. Dit uit zich in een *kortere contralaterale staplengte*. Matig krachtsverlies van de kuitspier uit zich ook in het ontbreken van hielheffing in de Tst (=verminderde of afwezige dorsaalflexie). De hielheffing treedt pas op ná plaatsing van de andere voet (preswing) als het gewicht wordt overgebracht naar het andere been en dus ontlasting van het standbeen optreedt (er is dus sprake van een

verlate hielheffing). (4) Een verkorting van de kuitspier werkt bij een kuitspierzwakte als functionele aanpassing: in plaats van actief wordt dan passief de voorwaartse beweging van het onderbeen afgeremd. In Tst kan hielheffing worden gezien, maar zonder actieve plantairflexie dus bij persisterende dorsaalflexie in de enkel.

Een groter verlies aan spierkracht ($MRC < 3$) wordt in Mst en Tst gekenmerkt door een *overmatige of versnelde* progressie van de tibia naar voren (*toegenomen of versnelde 2e rocker*), wat doorgaans resulteert in een overmatige en *persisterende flexie van de knie* en dus in een voortdurende belasting van de M quadriceps. Bij een sterke quadriceps kan de voorwaartse progressie van de tibia worden geremd door deze spier aan te spannen, waardoor de knieflexie beperkt blijft. *Dit kan* als gevolg hebben dat er een *verminderde heup- en knieflexie is in de zwaai fase*. Compensatie treedt vaak op door actieve heupflexie in Psw/lsw, waardoor toch adequate heup- en knieflexie wordt bereikt. Soms kan kuitspierzwakte in het looppatroon herkend worden aan het *klauwen van de tenen door inzet van de teenflexoren* als compensatie voor de verminderde balans en/of afzetkracht.

Veelvoorkomende klachten bij zwakte van de plantairflexoren betreffen het onvermogen om te kunnen rennen en springen; instabiliteit tijdens staan en lopen met sensaties naar voren te vallen, vooral bij lopen op oneffen terrein of berg af; asymmetrisch lopen; verminderd looptempo; en/of niet goed kunnen fietsen (op en afstappen vooral) en traplopen. Bij een ernstige kuitspierparese, in combinatie met een zeer grote passieve dorsaalflexie in het enkelgewricht ('hakvoet') loopt de patiënt op de hak. Dit uit zich in een knieflexie in LR, een korte contralaterale stap en het uitblijven van knieflexie in de zwaai fase.

Zwakte van de dorsaalflexoren en plantairflexoren

Een parese van de plantairflexoren en dorsaalflexoren kan ook gezamenlijk voorkomen. De gangbeeldafwijkingen die zich hierbij voordoen zijn een combinatie van de bovenbeschreven afwijkingen. Veelvoorkomende klachten bij zwakte van de plantair- en dorsaalflexoren betreffen instabiliteit tijdens staan en lopen, een sterk verminderde loopsnelheid, vallen bij de geringste oneffenheid en/of moeite met een helling aflopen.

ii) Bewegingsbeperkingen

Bewegingsbeperkingen op het niveau van enkel kunnen worden ingedeeld in dorsaalflexiebeperkingen en plantairflexiebeperkingen. Een dorsaalflexiebeperking komt meestal voor in combinatie met zwakte van de voetheffers, terwijl een plantairflexiebeperking vaak optreedt bij ernstige zwakte van de kuitspier in combinatie met relatief intacte voetheffers. De gangbeeldafwijkingen die bij deze pathologieën aan de orde zijn, zijn hieronder beschreven.

Dorsaalflexiebeperking

Een *dorsaalflexiebeperking* van 15° of meer (ook wel een spitsvoet) zal bij IC aanleiding geven tot een *voorvoetcontact*, welke (door de rigiditeit in de enkel) in de fase van LR zal leiden tot een *persisterende voorvoetbelasting* of een *middenvoetbelasting met posterior verplaatsing van de tibia en secundair hyperextensie van de knie*. Het belangrijkste gevolg van deze afwijkende voetplaatsing is vermindering of verlies van progressie in de middenstandfase en terminale standfase. Om bij een dergelijke voetplaatsing toch progressie te maken en het lichaamsswaartepunt tot voorbij de voet te bewegen met behoud van stabiliteit, kunnen in Mst de volgende 2 karakteristieke compensaties zichtbaar zijn: i) een *vervroegde heffing van de hiel* (in Mst i.p.v. in Tst) in combinatie met knie en heupflexie en ii) *romp-anteflexie*. Het eerstgenoemde mechanisme wordt vaak gezien bij patiënten met een redelijk goede loopvaardigheid, waarbij het moment van hielheffing afhankelijk is van de mate van de dorsaalflexiebeperking. Romp-anteflexie, in combinatie met het voorwaarts kantelen van het bekken, wordt zowel gebruikt voor behoud van de balans (door plaatsing van het lichaamsswaartepunt in het steunvlak) en daarmee voor het creëren van stabiliteit in stand, als voor progressie. Voldoende kracht van de heup- en rugextensoren is hierbij een randvoorwaarde. Als niet aan deze randvoorwaarde wordt voldaan, is lopen met een hulpmiddel de enige optie.

Plantairflexiebeperking

Een *plantairflexiebeperking* (i.e. de 0-stand wordt niet gehaald) zal bij IC aanleiding geven tot toegenomen dorsaalflexie bij *hielcontact* (ook wel een hakvoet) met een *middenvoetbelasting* in LR, in combinatie met *toegenomen knieflexie*. (NB. Ook komt het voor dat iemand op zijn 'hak' blijft lopen (*hielbelasting*), in geval van zwakte van de plantairflexoren, waardoor knieflexie in LR uitblijft, plantairflexie in Tst afwezig is en er geen/weinig knieflexie is in zwaai). Middenvoetbelasting zal persisteren of toenemen in de fasen van Mst en terminale Tst, in combinatie met *persisterende knie- en heupflexie*, waardoor enkelafwikkeling en voorvoetafwikkeling verminderd of afwezig zijn. In de zwaai fase zal bij een grote plantairflexiebeperking toegenomen dorsaalflexie zichtbaar zijn. Dit leidt echter niet tot problemen.

iii) Standsafwijkingen

Standsafwijkingen op het niveau van de voet en enkel (zie ook 3.3.2), zoals een valgus-, varus-, of cavusstand leiden tot afwijkingen in het gangbeeld wanneer deze een invloed hebben op de momentsarm van de voet ten opzicht van het enkelgewricht. Bovendien, indien ernstige afwijkingen aan de orde zijn, heeft dit implicaties voor de vorm en stijfheid van het voetgedeelte van de (K)EVO- schoen combinatie en op de keuze voor wel of geen scharnier. In Hoofdstuk 5 wordt dit nader toegelicht.

2. Oorzaken op knieniveau (*bijlage VIII, schema 2*)

i) Spierzwakte

Zwakte van de knie-extensoren

Het stabiliseren van de knie tijdens de knieflexie in LR is een belangrijke functie om gewichtsacceptatie en schokabsorptie mogelijk te maken. Spierzwakte van de knie-extensoren (M quadriceps) zal deze functie bedreigen. Het verminderen of vermijden van knieflexie is in dat geval een manier om knie-extensie stabiliteit te handhaven. Dit kan op de volgende manier worden bereikt: door vervroegde activiteit van de M soleus (waardoor *retractie van de tibia* optreedt), in combinatie met verhoogde activiteit van de M gluteus maximus (waardoor *retractie van het femur* optreedt). De combinatie van deze beide acties draagt bij aan het creëren van passieve extensiestabiliteit op knieniveau, waardoor een zwakke M quadriceps minder wordt belast. Naarmate de zwakte van de quadriceps groter is, en de mobiliteit in het kniegewricht het toelaat zal in Mst en Tst overmatige knie-extensie (ofwel *hyperextensie*) ontstaan. Lichte tot matige hyperextensie (10-15°) kan plaatshebben zonder dat er noemenswaardige pijnklachten optreden. Excessieve hyperextensie (>25-30°) echter, kan aanleiding geven tot chronische overbelasting van het achterste kniekapsel en dus tot pijnklachten tijdens staan en/of lopen. Een en ander is ook sterk afhankelijk van de mobiliteitsniveau van de patiënt, ofwel van iemands loopactiviteit.

In Tsw kan zwakte van de M quadriceps leiden tot een verminderde knie-extensie, waardoor onvoldoende stapgrootte kan worden gemaakt (vooral bij een lagere loopsnelheid). Dit kan gecompenseerd worden door *retractie van de heup*. Daarmee wordt extensie van de knie in Tsw mogelijk en wordt eventuele (hyper)extensie bij IC gecreëerd voor kniestabiliteit (zie eerder).

Naast knie(hyper)extensie als compensatiestrategie voor zwakte van de M quadriceps (meestal de 1^e keuze) kunnen ook andere strategieën worden aangewend, waaronder 2) een persisterend voorvoetcontact, 3) romp-anteflexie, 4) het extreem exoroteren vanuit de heup, en 5) in het ondersteunen van het bovenbeen met de hand. Deze strategieën zullen vooral worden aangewend wanneer er sprake is van een knie-extensiebeperking, of wanneer er sprake is van zwakte en/of segmentvormafwijkingen op andere niveaus (heup en/of enkel). Genoemde strategieën zullen hieronder, onder de verschillende subkopjes, nader worden toegelicht.

Zwakte van de knieflexoren

De functie van de knieflexoren (hamstrings) tijdens het lopen dient goed te worden begrepen om inzicht te hebben in de invloed van zwakte. In een open keten situatie (zittend, liggend) zijn de hamstrings weliswaar knieflexoren, tijdens lopen (gesloten keten) hebben de hamstrings vooral een functie als heupextensoren. Verder antagoniseren ze hyperextensie en ondersteunen ze het dorsale kapsel van de knie. In het normale gangpatroon zijn de hamstrings als heupextensor actief van af IC tot Mst als co-contractie voor de knie-extensoren (M quadriceps).

Zwakte van de knie-extensoren + knieflexoren

De gangbeeldafwijkingen die zichtbaar zijn bij gecombineerde zwakte van de M quadriceps en hamstrings volgen grotendeels de beschrijving die gegeven is bij geïsoleerde zwakte van de knie-extensoren. Indien er sprake is van hamstrings zwakte, dan is heupextensie meestal het grootste additionele probleem. Verder kan knie-extensie in Tsw onvoldoende worden geremd. Bij de combinatie van zwakte van de knie-extensoren en sterke knieflexoren komt vaak een secundaire knie-extensiebeperking voor. Deze ontstaat wanneer de functie van de hamstrings, die naast heupextensie ook knieflexie bewerkstelligt, beter is dan de M quadriceps functie. Daarnaast kan er sprake zijn van romp-anteflexie en eventueel voorvoetsteun.

Voorkomende klachten bij zwakte van de knie-extensoren en knieflexoren betreffen spierpijn van de rug- of kuitspieren of van de M quadriceps en hamstrings, instabiliteit tijdens staan en lopen, vallen en eventueel een verminderde loopsnelheid en/of loopefficiëntie.

ii) Bewegingsbeperkingen

Beperkingen in de bewegingsuitslagen van de knie kunnen worden ingedeeld in knie-extensiebeperkingen en knieflexiebeperkingen. De knie-extensiebeperking is de meeste voorkomende vorm die gezien wordt bij patiënten met ernstige zwakte van de beenspieren. De gangbeeldafwijkingen die bij deze pathologie aan de orde zijn, zijn hieronder beschreven. Knieflexiebeperkingen komen minder vaak voor. Bovendien deze zijn zelden zó ernstig dat zij van invloed zijn op de kinematica van het lopen (maximale knieflexie in zwaai 50-70°).

Knie-extensiebeperking

Een knie-extensiebeperking van $\leq 10^\circ$ leidt over het algemeen niet tot gangbeeldafwijkingen bij IC. In de fase van LR en Mst kunnen zich wel problemen voordoen, zoals pijn aan de M quadriceps of de knie als gevolg van overbelasting bij vergrote interne momenten. Ten behoeve van het behoud van stabiliteit zullen compensatiestrategieën worden aangewend. Waar bij zwakte van de M quadriceps knie(hyper)extensie als voorkeurscompensatie wordt gebruikt, kan deze strategie nu niet worden aangewend. De eerste compensatiestrategie zal nu actieve plantairflexie zijn (voorvoetsteun), en indien dit niet mogelijk is, bijvoorbeeld door zwakte van de kuitspier, kan gecompenseerd worden door romp-anteflexie (voldoende kracht van de heupextensoren of gebruik van een loophulpmiddel is hierbij een randvoorwaarde), exorotatie vanuit de heup, of afsteunen met de hand op het bovenbeen. In de zwaai fase zullen geen noemenswaardige gangbeeldafwijkingen optreden, behalve in Tsw waar de knie-extensiebeperking zal leiden tot een verminderde knie-extensie, waardoor onvoldoende stapgrootte kan worden gemaakt.

Genu recurvatum

Genu recurvatum, dat wil zeggen overmatige mobiliteit in extensierichting, zal vooral in de fasen van LR, Mst en Tst aanleiding geven tot afwijkingen in het gangbeeld. In deze fasen zal vooral excessieve hyperextensie

zichtbaar zijn, in combinatie met een verlengd hielcontact als secundair fenomeen. Genu recurvatum kan plaatshebben zonder dat er noemenswaardige pijnklachten optreden, vooral als de loopafstand beperkt is. Excessieve genu recurvatum ($>25-30^\circ$) echter, kan aanleiding geven tot chronische overbelasting van het achterste kniekapsel en dus tot pijnklachten tijdens staan en/of lopen.⁽⁴⁹⁾

iii) Standsafwijkingen

Segmentvormafwijkingen op het niveau van de knie in het frontale vlak, zoals een genu varus en genu valgus, leiden, behoudens de overmatige adductie (*varus*) en abductie (*valgus*), over het algemeen niet tot afwijkingen in het gangbeeld. Echter, indien er ernstige segmentvormafwijkingen aan de orde zijn, en er bovendien weinig tot geen kracht is rond de knie, enkel en/of heup, heeft dit wel implicaties voor het orthese zorgplan. In Hoofdstuk 4 is dit nader uitgewerkt.

3. Oorzaken op heupniveau

i) Spierzwakte

Zwakte van de heupextensoren

Zwakte van de heupextensoren ($MRC < 4$) zal in de standfase (van LR tot aan Mst) resulteren in een *verminderde mate van heupextensie*. Dit zal tot instabiliteit leiden rond de heup wat resulteert in een voorwaarts gekanteld bekken. Als compensatie zal het externe flexiemoment rond de heup zo klein mogelijk worden gehouden, of zal zelfs een extern extensie moment worden gecreëerd van LR- Mst. Zo kan de voorwaartse kanteling van het bekken worden gecompenseerd door achterwaarts hellen van de romp (*romp-retroflexie*). Daarmee wordt de GRK-vector achter het heupgewricht geplaatst, en wordt dus een passief extensiemoment gecreëerd. Hiermee wordt flexie van de heup voorkomen. Deze compensatie kan ook optreden in de contralaterale zwaai fase.

Zwakte van de heupflexoren

Spierzwakte van de heupflexoren kan aanleiding geven (vooral als er ook kuitspierzwakte is) tot een *verminderde mate van heupflexie* in lsw ($< 15^\circ$) wat het voorwaarts brengen van het been belemmert. Een secundair effect is *verminderde knieflexie*. Dit kan resulteren in het slepen van de voet/teen over de grond. Om de klaring van de voet te ondersteunen kunnen diverse compensaties worden aangewend, waaronder *bekkenhoogstand*, *circumductie* en het *zijwaarts hellen van de romp*. De continuering van verminderde heupflexie in Msw en Tsw zal resulteren in een *verkorte staplengte* en secundair in een *verminderde loopsnelheid*.

Zwakte van de heupabductoren

Spierzwakte van de heupabductoren zal in de zwaai fase aanleiding geven tot een *bekkenhoogstand* (beoordeeld vanuit het standbeen) met secundair *overmatige heupadductie* (in de kliniek wordt dit meestal benoemd naar de *bekkenlaagstand in het contralaterale zwaai been*, en wordt dan gezien als een positief teken van Trendelenburg). Bij ernstiger abductiezwakte is versterkte homolaterale lateroflexie van de romp een compensatie, doordat het externe adductiemoment hiermee wordt verkleind (het zogenaamde Duchenne looppatroon). Beide fenomenen kunnen bij een forse heupabductiebeperking achterwege blijven; de heupabductiezwakte wordt hierdoor gemaskeerd! Ook een heupadductiebeperking (indien de 0 niet gehaald wordt) kan een compensatie zijn (vgl. zwakte kuispier bij verkorting).

ii) Bewegingsbeperkingen

Beperkingen in de bewegingsuitslagen van de heup kunnen worden ingedeeld in heupextensiebeperkingen en heupflexiebeperkingen en in heupabductiebeperkingen en heupadductiebeperkingen. Deze pathologieën resulteren in vergelijkbare gangbeeldafwijkingen als welke aan de orde zijn bij spierzwakte op heupniveau. Bewegingsbeperkingen op dit niveau beïnvloeden het ortheseplan niet noemenswaardig, en zullen ook niet verder worden beschreven in H4.

4. Oorzaken op bekkenniveau

De meeste afwijkingen op bekkenniveau zijn secundair aan de problemen op lagere niveaus, en zijn al aan bod gekomen in de vorige paragrafen. Noemenswaardige afwijkingen met invloed op de bekkenstand zijn de structurele segmentvormafwijkingen op het niveau van de wervelkolom. Een scoliose bijvoorbeeld kan van invloed zijn op de bekkenstand in het frontale vlak, en structurele segmentvormafwijkingen in het sagittale vlak kunnen van invloed zijn op de achterwaartse of voorwaartse bekkenkanteling.

5. Oorzaken op enkel- en knieniveau

i) Spierzwakte

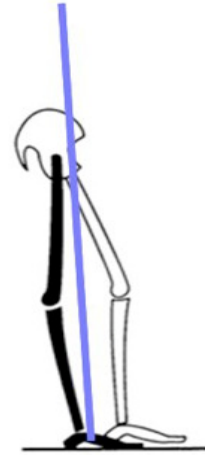
a. Zwakte rondom de enkel en knie

De gangbeeldafwijkingen die zich voordoen bij *gecombineerde* spierzwakte rondom de enkel (dorsaalflexoren/plantairflexoren) en knie (knie-extensoren), kunnen, afhankelijk van de specifieke problematiek die aan de orde is, uitgesplitst worden naar drie zogenaamde compensatiestrategieën (wanneer ook het heupniveau wordt meegerekend betreffen het vier strategieën). Deze worden hieronder toegelicht.

NB. Alle hieronder genoemde afwijkingen gaan in de regel in meer of mindere mate gepaard met een verkorte staplengte aan de aangedane zijde.

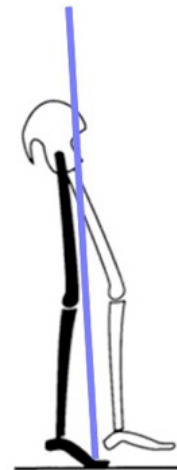
Compensatiestrategie 1: *knie(hyper)extensie*

Wanneer er sprake is van zwakte van knie-extensoren (en knieflexoren), eventueel in combinatie met zwakte van de dorsaalflexoren en/of plantairflexoren) maar *zonder* bewegingsbeperkingen op knieniveau, dan zal het gangbeeld (in LR en Mst) vooral gekenmerkt worden door *knie(hyper)extensie*, in combinatie met een verlengd hielcontact voor optimale ondersteuning van de voet. De afwikkelfuncties zullen ook afwijkend zijn. In de zwaai fase (lsw en Msw) zal overmatige plantairflexie optreden met compensatoire knie- en heupflexie en secundair een verminderde stapgrootte.



Compensatiestrategie 2: *persisterend voorvoetcontact*

Wanneer er sprake is van zwakte van knie-extensoren (en knieflexoren) *met* bewegingsbeperkingen op knieniveau (i.e. met een knie-extensiebeperking), dan zal, mits er voldoende kracht is in de kuitspieren of er sprake is van een forse dorsaalflexiebeperking, het gangbeeld in LR en Mst gekenmerkt worden door een *persisterend voorvoetcontact*. Namelijk, knie(hyper)extensie als compensatie voor zwakte van de M quadriceps kan nu niet meer gemaakt worden, en de eerste strategie van keus voor behoud van stabiliteit zal nu actieve plantairflexie zijn om daarmee een knie-extenderend moment te creëren.



Compensatiestrategie 3: *romp-anteflexie*

Indien er sprake is van zwakte van knie-extensoren (en knieflexoren) met gecombineerde zwakte van de dorsaal- en plantairflexoren én met bewegingsbeperkingen op knieniveau (i.e. met een knie-extensiebeperking), dan zal gekozen worden voor *romp-anteflexie met voorwaartse bekkenkanteling* als compensatiestrategie (voldoende kracht van de heupextensoren is hierbij wel een randvoorwaarde). Namelijk, een persisterend voorvoetcontact kan door de zwakte van de kuitspier nu niet meer mogelijk zijn (tenzij er sprake zou zijn van een dorsaalflexiebeperking) en de eerstvolgende compensatiestrategie is dan romp-anteflexie.



5. Oorzaken op enkel- knie- heupniveau

i) Spierzwakte

a. Zwakte rondom de enkel, knie en heup

Compensaties 4 en 5: *exorotatie vanuit de heup en ondersteuning van het bovenbeen met de hand*

Tot slot, als quadricepszwakte niet goed gecompenseerd kan worden met de heupextensoren (romp-anteflexie) en plantairflexoren (persisterend voorvoetcontact), dan zijn afsteuning met de hand op het bovenbeen of exorotatie vanuit de heup de enige strategieën die nog voorhanden zijn om het lopen mogelijk te maken. Exorotatie heeft als bijkomend voordeel dat het interne heupabductiemoment enigszins wordt verkleind, wat gunstig is bij heupabductiezwakte.

3.6 ZORGVRAAG FORMULEREN

Nadat alle stappen in het diagnostische proces doorlopen zijn, kan de uiteindelijke zorgvraag worden geformuleerd. De zorgvraag dient duidelijke informatie te geven over de aandoening van de patiënt, de functioneringsproblemen en factoren die op het functioneren van invloed zijn.

Het formuleren van de zorgvraag kan gezien worden als het geven van een korte samenvatting (zie bijlage VI), waarin o.a. gebruikersgegevens, de klinische conditie, motivatie, het beoogde gebruik en de behandeldoelen beschreven zijn (hieronder toegelicht).^{23 (50)}

Cliëntgegevens (persoonlijke factoren en omgevingsfactoren)

Met betrekking tot de gebruikersgegevens dienen de persoonlijke factoren, zoals leeftijd, geslacht, lichaamslengte, beenlengte en gewicht vastgelegd te worden. Beschrijf verder de persoonlijke factoren en, voor zover relevant, de omgevingsfactoren.

Klinische conditie en functioneringsproblemen

Medische diagnose

Beschrijf de klinische conditie (i.e. de medische diagnose) met behulp van de ICD-10. Beschrijf of deze stabiel of veranderend is; benoem de aangedane segment(en) van het skelet of gewricht(en) en benoem de aanwezigheid van pijn of gevoeligheden.

Gevolgen medische diagnose

Geef een korte beschrijving van de relevante stoornissen in functies en/of anatomische eigenschappen.

Beschrijf de beperkingen en participatieproblemen van de patiënt welke het gevolg zijn van de klinische conditie en resterende stoornissen. Beschrijf hierbij ook het huidige mobiliteitsniveau aan de hand van de K-levels en de zelfgerapporteerde loopafstand.

Hulpvraag

Benoem de hulpvraag van de patiënt. Hulpvragen kunnen zijn:

1. Pijn tijdens staan en/of lopen
2. Instabiliteit tijdens staan en/of lopen
3. Struikelen/vallen
4. Loopafstand/loopduur/snelheid verminderd
5. Vermoeidheid tijdens lopen
6. Inadequate huidige voorziening binnen/buiten

²³ De beschrijvingen van deze onderdelen zijn met toestemming overgenomen uit: Bougie THM. Nederlandstalige termen voor het beschrijven van de gebruiker van een orthese, klinische behandeldoelen en functies van een orthese (afgeleid van de ISO 8551), 2008. (50) De volledige tekst is te vinden op www.BRT-advies.nl.

Motivatie en beoogd gebruik

Geef een klinische indruk van de motivatie en het beoogde gebruik van de orthese (i.e. de gewenste activiteiten en participaties en randvoorwaarden) gezien vanuit de gebruiker (*human related intended use*). Motivatie en beoogd gebruik hebben een waarneembaar effect op het hulpmiddelenproces. Beide factoren werken op elkaar in, en worden beïnvloed door de klinische condities, persoonlijkheid, en fysieke, sociale en culturele omgeving van de persoon.

Klinische behandeldoelen

Benoem tot slot de klinische behandeldoelen. Klinische handeldoelen kunnen zijn:

- Staan ondersteunen/verbeteren, incl. stabalans
- Lopen ondersteunen/verbeteren (binnenshuis/buiteshuis)
- Struikelen/vallen verminderen
- Pijn verminderen
- Loopsnelheid vergroten
- Actieradius vergroten
- Vermoeidheid tijdens lopen verminderen

Randvoorwaarden (i.e. activiteiten die niet mogen worden belemmerd) kunnen zijn:

- Lopen op oneffen terrein
- Traplopen
- Fietsen
- Zitten
- Autorijden
- Dragen van confectieschoenen
- Zelf orthese kunnen aan/uittrekken
- Zelf kleding kunnen aan/uittrekken

REFERENTIES

1. Meer J van der, van 't Laar A. Anamnese en lichamelijk onderzoek. Elsevier gezondheidszorg, Maarssen, Nederland; 2001.
2. Brehm MA, Bus S, Harlaar J, Nollet F. A candidate core set of outcome measures based on the International Classification of Functioning, Disability and Health for clinical studies on lower limb orthoses. *Prosthet Orthot Int.* 2011 Sep
3. Mink AJF, ter Veer HJ, Vorselaars JAC. Extremiteten, functieonderzoek en manuele therapie. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten, Nederland, 1990.
4. Winkel D, Fisher S, Vroege C. Weke dele aandoeningen van het bewegingsapparaat. Deel 2, Diagnostiek. Bohn, Scheltema & Holkema, Utrecht, Nederland, 1984.
5. Bougie THM. Nederlandstalige termen voor het beschrijven van de gebruiker van een orthese, klinische behandeldoelen en functies van een orthese (afgeleid van de ISO 8551), 2008.
6. Kelley C, DiBello TV. Orthotic Assessment for Individuals With Postpolio Syndrome: A Classification System. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 2007; 19(4): 109-113.
7. Waring WP, Maynard F, Grady W, et al. Influence of appropriate lower extremity orthotic management on ambulation, pain, and fatigue in a postpolio population. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70: 371-375.
8. Bickerstaffe A, Beelen A, Nollet F. Circumstances and consequences of falls in polio survivors. *J Rehabil Med.* 2010 Nov; 42(10): 908-915.
9. Silver JK, Aiello DD. Polio survivors: falls and subsequent injuries. *Am J Phys Med Rehabil.* 2002; 81(8): 567-570.
10. Lord SR, Allen GM, Williams P, Gandevia SC. Risk of falling: predictors based on reduced strength in persons previously affected by polio. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(6): 757-763.
11. Harvey WF, Yang M, Cooke TD, Segal NA, Lane N, Lewis CE, Felson DT. Association of leg-length inequality with knee osteoarthritis: a cohort study. *Ann Intern Med.* 2010 Mar 2; 152(5):287-95.
12. Brehm MA, Nollet F, Harlaar J. The energy demands of walking in individuals with postpoliomyelitis syndrome: relationship with muscle strength and reproducibility. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 136-140.
13. Nollet F, Beelen A, Sargeant AJ, de Visser M, Lankhorst GJ. Submaximal exercise capacity and maximal power output in polio patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1678-85.
14. Luna-Reyes OB, Reyes TM, Florian ML, et al. Energy cost of ambulation in healthy and disabled Filipino children. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 946-49.
15. Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CAM, Harlaar J, Nollet F. The effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. *J Rehabil Med* 2007; 39: 651-657.
16. Siebrecht MAN, van Schie CHM, Beelen A, Otterman N, Noppe C, Nollet F. The effect of an ankle-foot orthosis with dorsiflexion-stop on walking in former polio patients with weak plantar flexors. *Proc. 12th World Congress ISPO.* 2007.
17. Murali L. Advances in Lower Extremity Prosthetics. *Proceedings of the IAPMR Conference 2001.* IJPMR 2001; 12: 35-38.
18. Rommers GM, Ryall NH, Kap A, de Laat F, van der Linde H. The mobility scale for lower limb amputees: The SIGAM/WAP Mobility Scale. *Disability and Rehabilitation*, 2008; 30(15): 1106 – 1115.
19. Becher J, Doorenbosch CAM, Folmer K, Scholtes VAB, Voorman J, Wolterbeek N. Handleiding lichamelijk onderzoek bij kinderen en volwassenen met CMP, VUmc Revalidatie Amsterdam, versie 1.2, 2007.
20. American Orthopaedic Association. Manual of orthopaedic surgery. Ed. Brown T, USA, 1979.
21. Walsh M. Clinical assessment. Syllabus ESMAC gait course, 2007.
22. Nederhand MJ, Buurke JH, Nene A. Klinische testen bij gangbeeldanalyse, Cursus bewegingsanalyse bij CVA patiënten, Roessingh, Research and Development, Enschede 2010.
23. The Guarantors of Brain 2000. Aids to the examination of the peripheral nervous system. Elsevier Saunders, China, 2008.
24. Boumans MTA, van Ooy A. Het onderzoek van de onderste extremiteiten. Mediview/O.I.G Universiteit Maastricht, Nederland, 2005.
25. Wolf AN de, Mens JMA. Onderzoek van het bewegingsapparaat. Fysische diagnostiek in de algemene praktijk. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten, Nederland, 2001.
26. Postema K, Toornenda JLA, Zilvold G, Schaars AH. Orthopedisch maatschoeisel in de medische praktijk. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten, Nederland, 1991.
27. Caves EF, Roberts SM. A method of measuring and recording joint position. *J Bone & Joint surgery* 1936; 18(2): 455-66.
28. Kendall FP & Kendall Mc Creary E. Spieren. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten, Nederland, 2000.
29. Hislop HJ. Daniel's and Worthingham's muscle testing: techniques of manual examination, 2002.
30. Ploeg RJO van der, Oosterhuis HJGH. Het onderzoek van spierkracht in de klinische praktijk. *Ned Tijdschr Geneesk* 1995; 139(40): 2028-32.
31. Beasley WC Quantitative muscle testing: principles and applications to research and clinical service. *Arch Phys Med Rehabil* 1961; 42: 398-425.
32. Oosterhuis HJGH. Klinische neurologie. Bohn Stafleu Van Loghum, Houten/Diegem, Nederland, 2000.
33. <http://www.asia-spinalinjury.org>
34. Harlaar J, Lankhorst GJ. Impairment assessment in rehabilitation medicine: the potential role of technology to assist clinical decision-making. *Disabil Rehabil.* 1998; 20(1): 29-32.
35. Harlaar J. Syllabus "Inleiding klinische gangbeeld analyse", 2008.
36. Kirtley C. Clinical gait analysis, theory and practice. Elsevier Churchill Livingstone, China, 2006.
37. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. SLACK Inc, Thorofare, 1992.
38. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait and Posture* 1999; 207-231
39. Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN, Wyatt MP. The development of mature walking. JB Lippincott, Philadelphia, 1988.
40. Winter DA. Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and rehabilitation protocols. *Physiotherapy Canada* 1985; 37: 245-252.
41. Neptune RR, Kautz, SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support forward progression and swing initiation during normal walking. *J Biomechanics* 2001; 34: 1387-1398.

42. Gracovetsky SA, Iacono S. Energy transfers in the spinal engine. *J Biomed Eng* 1987; 9(2): 99-114.
43. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng* 1983; 105(2): 136-144.
44. Harlaar J, Lankhorst GJ, Becher JG, Hautus EH, Kleissen RFM. Klinische bewegingsanalyse met multimediatechnieken. *Ned Tijdschr Geneesk* 1998; 142(21): 1196-1202.
45. Read HS, Hazlewood ME, Hillman SJ, Prescott RJ, Robb JE. Edinburgh Visual Gait Score for use in cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 2003; 23: 296-301.
46. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, Crenna P, Leardini A. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & Posture* 2008; 28(2): 207-16.
47. Zatsiorsky VM. Kinematics of human motion. Human kinetics, Champaign, 1998.
48. SENIAM 8. European Recommendations for Surface Electromyography. Roessingh Research and Development 1999 (www.seniam.org).
49. Perry JP, Clarke D. Biomechanical abnormalities of post-polio patients and the implications for orthotic management. *Neurorehabil* 1997; 8: 119-138.
50. Bougie THM. Nederlandstalige termen voor het beschrijven van de gebruiker van een orthese, klinische behandeldoelen en functies van een orthese (afgeleid van de ISO 8551), 2008.

HOOFDSTUK 4

Zorgplan maken

4.1 PRINCIPES VAN BEENORTHESEN²⁴

Na het formuleren van de zorgvraag volgt stap 3 in de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg; het maken van het zorgplan. In deze stap wordt de koppeling gemaakt tussen het gewenste niveau van functioneren en het beoogd gebruik van de orthese. Dit begint met de indicatiestelling; d.w.z. met het bepalen of een orthesevoorziening de aangewezen behandelinterventie is voor de functioneringsproblemen (stoornissen, beperkingen en participatieproblemen) en de hulpvraag van de patiënt.

4.1.1. Indicaties voor beenorthesen

Stoornissen in spierfunctie (i.e. *blijvende zwakte of verlammingen van de beenspieren*), degeneratie van gewrichten en/of spierpijn veroorzaakt door overbelasting kunnen aanleiding geven tot beperkingen in de loopvaardigheid. Een indicatie voor een orthesevoorziening is hierbij aan de orde wanneer er sprake is van ⁽²⁾:

1. problemen met staan en/of lopen, zoals *knieflexie instabiliteit, struikelen, (angst om te) vallen, en een verminderde loopsnelheid, loopduur en/of loopefficiëntie*. ⁽³⁻¹⁰⁾
2. gewrichtsklachten (*pijn*) door jarenlange overbelasting, vaak met standsafwijkingen ^(3, 4, 11)

Indicaties betreffen niet: de aandoening als zodanig (zonder probleemervaring), standsafwijkingen en bewegingsbeperkingen als zodanig (zonder probleemervaring), of cosmetiek. Namelijk, zonder aan probleemervaring zal een orthesevoorziening geen nut opleveren voor de patiënt maar slechts hinderen en daarom doorgaans ongebruikt blijven.

Hoewel voor bovengenoemde indicaties een orthese het staan en lopen aanzienlijk kan verbeteren, zal een orthese onvermijdelijk ook negatieve effecten hebben op het dagelijks functioneren van de patiënt, o.a. bij het maken van transfers en bij het zitten, traplopen, fietsen en autorijden. Bovendien, zal een orthese cosmetische implicaties hebben en/of bijkomend ongemak kunnen veroorzaken. Dergelijke consequenties moeten van tevoren met de patiënt worden doorgesproken. De meest succesvolle resultaten worden bereikt bij gemotiveerde patiënten met serieuze problemen (zoals instabiliteit, struikelen en vallen, welke veilige ambulante hinderen), die regelmatig lopen en die in staat zijn om hun looppatroon aan te passen aan het gebruik van de orthese. ⁽²⁾

Wanneer duidelijk is dat een orthese geïndiceerd is, kan vervolgens het zorgplan worden gemaakt. Het maken van het zorgplan betreft feitelijk het bepalen van de oplossingsrichting, met een globale definitie van de *functies* en *randvoorwaarden* waaraan de orthese moet voldoen. Deze functies en randvoorwaarden worden hieronder toegelicht. Eerst wordt een definitie van het begrip beenorthese gegeven.

²⁴ De tekst in deze paragraaf is voor een deel overgenomen uit de syllabus "Orthesiologie onderste extremiteit bij een slappe parese" (versie 2009), geschreven door F. Nollet en K. Noppe. ⁽¹⁾

4.1.2 Definitie van het begrip beenorthese

Een (*been*)orthese is een uitwendig aangebracht hulpmiddel dat wordt aangewend om de anatomische eigenschappen en functies van het bewegingssysteem te wijzigen. ⁽¹²⁾ Hierbij kan onderscheid gemaakt worden tussen *geprefabriceerde orthesen* en *naar maat gemaakte orthesen*. Een geprefabriceerde orthese wordt omschreven als “een hulpmiddel dat is ontworpen om te voldoen aan bepaalde functionele vereisten en normaliter verkrijgbaar is in een serie met standaard maten en uitvoeringsvormen”. ⁽¹³⁾ Een naar maat gemaakte orthese is gedefinieerd als “een hulpmiddel dat ontworpen en gemaakt is om te voldoen aan de functionele vereisten van een individuele gebruiker op basis van gegevens zoals maatneming, gispmodellen, afdrukken en afbeeldingen”. ⁽¹³⁾

Dit handboek richt zich specifiek op het verstrekken van naar maat gemaakte orthesen. Wel worden geprefabriceerde orthesen besproken, zij het veel minder uitgebreid. Uitgaande van de codes van de nationale hulpmiddelen classificatie Cliq, zullen de volgende typen beenorthesen met bijbehorende Cliq coderingen behandeld worden:

- 06.12.06, enkel-voet orthesen (EVOs): orthesen die het enkelgewricht en de gehele of een deel van de voet omsluiten.
- 06.12.09, knie orthesen (KOs): orthesen die het kniegewricht omsluiten.
- 06.12.12, knie-enkel-voet orthesen (KEVOs): orthesen die het kniegewricht, enkelgewricht en de voet omsluiten.

4.1.3 Functies van beenorthesen

De functies van bovengenoemde orthesen kunnen nader worden beschreven naar een meer specifieke lichaamsfunctie en anatomische eigenschap (het beoogd gebruik van een orthese). Conform de ISO-norm ISO 13404 ⁽¹³⁾ kunnen deze functies als volgt worden ingedeeld:

1. M.b.t de stand van een gewricht, met de bedoeling het gewricht te stabiliseren voor belasting:
 - het voorkomen van standafwijkingen van een gewricht
 - het corrigeren van standafwijkingen van een gewricht
 - het accepteren van standafwijkingen van een gewricht
2. Met betrekking tot de beweging van een gewricht, met de bedoeling de beweeglijkheid van het gewricht te benutten binnen toelaatbare grenzen; i.e. controleren; handhaven:
 - het verminderen van de bewegingsuitslag(en) van een gewricht
 - het vergroten van de bewegingsuitslag(en) van een gewricht
3. Met betrekking tot het veranderen van de afmetingen van een segment
 - het verlengen van een segment
 - het verbeteren van de vorm van een segment

4. Met betrekking tot uitgeoefende spierkrachten op een gewricht, met de bedoeling het gewricht te bewegen en te belasten:
 - het compenseren van te geringe spierwerking
 - het beheersbaar maken van overmatige spierwerking
5. Met betrekking tot de belasting op gewrichten en omliggende weke delen, met de bedoeling het gewricht te laten bewegen maar de externe belasting erop te beperken
 - Het ontlasten en herverdelen van belasting op weefsel/structuur

Wanneer deze functies van beenorthesen vervolgens gekoppeld worden aan de typen beenorthesen (in overeenstemming met het functiegericht omschrijven), dan gelden bijvoorbeeld voor de enkel-voet orthese (EVO) de volgende Cliq coderingen:

- 06.12.06.03: EVO t.b.v. het voorkomen van standsafwijkingen
- 06.12.06.06: EVO t.b.v. het verminderen van standsafwijkingen
- 06.12.06.09: EVO t.b.v. het accepteren van standsafwijkingen
- 06.12.06.12: EVO t.b.v. het verminderen van bewegingsuitslag(en) in gewricht(en)
- 06.12.06.15: EVO t.b.v. het vergroten van bewegingsuitslag(en) in gewricht(en)
- 06.12.06.18: EVO t.b.v. het verlengen van een segment
- 06.12.06.21: EVO t.b.v. het verbeteren van de vorm van een segment
- 06.12.06.24: EVO t.b.v. het compenseren van te geringe spierwerking
- 06.12.06.27: EVO t.b.v. het beheersbaar maken van overmatige spierwerking
- 06.12.06.30: EVO t.b.v. het ontlasten en herverdelen van belasting op weefsels

4.1.4 Randvoorwaarden voor beenorthesen

Naast functies van beenorthesen gelden er ook een aantal randvoorwaarden, zoals:

- Het handhaven/controleren van de voorwaartse verplaatsingsmogelijkheid van het lichaam.
- Het handhaven van passieve of actieve stabiliteit rondom gewrichten die in de orthese niet gestabiliseerd worden.
- Het handhaven/controleren/ondersteunen/vergroten/creëren van afwikkeling over de hiel, enkel en/of voorvoet.
- Het toelaten van knieflexie in de zwaai fase.
- Het controleren van positieafhankelijke standsafwijkingen.
- Het vermijden van vergrote gewrichtsmomenten rondom de heup en/of knie.
- Het voorkomen van pijnklachten

4.2 ORTHESE ZORGPLAN PER INDICATIEGEBIED

Op basis van bovengenoemde principes van beenorthesen kan, door de koppeling te maken met de hulpvraag en de functioneringsproblemen van de patiënt (H3), het orthese zorgplan worden opgesteld. Uitgaande van de geformuleerde kaders in de Regeling Zorgverzekeringen dient dit orthese zorgplan functiegericht omschreven te worden. ^(14,15) In deze paragraaf zijn voor diverse indicatiegebieden de orthesezorgplannen uitgewerkt, waarbij (idem als in H3) de aandacht vooral uitgaat naar spierzwakte als onderliggende oorzaak en er een opbouw wordt gevolgd van distaal (spierzwakte op enkelniveau) naar proximaal en van enkelvoudige problematiek (spierzwakte op één niveau) naar meervoudige problematiek (spierzwakte op meerdere niveaus, eventueel in combinatie met standsafwijkingen en/of bewegingsbeperkingen). De beschrijvingen van deze zorgplannen zijn gebaseerd op wetenschappelijke studies (evidence-based) en op de klinische ervaring van de betrokken disciplines (consensus-based). Omdat de evidentie uit wetenschappelijke studies echter beperkt is in omvang, zijn de beschrijvingen in belangrijke mate gebaseerd zijn op consensus tussen de bij de verstrekking van orthesen betrokken disciplines (revalidatieartsen, orthopedisch instrumentmakers, bewegingswetenschappers, gebruikers, beleidsmakers en zorgverzekeraars). Op de volgende pagina zijn per indicatiegebied de geformuleerde orthese zorgplannen uitgewerkt. In het zorgplanformulier kunnen deze gegevens worden genoteerd (bijlage IV).

4.2.1. Orthese zorgplan bij indicaties op enkelniveau

Orthese zorgplan bij geïsoleerde zwakte van de dorsaalflexoren

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: Voorvoetcontact of middenvoetcontact
- LR: Versnelde of afwezige plantairflexiebeweging (= 1^e rocker)
- Mst: Gb
- Tst: Gb
- Psw: Normale tot overmatige plantairflexie
- lsw: Overmatige plantairflexie (en dus verminderde voetklaring) en toegenomen knie- en heupflexie (*compensatie*)
- lsw: Overmatige plantairflexie (en dus verminderde voetklaring) en toegenomen knie- en heupflexie (*compensatie*)
- Tsw: Gb

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het verminderen van overmatige plantairflexie in de enkel, waardoor er voetklaring in de zwaai fase wordt gecreëerd.
2. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie (1^e rocker) in LR.

Randvoorwaarden:

- a. Het handhaven van dorsaalflexie (2^e rocker) in Mst /Tst.
 - b. Het voorkomen van een te groot knieflexiemoment in LR.
 - c. Het handhaven van plantairflexie (de 3^e rocker) in Psw.
-

Orthese zorgplan bij geïsoleerde zwakte van de plantairflexoren

Te verwachten gangbeeldafwijkingen bij matig krachtsverlies (MRC 3-4) zonder spierverslapping

IC: Toegenomen dorsaalflexie bij hielcontact

LR: Toegenomen plantairflexiebeweging

Mst/Tst: Verminderde tot afwezige dorsaalflexie (Mst), verminderde-afwezige plantairflexie (Tst)

Psw: Verminderde plantairflexie en een verkorte contralaterale staplengte

Sw: Gb

Te verwachten afwijkingen bij ernstig krachtsverlies (MRC<3) en een passieve dorsaalflexie van 5-10°

IC: Toegenomen dorsaalflexie bij hielcontact

LR: Toegenomen plantairflexiebeweging

Mst/Tst: Toegenomen en/of versnelde dorsaalflexie, resulterend in persisterende knieflexie

Psw: Verminderde of afwezige plantairflexie en dus een inactieve of afwezige afzet

Sw: Gb

Oplossingsrichting bij matig krachtsverlies

Bij matig krachtsverlies ontstaat een indicatie voor een orthese wanneer het voorwaarts verplaatsen van de GRK wordt vermeden (mits gepaard gaand met klachten), zichtbaar als een verkorte contralaterale staplengte en een abrupte gewrichtsoverbrenging. In dit geval dient de orthese te voldoen aan de volgende functies en randvoorwaarden:

Functies:

1. Het verminderen van overmatige dorsaalflexie in de enkel, waardoor in de standfase voorwaartse verplaatsing van de GRK over de voet mogelijk wordt gemaakt.
2. Overweging bij K-level 3 en 4 lopers: creëren/vergroten van plantairflexie in Psw ter bevordering van voetklaring.

Randvoorwaarden:

- a. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR
- b. Het voorkomen van een te groot knie-extensie moment in Mst/Tst

Oplossingsrichting bij ernstig krachtsverlies

Bij ernstig krachtverlies is een orthese geïndiceerd wanneer tijdens de standfase de tibia te snel of te veel naar voren wordt gebracht en dit resulteert in een te sterke en persisterende knieflexie. Dit kan leiden tot een verminderde loopefficiëntie en overbelastingsklachten van de M quadriceps. In dit geval dient de orthese te voldoen aan de volgende functies en randvoorwaarden:

Functies:

1. Het compenseren van verminderde spierwerking van de plantairflexoren, waardoor overmatige knieflexie in de standfase wordt verminderd en er kniestabiliteit wordt gecreëerd.
 - a. Overweging bij K-level 3 en 4 lopers: creëren/vergroten van plantairflexie in Psw.

Randvoorwaarden:

- b. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR
 - c. Het voorkomen van een te groot knie-extensie moment in Mst/Tst
-

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

IC: Voorvoetcontact of middenvoetcontact

LR: Versnelde of afwezige plantairflexiebeweging

Mst/Tst: Verminderde tot afwezige dorsaalflexie (Mst), verminderde-afwezige plantairflexie (Tst)

Mst/Tst: Toegenomen en/of versnelde dorsaalflexie, resulterend in persisterende knieflexie

Psw: Normale tot overmatige plantairflexie

I/Msw: Overmatige plantairflexie en toegenomen heupflexie

Tsw: Gb

Oplossingsrichting

Functies:

- 1a MRC 3-4: het verminderen van overmatige dorsaalflexie in het enkelgewricht, waardoor in de standfase voorwaartse verplaatsing van de GRK over de voet mogelijk wordt maken.
- 1b MRC < 3: het compenseren van verminderde spierwerking van de plantairflexoren, waardoor overmatige knieflexie in stand wordt verminderd en er kniestabiliteit wordt gecreëerd.
2. Het verminderen van overmatige plantairflexie in de enkel, waardoor er voetklaring in de zwaai fase wordt gecreëerd.
3. Het gecontroleerd toelaten van de afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR.
4. Overweeg om bij K-level 3 en 4 lopers plantairflexie in Psw te creëren, dan wel te vergroten.

Randvoorwaarden:

- a. Het voorkomen van een te groot knieflexiemoment in LR en knie-extensiemoment in Mst/Tst.

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: Voorvoetcontact (spitsvoet)
LR: Voorvoetbelasting of middenvoetbelasting met posterior tibiaverplaatsing en (*secundair*) hyperextensie van de knie
Mst: Afwezige dorsaalflexie met (*compensatoir*) vervroegde heffing van de hiel of romp-anteflexie.
Tst: Afwezige dorsaalflexie
Psw: Afwezige plantairflexie
I/Msw: Overmatige plantairflexie (en dus afwezige voetklaring) en toegenomen knie- en heupflexie
Tsw: Overmatige plantairflexie (en dus afwezige voetklaring)

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het verminderen/accepteren van overmatige plantairflexie in de enkel (spitsvoet), waardoor er voetklaring in de zwaafase wordt gecreëerd.

Randvoorwaarden:

- a. Het ondersteunen van de afwikkeling over de dorsaalflexiebeperking in LR
 - b. Het voorkomen van een te groot knie-extensie moment in Mst/Tst
 - c. Het toelaten van plantairflexie in Psw.
-

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: Toegenomen dorsaalflexie bij hielcontact (hakvoet)
LR: Middenvoetbelasting met toegenomen knie (+ heup)flexie
M/Tst: Middenvoetcontact (toenemend) met knie (+ heup)flexie en een vergrote 2^e rocker
Psw: Verminderde of afwezige 3^e rocker
Isw: (Toegenomen) dorsaalflexie
Msw: Persisterende dorsaalflexie
Tsw: Persisterende dorsaalflexie

Te verwachten gangbeeldafwijkingen bij gecombineerde zwakte van de plantairflexoren

- IC: Toegenomen dorsaalflexie bij hielcontact (hakvoet)
LR: Hielbelasting met uitblijvende knie flexie
M/Tst: Hielbelasting en afwezige plantairflexie
Psw: Verminderde of afwezige 3^e rocker
Sw: Afwezige of verminderde knieflexie

Oplossingsrichting

Orthese functies:

1. Het verminderen/accepteren van overmatige dorsaalflexie in de enkel (tot zover de plantairflexiebeperking het toelaat), waardoor knieflexie in de standfase wordt verminderd en er kniestabiliteit wordt gecreëerd.
2. Het creëren van plantairflexie in Psw.
3. Het herverdelen van belasting onder de gehele voet.
4. Het ophogen van de orthese onder de voorvoet als verdere plantairflexie niet mogelijk is, om een verticale stand van het onderbeen in Mst te verkrijgen

Randvoorwaarden:

- a. Het voorkomen van positieafhankelijke standsafwijkingen
- b. Het ondersteunen/mogelijk maken van een volledig voetcontact in Mst; i.e. het accepteren van de hakvoet.

Oplossingsrichting

Orthese functies:

1. Indien er standafwijkingen zijn op het niveau van de voet, dan dienen niet-redresseerbare afwijkingen geaccepteerd te worden in de orthese en redresseerbare afwijkingen dienen te worden gecorrigeerd.
 2. Het voorkomen van pijnklachten
-

4.2.2. Het orthese zorgplan bij indicaties op knieniveau

Orthese zorgplan bij zwakte van de knie-extensoren

Te verwachten gangbeeldafwijkingen:

- IC: Gb (*soms kan er sprake zijn van voorvoetsteun als compensatie*)
- LR: Uitblijven van knieflexie, vaak met romp-anteflexie en een voorvoet of middenvoetbelasting
- Mst: Volledige knie-extensie of knie-hyperextensie
- Tst: Gb
- Psw/Msw Gb
- Tsw: Volledige knie-extensie. Mogelijk compensatoir retractie van de heup

Oplossingsrichting

Functies:

- 1a Het compenseren van een verminderde spierwerking van de knie-extensoren, waardoor overmatige knieflexie in de standfase wordt verminderd en er kniestabiliteit wordt gecreëerd
- 1b Het verminderen van knie(hyper)extensie in de standfase, teneinde overbelasting van de posterior ligamenten (pijn) te verminderen of voorkomen.

Randvoorwaarden:

- a. Het handhaven van knieflexie in de zwaafase.
 - b. Het voorkomen van een vergroot knieflexiemoment in LR door plantairflexie toe te staan.
 - c. Het handhaven van dorsaalflexie in Mst /Tst.
 - d. Het handhaven van plantairflexie in Psw.
-

Te verwachten gangbeeldafwijkingen:

- IC: Gb (*soms kan er sprake zijn van een voorvoetcontact als compensatie*)
- LR: Uitblijven van knieflexie, vaak met romp-anteflexie en een voorvoet of middenvoetbelasting
- Mst: Volledige knie-extensie of knie-hyperextensie
- Tst: Bij gastrocnemius zwakte: een versnelde 2^e rocker
- Psw: Gb
- Isw: Bij gastrocnemius zwakte: mogelijk verminderde knieflexie
- Msw: Bij gastrocnemius zwakte: mogelijk verminderde knieflexie
- Tsw: Bij hamstrings zwakte: verminderde afremming van knie-extensie

Oplossingsrichting

Functies:

- 1a Het compenseren van verminderde spierwerking van de knie-extensoren, waardoor overmatige knieflexie in de standfase wordt verminderd, en er kniestabiliteit wordt gecreëerd
- 1b verminderen van knie(hyper)extensie in de standfase, zodat overbelasting van de posterior ligamenten (pijn) wordt verminderd of voorkomen.
- 1c Het compenseren van verminderde spierwerking van de knie-extensoren en/of knieflexoren, zodat overbelasting (pijn) van de hamstring en M quadriceps wordt verminderd of voorkomen.
2. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR.

Randvoorwaarden:

- a. Het gecontroleerd toelaten van dorsaalflexie in Mst /Tst
- b. Het handhaven van plantairflexie in Psw

Te verwachten gangbeeldafwijkingen:

- IC: Voorvoetcontact of middenvoetcontact
- LR: Persisterende voorvoet of middenvoetbelasting + een afwezige 1^e rocker
- Mst: Persisterende voorvoet of middenvoetbelasting, vaak met romp-anteflexie en een vertraagde of verminderde 2^e rocker
- Tst: Vertraagde of verminderde 2^e rocker
- Psw: Gb
- lsw: Gb
- Msw: Gb
- Tsw: Verminderde knie-extensie met secundair een verminderde stapgrootte.

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het corrigeren/accepteren van overmatige knieflexie (tot zover de knie-extensie beperking het toelaat), zodat chronische overbelasting (pijn) wordt verminderd of voorkomen.

Randvoorwaarden:

- a. Het creëren van dorsaalflexie in Mst /Tst
 - b. Het handhaven van plantairflexie in Psw
-

Orthese zorgplan bij een genu recurvatum (hyperextensie van de knie)

Te verwachten gangbeeldafwijkingen:

IC: extensie van de knie

LR: knie-hyperextensie (vaak met romp-anteflexie) en een verlengd hielcontact

Mst/Tst: knie-hyperextensie (vaak met romp-anteflexie)

Sw: Gb

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het verminderen van knie(hyper)extensie in de standfase, teneinde stabiliteit te creëren en overbelasting van de posterior ligamenten en/of rug te verminderen of voorkomen.
2. Het ondersteunen van de afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR

Randvoorwaarden:

- a. Het handhaven van knieflexie in de zwaai fase
 - b. Het handhaven van dorsaalflexie in Mst /Tst
 - c. Het handhaven van plantairflexie in Psw
-

Orthese zorgplan bij een genu valgum of genu varum

Oplossingsrichting:

Indien er sprake is van standsafwijkingen op knieniveau, zoals een genu varum of valgum, dan dienen niet-redresseerbare afwijkingen te worden geaccepteerd en redresseerbare afwijkingen te worden gecorrigeerd. Pijn- en drukklachten dienen voorkomen te worden.

4.2.3. Het orthese zorgplan bij indicaties op enkel- knie en/of heupniveau

In geval van spierzwakte rondom de enkel en knie zijn de klachten en gangbeeldafwijkingen en dus ook het uiteindelijke zorgplan, afhankelijk van de specifieke uitval. In grote lijnen volgt dit uiteindelijke zorgplan de beschrijvingen die zijn gegeven bij geïsoleerde spierzwakte. Het startpunt hierbij is steeds te kijken in hoeverre instabiliteit rond de knie (door de uitval van de knie-extensoren) gecompenseerd kan worden op knieniveau (d.m.v. hyperextensie), dan wel op enkelniveau (d.m.v. een persisterend voorvoetcontact), heupniveau (d.m.v. romp-anteflexie of exorotatie vanuit de heup), of armniveau (ondersteuning van het bovenbeen met de hand).

Orthese zorgplan bij M tibialis-, M gastrocnemius/soleus- en M quadricepszwakte

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: voorvoetcontact- of middenvoetcontact
LR: knie-hyperextensie en een versnelde of afwezige 1^e rocker
Mst: knie-hyperextensie en een verminderde 2^e rocker
Tst: verminderde of afwezige 2^e rocker
Psw: afwezige 3^e rocker
lsw/Msw: overmatige plantairflexie en toegenomen knie- en heupflexie
Tsw: retractie van de heup

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het verminderen van knie(hyper)extensie in de standfase, teneinde stabiliteit te creëren en overbelasting van de posterior ligamenten te verminderen of voorkomen.
2. Het verminderen van overmatige plantairflexie in de enkel, waardoor er voetklaring in de zwaai fase wordt gecreëerd.
3. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR.
4. Het creëren/vergroten van plantairflexie in Psw.

Randvoorwaarden:

- a. Het handhaven van knieflexie in de zwaai fase

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: Voorvoetcontact
- LR: Persisterende voorvoetbelasting vaak met knieflexie en een afwezige 1^e rocker
- Mst: Persisterende voorvoetbelasting vaak met knieflexie en heupflexie en een afwezige 2^e rocker
- Tst: Knieflexie en een afwezige 2^e rocker
- Psw: Gb
- Isb: Gb
- Msb: Gb
- Tsb: Verminderde knie-extensie met (*secundair*) een verminderde stapgrootte. Mogelijk (*compensatoir*) retractie van de heup.

Oplossingsrichting

Functies:

1. Het corrigeren/accepteren van overmatige knieflexie (tot zover de knie-extensie beperking het toelaat), teneinde chronische overbelasting van de hamstrings en M quadriceps te voorkomen.
2. Indien er klachten zijn, het corrigeren van een compensatoir voorvoetcontact, teneinde kuitkramp te voorkomen.

Randvoorwaarden:

- a. Het toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR.
 - b. Het toelaten van dorsaalflexie in Mst /Tst
 - c. Het toelaten van plantairflexie in Psw
-

Te verwachten gangbeeldafwijkingen

- IC: Voorvoetcontact of middenvoetcontact
- LR: Romp-anteflexie en knieflexie en een versnelde of afwezige 1^e rocker
- Mst: Romp-anteflexie en knieflexie en een afwezige 2^e rocker
- Tst: Knieflexie en een verlate en vergrote 2^e rocker
- Psw: Afwezige 3^e rocker
- lsw/Msw: Overmatige plantairflexie en compensatoire knie- en heupflexie
- Tsw: Verminderde knie-extensie met secundair een verminderde stapgrootte

Oplossingsrichting

Functies:

1. Stabilisatie van het kniegewricht in de standfase door het corrigeren/accepteren van overmatige knieflexie (tot zover de knie-extensiebeperking het toelaat), teneinde chronische overbelasting van de hamstrings en M quadriceps te voorkomen en
 2. Stabilisatie in de standfase het corrigeren van compensatoire romp-anteflexie, teneinde rugpijn te voorkomen.
 3. Stabilisatie in de standfase door het verminderen van overmatige dorsaalflexie, teneinde overmatige knieflexie te voorkomen.
 4. Ondersteuning van de voetheffing in de zwaai fase door het verminderen van overmatige plantairflexie in de enkel.
 5. Het gecontroleerd toelaten van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie in LR.
 6. Het creëren/vergroten van plantairflexie in de fase van Psw.
-

Te verwachten gangbeeldafwijkingen:

- IC: Voorvoetcontact of middenvoetcontact
- LR: Verminderde heupflexie; een afwezige 1^e rocker en (*compensatoire*) romp-retroflexie
- Mst: Voorwaartse bekkenkanteling; toegenomen heupextensie; een afwezige 2^e rocker en (*compensatoire*) romp-retroflexie
- Tst: Voorwaartse bekkenkanteling; toegenomen heupextensie; en een afwezige 2^e rocker
- Psw: Voorwaartse bekkenkanteling; verminderde heupextensie en een afwezige 3^e rocker
- Isw: Overmatige plantairflexie; verminderde heup- en knieflexie en (*compensatoire*) circumductie
- Msw: Overmatige plantairflexie, verminderde heup- en knieflexie en (*compensatoire*) circumductie
- Tsw: Verminderde knie-extensie en (*secundair*) een verminderde stapgrootte

Oplossingsrichting:

Functies:

1. Stabilisatie in de standfase door het compenseren van een te geringe werking van de heupextensoren, teneinde verminderde heupextensie en compensatoire romp-retroflexie te voorkomen.
2. Stabilisatie in de standfase door het compenseren een te geringe werking van de knie-extensoren, teneinde overmatige knieflexie te voorkomen.
3. Stabilisatie in de standfase door het verminderen van overmatige dorsaalflexie, teneinde overmatige knieflexie te voorkomen.
4. Ondersteuning van de voetheffing in de zwaai fase door het verminderen van overmatige plantairflexie in de enkel.
5. Controleren/creëren van afwikkeling over de hiel naar plantairflexie (1^e rocker) in LR
6. Bij K-level 3 en 4 lopers: creëren/vergroten van plantairflexie (3^e rocker) in de fase van Psw

REFERENTIES

1. Nollet F, Noppe K. Syllabus "Orthesiologie onderste extremiteit bij een slappe parese", 2009
2. Nollet F, Noppe C. Orthosis for persons with postpolio syndrome. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk R (ed): AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. Mosby Elsevier, Philadelphia 2008; 4: 411-417
3. Kelley C, DiBello TV. Orthotic Assessment for Individuals With Postpolio Syndrome: A Classification System. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 2007; 19(4): 109-113.
4. Waring WP, Maynard F, Grady W, et al. Influence of appropriate lower extremity orthotic management on ambulation, pain, and fatigue in a postpolio population. *Arch Phys Med Rehabil* 1989; 70: 371-375.
5. Bickerstaffe A, Beelen A, Nollet F. Circumstances and consequences of falls in polio survivors. *J Rehabil Med*. 2010 Nov; 42(10): 908-915.
6. Silver JK, Aiello DD. Polio survivors: falls and subsequent injuries. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002; 81(8): 567-570.
7. Lord SR, Allen GM, Williams P, Gandevia SC. Risk of falling: predictors based on reduced strength in persons previously affected by polio. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002; 83(6): 757-763.
8. Luna-Reyes OB, Reyes TM, Florian ML, et al. Energy cost of ambulation in healthy and disabled Filipino children. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 946-949.
9. Nollet F, Beelen A, Sargeant AJ, de Visser M, Lankhorst GJ. Submaximal exercise capacity and maximal power output in polio patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1678-1685.
10. Brehm MA, Nollet F, Harlaar J. The energy demands of walking in individuals with postpoliomyelitis syndrome: relationship with muscle strength and reproducibility. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 136-140.
11. Harvey WF, Yang M, Cooke TD, Segal NA, Lane N, Lewis CE, Felson DT. Association of leg-length inequality with knee osteoarthritis: a cohort study. *Ann Intern Med*. 2010 Mar 2; 152(5): 287-295.
12. ISO 8549-1 Prosthetics and orthotics – Vocabulary – Part 1: general terms for external limb prostheses and external orthoses.
13. Bougie THM. Nederlandstalige termen voor beschrijving van orthesen en orthesecomponenten (afgeleid van de ISO 13404), 2008.
14. Visser ECM, Link AJ. Deelrapport Hulpmiddelenzorg 2008. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2008.
15. Link AJ, Visser ECM, de Wit JC. Rapport Beoordelingskader hulpmiddelenzorg. Diemen: College voor zorgverzekeringen, 2008.

HOOFDSTUK 5

Selecteren en vervaardigen van de orthese

5.1 INLEIDING

Het selecteren (*in geval van keuze voor geprefabriceerd*), dan wel het vervaardigen (*bij keuze voor naar maat gemaakt*) van een orthese is een complex proces (stap 5 in de Procesbeschrijving). Bij de afweging spelen verschillende aspecten een rol, zoals het achterhalen van stoornissen in lichaamsfuncties en anatomische eigenschappen, het bepalen welke stoornissen ten grondslag liggen aan afwijkingen in het looppatroon en het in kaart brengen van de hulpvraag en mogelijkheden en wensen van de patiënt (*de zorgvraag; H3*). Op basis van deze aspecten bepaald of een orthese geïndiceerd is, en zo ja, aan welke functies en randvoorwaarden de orthese moet voldoen (*het zorgplan H4*). Tot slot, dienen de technische capaciteiten van de orthese geformuleerd te worden, ofwel het programma van eisen (PvE), op basis waarvan de uiteindelijke orthese geselecteerd of vervaardigd kan worden (*de schoen wordt ook als een orthese beschouwd*). Op dit laatste onderwerp, het formuleren van het PvE en achtereenvolgens het selecteren/vervaardigen van de orthese richt Hoofdstuk 5 zich. Het hoofdstuk begint met een aantal inleidende onderwerpen, waarbij in paragraaf 5.2 een begrippenkader wordt aangereikt t.a.v. de classificatie van orthesecomponenten; in paragraaf 5.3 de werkingsprincipes van orthesen worden toegelicht; en paragraaf 5.4 ingaat op de biomechanische principes met betrekking tot het vervaardigen van orthesen.

5.2 CLASSIFICATIE VAN ORTHESECOMPONENTEN²⁵

Orthesen zijn opgebouwd uit de volgende componenten:

- a. interfacecomponenten;
- b. gewrichtscomponenten;
- c. dragende componenten (d.w.z. componenten voor de ortheseopbouw);
- d. cosmetische componenten (d.w.z. afwerkingscomponenten).

Opmerking: sommige componenten kunnen ingedeeld worden onder meer dan één functie, bijvoorbeeld gegoten kunststof schalen kunnen de functie hebben van interface, gewricht en dragende component.

5.2.1 Interface componenten

Interface componenten zijn de componenten die in direct contact staan met de drager van de orthese. De interface componenten brengen de krachten die het gevolg zijn van de werking van de orthese over naar de gebruiker, en dienen mogelijk ook om de orthese in de juiste positie houden. Tot de interface componenten behoren:

²⁵ De beschrijvingen van deze onderdelen zijn met toestemming overgenomen uit: Bougie THM. Nederlandstalige termen voor orthesen en orthesecomponenten (afgeleid van de ISO 13404(2:3)), 2010. (1) De volledige tekst is te vinden op www.BRT-advies.nl.

i) Schalen

Schalen omsluiten de lichaamssegmenten of delen daarvan. De schalen zijn volledig of geheel omsluitend (circulair), kunnen stijf of flexibel zijn en kunnen mogelijk geopend worden voor het aan- of uittrekken van de orthese. Open schalen kunnen worden gesloten met riempjes. Schalen leveren krachten loodrecht op het lichaamsoppervlak. Een schaal kan een vormaanpassing ondergaan om gewichtsdragend te worden.

Het proximale deel van de schaal wordt de “rand” (Engels: “brim”) genoemd.

Een stijve nauwe schaal wordt ook wel “koker” (Engels: “bands”) genoemd.

Een flexibele nauwe schaal wordt “manchet” of “kous”(Engels: “cuffs”) genoemd.

ii) Voeringen

Voeringen zijn de binnenbekleding van schalen. Zij oefenen een lokale kracht uit loodrecht op het oppervlak van het lichaamssegment of op een gewricht, en kunnen banden nodig hebben om dit effect te bewerkstelligen.

iii) Banden

Banden zijn gemaakt van stevige materialen, zoals staal of kunststof die de – vaak meer flexibele - bekleding ondersteunen; het gaat dus niet om sluitingen. Met betrekking tot de interface wordt meestal gekozen tussen banden of schalen. Banden oefenen een lokale kracht uit voornamelijk loodrecht op het lichaamssegment of op het gewricht.

iv) Voetzoolorthesen

De term “voetorthesen” is een verzamelterm voor inlegzolen, inlays, voetbedden, supplementen, bogen, kussentjes en cups om de verdeling van de belasting tussen schoen en voetzool te wijzigen.

v) Schoenen

Schoenen - zelfs al vormen ze geen integraal deel van de orthese – zijn essentieel voor de goede werking van de orthese. De schoen en orthese zullen gezamenlijk op elkaar afgestemd moeten zijn, omdat het geheel de biomechanische werkzaamheid bepaald.

5.2.2. Gewrichtscomponenten

Opmerking: gewrichtscomponenten laten de beweging toe in de anatomische gewrichten of geleiden deze beweging.

i) Soort gewrichtscomponenten

De gewrichtscomponenten worden ingedeeld op basis van het (de) anatomische gewricht(en), waarvan de component de beweging toestaat of geleidt. Deze gewrichten zijn:

- a. gewrichten van de wervelkolom;
- b. heupgewrichten;
- c. kniegewrichten;
- d. enkelgewrichten;
- e. voet/teengewrichten;
- f. schoudergewrichten;
- g. ellebooggewrichten;
- h. polsgewrichten;
- i. hand/vingergewrichten.

Opmerking: Een orthese kan meerdere gewrichten omsluiten.

ii) Toegestane bewegingen van gewrichtscomponenten

- a. flexie/extensie of dorsaalflexie/plantair flexie (rotatie in het sagittale vlak);
- b. abductie/adductie (rotatie in het frontale vlak);
- c. endo- en exorotatie (rotatie in het transversale vlak).

Opmerking: Geef van elk gewricht de toegestane bewegingen aan.

iii) Aard van de beweging van gewrichtscomponenten

- a. een scharnierende beweging tussen delen van het gewricht; en/of
- b. vervorming van een deel van het gewricht.

iv) Rotatieas van gewrichtscomponenten

- a. één-assig, waarbij er slechts één rotatieas die onafhankelijk is van de hoek, waarin de gewrichtscomponent zich bevindt; of
- b. méér-assig, waarbij de rotatieas verplaatst en afhankelijk is van de hoek, waarin de gewrichtscomponent zich bevindt.

v) Besturing van gewrichtscomponenten

- a. vaststelling van de gewrichtscomponent onder een bepaalde hoek, als volgt te bedienen:
 - handmatig vergrendelen en handmatig ontgrendelen;
 - automatisch (mechanisch) vergrendelen en handmatig ontgrendelen;
 - automatisch (elektronisch) vergrendelen en automatisch ontgrendelen.
- b. het verminderen van de bewegingsuitslag van de gewrichtscomponent
- c. het bekrachtigen of tegenwerken van beweging in de gewrichtscomponent.

Opmerkingen:

- Geef voor elke gewrichtscomponent per beweging de besturing;*
- Geef voor gewrichtscomponenten met vaststelling de bediening en de hoek(en) onder welke de component vergrendelt;*
- Geef voor gewrichtscomponenten die de bewegingsuitslag verminderen de toegestane beweging;*
- Geef voor gewrichtscomponenten die de beweging bekrachtigen of tegenwerken de richting waarin de beweging wordt ondersteund of tegengewerkt;*
- Geef aan of de eigenschappen in-, verstelbaar zijn of zich adaptief instellen.*

5.2.3 Dragende componenten (ortheseopbouw)

Dragende componenten van een orthese vormen de verbinding tussen de interface en de gewrichtscomponenten, en zorgen voor de integriteit en uitlijning van de orthese. De volgende opbouwen komen voor:

- a. stangen waarvan de positie aangeduid kan worden:
 - a.1. naar het anatomische segment waarlangs de stangen zijn aangelegd;
 - a.2. met een relatieve positie ten opzicht van het segment, zoals:
 - a.2.1. mediaal;
 - a.2.2. lateraal;
 - a.2.3. frontaal;
 - a.2.4. dorsaal.
 - a.3. en of de stangen in lengte verstelbaar zijn.
- b. Schalen (inclusief banden)

Geef de plaats aan van elke schaal door te verwijzen naar het anatomische segment dat ermee omsloten wordt.

Opmerking: De mechanische eigenschappen van de schalen kunnen gemanipuleerd/beïnvloed worden door toepassen van ribben of materiaalaanvullingen.

5.2.4 Cosmetische componenten (afwerkingscomponenten)

Cosmetische componenten worden gebruikt om vorm, kleur en oppervlaktestructuur aan de orthese toe te kennen. Tot de cosmetische componenten behoren:

- a. vullingen om tekortkomingen van wekedelen en huid te compenseren;
- b. bekledingen, afwerkklagen of kousen over de structurele en andere componenten om het uiterlijk van de orthese te verbeteren.

5.3 WERKINGSPRINCIPES EN EISEN AAN DE ORTHESE

5.3.1 Werkingsprincipes van de orthese

Werkingsprincipes kunnen als volgt ingedeeld worden (met voorbeelden):

1. In relatie tot de stand van gewricht(en), met de bedoeling het gewricht te stabiliseren voor belasting:
 - a. Het behouden van een neutrale stand bij belasting:
 - Bijv. dm.v. een rigide orthese zonder scharnier (arthrodesekekoker)
 - Bijv. dm.v. een flexibele orthese zonder scharnier met bewegingsbeperkingen
 - Bijv. d.m.v. een orthese met scharnier met stops
 - b. Het corrigeren/verminderen van een afwijkende stand bij belasting
 - Voorbeelden idem als bij a
 - c. Het behouden/stabiliseren van een afwijkende stand bij belasting
 - Voorbeelden idem als bij a
2. In relatie tot de beweging van gewricht(en), met de bedoeling de beweeglijkheid van het gewricht te benutten binnen toelaatbare grenzen; i.e. controleren; handhaven;
 - a. Het verkleinen van een beweging;
 - b. Het blokkeren van een beweging;
 - Bijv. dm.v. een rigide orthese zonder scharnier (arthrodesekekoker)
 - c. Het beperken van een beweging;
 - i. Het beperken van flexie
 - Bijv. d.m.v. een flexibele orthese zonder scharnier met beperkte vervorming
 - Bijv. d.m.v. een rigide orthese met een eenzijdige stop
 - ii. Het beperken van extensie
 - Bijv. d.m.v. een flexibele orthese zonder scharnier met beperkte vervorming
 - Bijv. d.m.v. een rigide orthese met een eenzijdige stop
 - iii. Het beperken van flexie en extensie
 - Bijv. d.m.v. een flexibele orthese zonder scharnier
 - Bijv. d.m.v. een rigide orthese met dubbelzijdige stops
3. In relatie tot uitgeoefende spierkrachten op gewricht(en), met de bedoeling het gewricht te bewegen en te belasten;
 - a. Het compenseren van verminderde spierkracht;
 - Bijv. d.m.v. een orthese met scharnier
 - Bijv. d.m.v. een orthese met scharnier met stop
 - Bijv. d.m.v. een orthese met geveerde scharnieren
 - b. Het compenseren van te grote spierkracht.

4. In relatie tot belasting op gewricht(en) en omliggende weke delen met de bedoeling het gewricht te laten bewegen maar de externe belasting erop te beperken;
 - a. Het ontlasten van een gewricht;
 - b. Het ontlasten van weke delen;
 - c. Het ontlasten van huid.
- a. *Stabiliseren*; door het geven van steun, bijv. d.m.v. een tuberzit in de orthese, of d.m.v. pre-tibiale steun bij een ventrale kap.
- b. *Controleren* van de voorwaartse verplaatsingssnelheid van het lichaamszwaartepunt door materiaalstijfheid en/of scharnierbegrenzingsen.

Opmerkingen:

-Het is van belang om de voorwaartse verplaatsingsmogelijkheid van het lichaamszwaartepunt zo veel mogelijk te handhaven door selectief en zo min mogelijk te immobiliseren. (Bijv. als een knievaststelling wordt toegepast, dan dient een enkelvaststelling het liefst vermeden te worden. Indien dit toch onvermijdelijk is, dan is een afwikkelvoorziening geïndiceerd).

-Het is van belang om positieafhankelijke deformiteiten te voorkomen. Dit kan bereikt worden door het aanbrengen van een begrenzing in de scharnieruitslag (Bijv. d.m.v. een scharnier met aanslag).

- Het is van belang de aanwezige stabiliteit rond gewrichten die niet gestabiliseerd worden in orthese te handhaven. Dit kan bereikt worden door het selectief of beperkt immobiliseren. (Bijv. door het toestaan van plantairflexie in een enkel-voet orthese tijdens de gewichtsacceptatiefase m.b.v. een enkelscharnier met een beperkte range of motion. Hiermee wordt bij een zwakke M quadriceps instabiliteit van de knie voorkomen, welke bij een rigide voorziening (bijvoorbeeld een artrodesekoker) wel ontstaat door het moment dat wordt uitgeoefend tijdens de beenbelasting. Het onderbeen wordt dan als het ware naar voren 'getrokken' bij het abrupt en versneld overgaan van hielcontact naar beenbelasting. Dit veroorzaakt (toename van) een flexiemoment rond de knie en geeft een afname van de kniestabiliteit).

5.3.2 Eisen aan het design de orthese

In het algemeen dient voldaan te worden aan de volgende eisen aan het design:

- De orthese dient licht in gewicht zijn om het additionele gewicht bij een paretisch been te beperken (zie 5.8.1 *Orthesen en materialen*).
- De orthese dient bij belasting vervorming van het been in de orthese tegen te gaan.
- De constructie van de orthese dient voldoende stijf en sterk te zijn om buiging en torsie te kunnen weerstaan (zie 5.8.1 *Orthesen en materialen*).

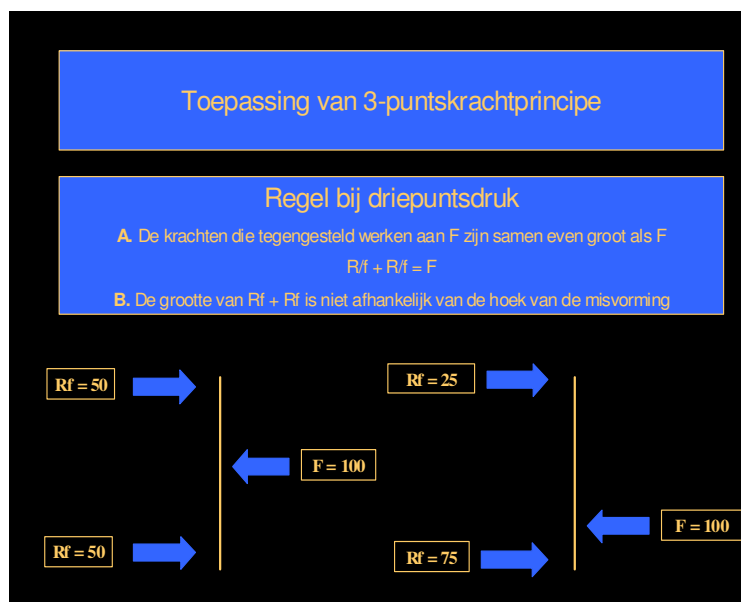
- De constructie van de orthese dient voldoende stijf en sterk te zijn om een groot moment rond de enkel te kunnen weerstaan voor voetafwikkeling indien de orthese dit beoogt mogelijk te maken (*zie 5.8.1 Orthesen en materialen*).
- De constructie van de orthese moet bij een tuberzit het lichaamsgewicht kunnen dragen zonder te vervormen (*zie 5.8.1 Orthesen en materialen*).
- De orthese moet bij voorkeur te combineren zijn met confectieschoeisel en als dat niet kan met een (semi-)orthopedische schoen.
- De orthese moet gebruiksvriendelijk zijn t.a.v. aspecten als gevoel (koud/warm), transpiratie, pijn, pasvorm, kledingslijtage, cosmetiek (met/zonder kleding), het gemak van aan-/uittrekken en de bediening van hendels/vaststellingen.
- De toegepaste orthese componenten dienen duurzaam te zijn; d.w.z. deze dienen CE gecertificeerd te zijn.

5.4 BIOMECHANISCHE PRINCIPES T.A.V. HET VERVAARDIGEN VAN ORTHESSEN²⁶

De functie van een orthese in brede zin is om bepaalde lichaamsfuncties te ondersteunen. Een orthese in engere zin²⁷, zoals in dit ortheseboek bedoeld, is een uitwendig gedragen (lichaamsgebonden) hulpmiddel ter correctie van standsafwijkingen, ter verandering van de beweeglijkheid van een gewricht, ter ondersteuning van te geringe spierwerking, of ter ontlasting/herverdeling van belasting op bepaalde structuren. ⁽¹⁾

Voor correctie van standsafwijkingen omsluit de orthese het te corrigeren lichaamsdeel, wat als biomechanisch mechanisme het zogenaamd drie-puntsdrukprincipe (ofwel drie-puntskrachtprincipe) wordt genoemd. De werkzaamheid is gebaseerd op interne krachten.

Voor het veranderen van de beweeglijkheid van een gewricht of voor verandering van de belasting, dient de orthese uitwendige krachten (bijv. als gevolg van het gewicht van de patiënt) op te vangen, en op zodanige wijze op het lichaam aan te grijpen dat de beoogde structuur wordt ontzien (dit is niet noodzakelijkerwijs beperkt tot de omsloten structuur). ⁽⁶⁾ De totale uitwendige kracht kan hierbij in het geheel niet minder worden, maar de lokale effecten wel.



Figuur 1. Toepassing van het 3-puntskrachtprincipe

5.4.1. Het corrigeren van een standsafwijking van een gewricht of lichaamssegment

Het aantal krachten op een gewricht of lichaamssegment (in één vlak gelegen) dat nodig is om structuur (met enige stijfheid) in dat vlak te vervormen, is drie. Orthesen ter correctie van een standsafwijking zijn dan ook op dit zogenaamde 3-puntskrachtprincipe gebaseerd. Dit houdt in dat er op minimaal drie plaatsen "kracht" moet worden uitgeoefend, om een afwijking te corrigeren (Figuur.1).

²⁶ De tekst in deze paragraaf is voor een deel overgenomen uit de syllabus "Statica met betrekking tot orthesen" (2009), geschreven door K Noppe. (5)

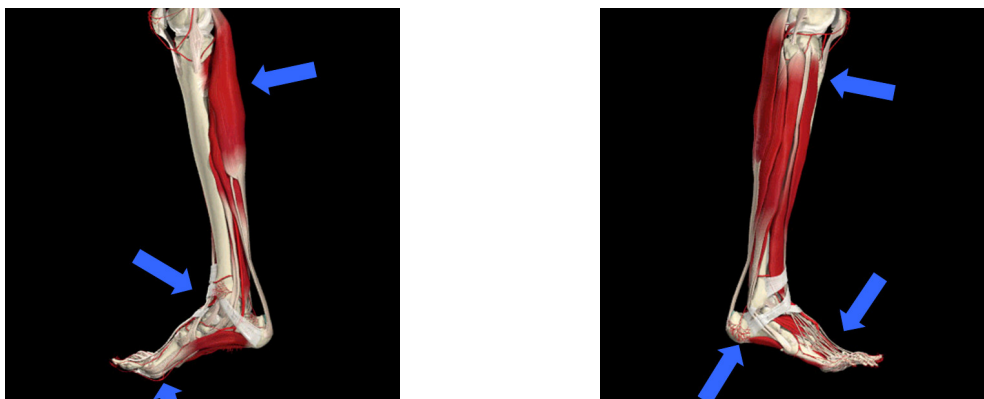
²⁷ Orthesen die actief energie (bv. mechanisch vermogen, spierstimulatie) toevoeren aan het lichaam worden buiten beschouwing gelaten

Het 3-puntskrachtprincipe kan dus worden toegepast voor het corrigeren van standsafwijkingen. De effecten hiervan treden in werking op het moment dat de orthese om het lichaam is bevestigd. De werking van de orthese is dus gebaseerd op louter interne krachten. Daarbij zijn de krachten die door de orthese op het lichaam worden uitgeoefend tevens reactiekrachten op de orthese. Aldus vormen lichaam en orthese een in zichzelf gesloten krachtsysteem, dat altijd in evenwicht zal zijn.

Op het niveau van de voet en enkel wordt het principe toegepast voor i) correctie in het bovenste spronggewricht bij een plantair- of dorsaalflexiestand van de voet, ii) correctie in het onderste spronggewricht bij een valgus of varusstand van de calcaneus en iii) correctie van een voorvoet abductie- of adductiestand. Op het niveau van de knie kan het 3-puntskrachtprincipe worden gebruikt voor iv) correctie van een flexie- of extensiestand en iv) correctie van een genu valgus- of varusstand. Hieronder wordt de toepassing van het 3-puntskrachtprincipe nader toegelicht voor de genoemde standsafwijkingen.

i. Correctie van een plantair- of dorsaalflexiestand van de voet

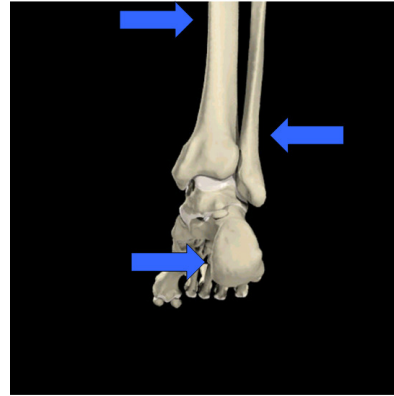
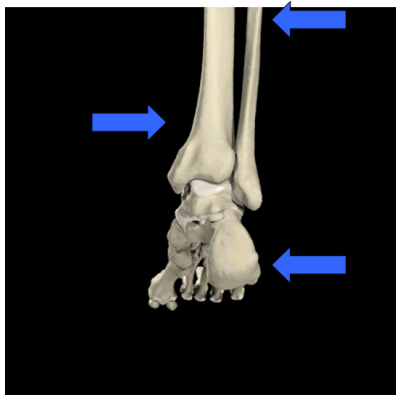
In het linker deel van Figuur 2 is een plantairflexiestand van de voet te zien, en rechts een dorsaalflexiestand. Door druk te geven op de drie punten die met de pijltjes zijn aangeven, kunnen deze standsafwijkingen worden gecorrigeerd. In geval van een plantairflexiestand, betreft het een correctie naar neutraal door middel van een mediolateraal 3-puntskrachtprincipe. Bij een dorsaalflexiestand dient correctie plaats te vinden middels een lateromediaal 3-puntskrachtprincipe.



Figuur 2. 3-puntskrachtprincipe toegepast bij (links) een plantairflexiestand van de voet (rechts) een dorsaalflexiestand

ii. Correctie van een valgus- of varusstand van de voet

In de linker Figuur 3 is een valgus afwijking van de calcaneus te zien, en rechts een varus afwijking. Door druk te geven op de drie punten die met de pijltjes zijn aangeven, kunnen deze voetafwijkingen worden gecorrigeerd. In geval van een valgus kanteling van de calcaneus betreft het een correctie naar neutraal in een lateromediaal 3-puntsdrukprincipe. Bij een valgus kanteling van de calcaneus dient correctie plaats te vinden in een mediolateraal 3-puntsdrukprincipe.



Figuur 3. 3-puntskrachtprincipe toegepast bij (links) een valgusstand v.d. calcaneus en (rechts) een varusstand.

iii. Correctie van een abductie- of adductiestand van de voorvoet

In Figuur 4 is een links een abductiestand van de voorvoet te zien, en rechts een adductiestand. Een voorvoet abductiestand kan worden gecorrigeerd door druk te geven volgens een lateromediaal 3-puntsdrukprincipe (zie de drie punten die met de pijltjes zijn aangegeven). Bij een voorvoet adductie dient correctie plaats te vinden in een mediolateraal 3-puntsdrukprincipe.



Figuur 4. 3-puntsdrukprincipe toegepast bij (links) een voorvoet abductie en (rechts) een voorvoet adductie

iv. Correctie van een valgus- of varusstand van de knie

Een genu valgus afwijking kan worden gecorrigeerd door op drie punten druk te geven volgens een lateromediaal 3-puntskrachtprincipe. Bij een genu varus afwijking dient correctie naar neutraal plaats te vinden door middel van een mediolateraal 3-puntskrachtprincipe. NB. bij die punten waar druk gegeven dient te worden, zullen vervolgens de kappen van de orthese worden geplaatst.

Opmerkingen:

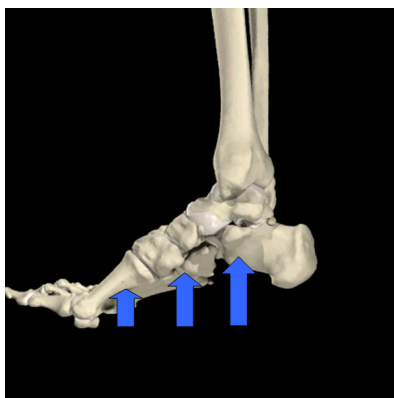
- 1) Bovenstaande principes gelden steeds voor één vlak.

- 2) *In één orthese kunnen verschillende correcties tegelijk voorkomen, omdat soms meerdere functies door de orthese moeten worden vervuld. Bijvoorbeeld een orthese die plantairflexie van de voet moet verhinderen en tegelijk een varusstand moet corrigeren.*
- 3) *De grootte van de krachten bij het toepassen van het 3-puntskrachtprincipe hangt af van drie factoren:*
- a) *De stijfheid van de te vervormen structuur; hoe moeilijker deze te vervormen is hoe meer kracht er nodig is.*
 - b) *De mate van gewenste vervorming/correctie.*
 - c) *De afstanden van het aangrijpingspunt van de corrigerende krachten; hoe groter afstanden, hoe kleiner de krachten zullen zijn bij een bepaald corrigerend effect (i.e. vorm van de orthese).*

Als a en/of b aanzienlijk (moeten) zijn, zijn grote momenten nodig voor de correctie, en zullen de aangrijpingpunten van de interne correctiekrachten dus verder uit elkaar moeten liggen om de krachten niet te groot te laten worden. Namelijk, te grote krachten geven aanleiding tot teveel kracht (druk) per oppervlakte eenheid op het lichaam wat kan resulteren in decubitusproblemen. Dit is natuurlijk ook afhankelijk van de oppervlakte van de padding én van het feit of de kracht op een bedekte (spier, bindweefsel, vet), dan wel onbedekte benige structuur wordt ingeleid/overgebracht. In het ontwerp van een orthese dient ook hier rekening mee gehouden te worden.

5.4.2 Het corrigeren van de beweeglijkheid of belasting van/op een gewricht of lichaamssegment

Voor het realiseren van deze functies dient de orthese externe krachten op te vangen. Bij de onderste extremiteiten is die externe kracht de zogenaamde grondreactiekracht, die op het lichaam inwerkt in bijvoorbeeld de standfase tijdens het gaan. De grondreactiekracht is voor het grootste deel het gevolg van de noodzaak ("actie = - reactie") het lichaamsgewicht te ondersteunen en dient voor een kleiner deel om (bij het bewegen) het lichaam te versnellen. Door het beperken van de beweeglijkheid in een gewricht kan niet alleen overbelasting in het gewricht zelf worden voorkomen, maar zal ook de functie tijdens het gaan verbeteren, wat een effect heeft op het gehele gangpatroon.



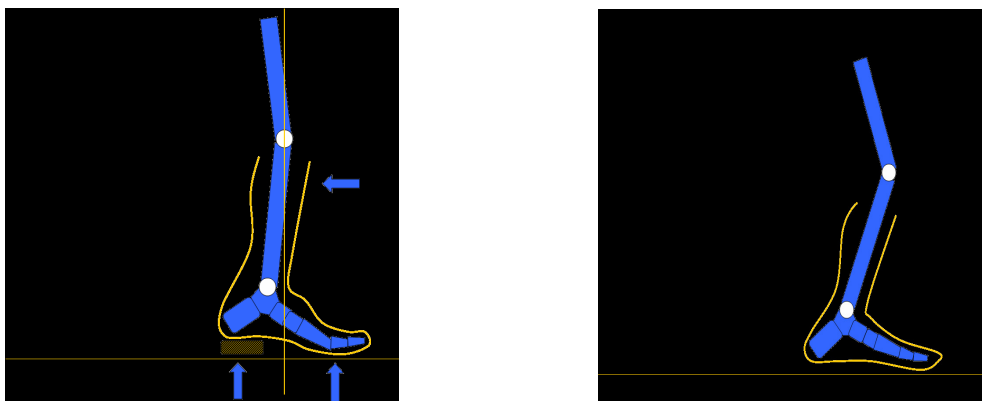
Figuur 5. Grondreactiekrachten toegepast bij een valgusstand van de middenvoet

Interne correcties

Afwijkingen in de beweeglijkheid of belasting van/op een gewricht of lichaamssegment kunnen (binnen de orthese) worden gecorrigeerd aan de hand van de grondreactiekrachten, in het bijzonder wanneer deze afwijkingen optreden als gevolg van de grondreactiekrachten, ofwel van externe belasting. Bijvoorbeeld de krachten die geleverd worden op de voet om een valgusstand van de middenvoet (Figuur 5) of een adductiestand van de achtervoet te corrigeren, of de krachten als gevolg van een tuberzit ter ontlasting van het been.

Externe correcties

Wanneer de orthese de beweeglijkheid of vervorming onder externe belasting tegengaat, door deze op te vangen, dan wel anders/elders op het lichaam over te brengen, zal dit leiden tot een correctie van het gehele looppatroon. Bijvoorbeeld orthesen die de beweeglijkheid van de enkel onder belasting beperken, zullen daardoor de grondreactiekrachten anders op de proximale segmenten overbrengen en dus ook een direct effect hebben op het knie- en heupgewricht. Bijvoorbeeld, als de grondreactiekracht door de orthese (EVO) vóór de knie langsloopt, zal hierdoor knie-extensie optreden (zie Figuur 6).



Figuur 6. Externe GRK toegepast bij (links) een dorsaalflexiestand in het enkelgewricht en (rechts) een plantairflexiestand.

In de linker afbeelding van Figuur 6 is sprake van een dorsaalflexiestand van de enkel. Correctie kan hier plaatsvinden d.m.v. een EVO in plantairflexiestand, wat tegelijkertijd knie- en heupextensie teweegbrengt. Over het algemeen geldt dat voor het bereiken van een extensiemoment in een gewricht (in het sagittale vlak), de GRK altijd voor het rotatiepunt van het betreffende gewricht moet liggen. In de rechter afbeelding van Figuur 6 is sprake van een plantairflexiestand. Correctie kan hier plaatsvinden d.m.v. een EVO in dorsaalflexiestand, wat tegelijkertijd knie- en heupflexie teweegbrengt. Hier geldt dat voor het bereiken van een flexiemoment in een gewricht, de lichaamvector altijd achter het rotatiemoment van het betreffende gewricht dient te liggen.

Opmerking:

Omdat de orthese externe krachten ter grootte van het lichaamsgewicht moet doorleiden/overbrengen op het lichaam, zijn over het algemeen materialen en vormen nodig die hoge krachten moeten kunnen weerstaan. Die hoge krachten stellen ook hoge eisen aan de plaats waar de externe kracht op het lichaam wordt overgebracht: i.e. door nauw passende vormen en voldoende oppervlakte kan de druk voldoende laag gehouden worden.

5.5 HET FORMULEREN VAN HET PROGRAMMA VAN EISEN (PvE)

Aan de hand van bovenstaande informatie kan vervolgens het programma van eisen (PvE) worden opgesteld.

Aspecten die hierbij aan de orde komen zijn:

- A. de keuze t.a.v. geprefabriceerd of naar maat gemaakt
- B. de keuze t.a.v. het globale type orthese
- C. de specificatie van het type orthese (werkingsprincipe en eisen).
- D. de keuze(s) t.a.v. het materiaalgebruik
- E. de keuze(s) t.a.v. cosmetiek en afwerking

Hieronder worden deze aspecten toegelicht. In het programma-van-eisen-formulier kunnen de gegevens worden genoteerd (bijlage V). Ter illustratie zijn in paragraaf 5.5.1 t/m 5.5.3 de PvE's voor een aantal indicatiegebieden uitgewerkt (zie ook bijlage VII en VIII).

A: geprefabriceerd of naar maat gemaakt

Geprefabriceerd (selecteren)

Op basis van de geformuleerde functies en randvoorwaarden kan bekeken worden welke orthesen qua merk en type voldoen en geschikt zijn voor wat de patiënt wil, kan en mag. Orthesen die voldoen kunnen vervolgens (met toestemming van de patiënt) worden geselecteerd uit het beschikbare marktaanbod. Het betreft dan het *selecteren* uit geprefabriceerde orthesen, welke ontworpen zijn om te voldoen aan bepaalde functionele vereisten, en die normaliter industrieel verkrijgbaar zijn in een serie met standaard maten en modellen. Let wel, vanwege de beperkte design mogelijkheden, zijn geprefabriceerde orthesen vooral geschikt voor het ondersteunen van de voetklaring in de zwaai fase (echter dit is alleen het geval bij patiënten met een normale of verminderde tonus) ^(8,9), en voor het corrigeren van hyperextensie van de knie. Geprefabriceerde orthesen zijn minder geschikt voor patiënten bij wie er sprake is van een verhoogde tonus, ernstige spierzwakte, (voet)deformiteiten en/of van (complexe) standfase afwijkingen op het niveau van knie en heup. ^(8,9) Geprefabriceerde orthesen kunnen mogelijk ook naar maat van de individuele gebruiker ingesteld worden (zie hieronder bij instelbare, verstelbare en adaptieve eigenschappen), maar zijn daarmee niet naar maat gemaakt.

Instelbare eigenschappen

Wanneer een eigenschap van een orthese of component instelbaar is, wordt bedoeld instellen door de fabrikant, orthopedisch technicus, of gebruiker, voorafgaand aan het in gebruik nemen van de orthese of component. De eigenschap kan in de loop van de tijd opnieuw ingesteld worden.

Verstelbare eigenschappen

Wanneer een eigenschap van een orthese of component verstelbaar is, wordt bedoeld het verstellen door de gebruiker tijdens gebruik, om deze component geschikt te maken voor verschillende omstandigheden.

Adaptieve/zelf instellende eigenschappen

Wanneer een eigenschap van een orthese of component zich automatisch aanpast aan veranderende omstandigheden, wordt deze component adaptief of zelf instellend genoemd.

Naar maat gemaakt (vervaardigen)

Wanneer gezien de vereiste functies en randvoorwaarden blijkt dat het beschikbare marktaanbod niet voldoet en de orthese dus naar maat moet worden gemaakt (*vanwege de aard van het gebruik [individuele eisen, individuele maten (pasvorm/belasting), individuele specificaties] en de aangewende bouwwijze [lokaal naar maat gemaakt, combinatie van industriële componenten met maatwerk, maatwerk dat tot stand komt buiten het invloedsveld van de fabrikant van componenten, etc.]*), dient de orthese te worden vervaardigd. In dat geval moet de fabrikant/leverancier een “voorschrift” kunnen tonen van een ter zake gekwalificeerde arts, waarmee als het ware de medeverantwoordelijkheid van de arts wordt vastgelegd. De arts is verantwoordelijk voor de motivering van “naar maat gemaakt” en de bijzondere specificaties (aangrijpen op het lichaam, functionaliteit) voor de gebruiker, terwijl de fabrikant (instrumentmaker of schoentechnicus) verantwoordelijk is voor de technische verwoording, i.e. de design specificaties en de vervaardiging.

Bij het *vervaardigen* van de orthese spelen diverse aspecten een rol, zoals maatneming en technieken van maatnemen, als ook fabricatietechnieken, en het tunen van de orthese-schoen combinatie. Deze onderwerpen zijn beschreven in de paragrafen 5.5 t/m 5.7. Paragraaf 5.6.2 gaat hieronder verder met het tweede aspect in het formuleren van het PvE; de keuze voor het globale type orthese.

B: type orthese

Nadat de keuze is gemaakt voor een geprefabriceerde orthese versus een naar maat gemaakte orthese, is de volgende stap de globale karakterisering van het type orthese:

- Enkel-voet orthese (EVO)
 - *EVO met scharnier*
 - *EVO zonder scharnier*
- Knie orthese (KO)
- Knie- enkel-voet orthese (KEVO)
 - *KEVO met scharnieren (en eventueel met tuberzit)*
 - *KEVO zonder scharnieren (en eventueel met tuberzit)*

C: werkingsprincipes en eisen aan de orthese.

De uitvoeringvorm van het type orthese kan vervolgens nader worden gespecificeerd aan de hand van kennis over de werkingsprincipes van orthesen en eisen aan het design van de orthese. Een dergelijke specificatie dient gebaseerd te zijn op solide biomechanische principes (*product related in tended use*), toegelicht in paragraaf 5.5.

D: materiaalgebruik

De instrumentmaker dient ook keuzes te maken ten aanzien van te gebruiken materialen en scharnieren. De fabricatieprocessen hieromtrent worden in dit handboek niet beschreven. Wel is in paragraaf 5.6 een overzicht gegeven van de verschillende materialen en scharnieren die er op dit moment op de markt beschikbaar zijn.

E: cosmetische aspecten en afwerking

Tot slot dient er aandacht besteed te worden aan cosmetische aspecten en de afwerking van de orthese.

5.5.1. Het PvE bij indicaties op enkelniveau

PvE bij geïsoleerde zwakte van de dorsaalflexoren (M tibialis anterior)

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Bij geïsoleerde zwakte van de dorsaalflexoren kan meestal volstaan worden met een geprefabriceerde orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een EVO met dorsale veer

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

Functies

1. De EVO moet voldoende weerstand bieden om dorsaalflexie te creëren in de zwaai fase (om zo de voet te klaren).
2. Tegelijkertijd moet de EVO enige plantairflexie toelaten in LR t.b.v. afwijking over de hiel (max 10°). De exacte mate van plantairflexie dient uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.

Randvoorwaarden

- a. De EVO dient dorsaalflexie toe te laten in Mst t.b.v. afwijking over de enkel.
- b. De exacte mate van dorsaalflexie dient uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
- c. De EVO kan een korte of lange voetplaat hebben, die dorsaalflexie van de MTP-gewichten niet belemmert.

D. Materiaaladvies

Doorgaans kan volstaan worden met toepassing van thermoplastisch materialen. Wanneer er sprake is van een hoog belastingsniveau (i.e. grote krachten en/of intensief staan en lopen), dan wordt aanbevolen om thermohardende materialen te overwegen.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese is een EVO met ventrale schaal met enkelscharnier.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

Functies

1. De EVO dient dorsaalflexie in de enkel te beperken. Dit kan gecreëerd worden door het enkelscharnier te voorzien van een dorsaalflexiestop (ingesteld op 3-5°). ⁽¹¹⁻¹⁵⁾ Afhankelijk van het type is dit scharnier enkel- of dubbelzijdig. Deze keuze is afhankelijk van de belastbaarheid van het scharnier. Voor meer informatie hierover, wordt geadviseerd de productspecificaties te raadplegen.
2. Overweeg bij K-level 3 en 4 lopers de toepassing van een stijve lange voetplaat, die vanaf de MTP-gewichten flexibel is, en dus buiging toelaat in de MTP-gewrichten. Dit maakt afwikkeling over de voorvoet mogelijk. Let op: de mate van stijfheid van de voetplaat heeft invloed op de GRK verplaatsing. Een nadeel van een te stijve voetplaat is dan ook dat plantairflexie in LR wordt belemmerd/niet mogelijk is (zie randvoorwaarde a).

Randvoorwaarden

- a. De EVO dient plantairflexie in LR zo min mogelijk te beperken. De exacte mate van plantairflexie dient uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.

D. Materiaaladvies

Omdat de EVO een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren, is ongeacht het K-level niveau een stijve en sterke constructie vereist (thermohardend materiaal), bijvoorbeeld een EVO gemaakt van (prepeg) koolstof.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een EVO met ventrale schaal en dorsale veer.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

Functies

1. De EVO dient dorsaalflexie in de enkel te beperken. Dit kan gecreëerd worden door het enkelscharnier te voorzien van een dorsaalflexiestop (ingesteld op 3-5°). Afhankelijk van het type is dit scharnier enkel- of dubbelzijdig. Deze keuze is afhankelijk van de belastbaarheid van het scharnier. Voor meer informatie hierover, wordt geadviseerd de productspecificaties te raadplegen.
2. De scharnieren dienen met geveerde dorsaalflexie te worden uitgevoerd om in de zwaai fase de voetklaring te ondersteunen.
3. De EVO dient enige plantairflexie toe te laten in LR (max 10°). Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier met plantairflexiestop (ingesteld op 5-10°) of d.m.v. instelbare scharnieren.

Randvoorwaarden

- a. Overweeg bij K-level 3 en 4 lopers de toepassing van een stijve lange voetplaat, die vanaf de MTP-gewichten flexibel is, en dus buiging toelaat in de MTP-gewrichten. Dit maakt afwijking over de voorvoet mogelijk. Let hierbij op dat de voetplaat niet te stijf is. Dit belemmert namelijk de plantairflexiebeweging in LR (zie functie 3).

D. Materiaaladvies

Omdat de EVO een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren, is ongeacht het K-level niveau een sterke constructie vereist (thermohardend materiaal), bijvoorbeeld een EVO gemaakt van koolstof met een pretibiale afsteun. Als alternatief kan ook worden gekozen voor een hoge rigide circulaire koker. Nadeel van een rigide koker echter, is dat deze orthese in de LR de afwijking over de hiel naar plantairflexie (1^e rocker) verstoort, wat vaak als onprettig wordt ervaren.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een artrodesevoorziening.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De orthese dient de dorsaalflexiebeperking te verminderen of te accepteren.
2. Afhankelijk van de mate van de dorsaalflexiebeperking dient een hielsprong aangevuld te worden. Hierbij dient de inclinatiehoek (t.o.v. de verticaal) in 10° gestabiliseerd te worden. De exacte mate van inclinatie dient uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
3. De orthese dient een stijve lange voetplaat te hebben.

D. Materiaaladvies

Omdat de EVO een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren, is ongeacht het K-level niveau een sterke constructie vereist (thermohardend materiaal), bijvoorbeeld een EVO gemaakt van koolstof met een pretibiale afsteun.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een artrodesevoorziening.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De orthese dient de voet circulair te omsluiten, vooral aan de voorzijde (bijv. d.m.v. een binnenschoen), zodat de voet goed gefixeerd kan worden en dus versnelde dorsaalflexie afremt. Anderzijds kan gekozen worden voor een dorsaalflexiestop (ingesteld op 3 a 5°).
2. De orthese dient een stijve lange voetplaat te hebben.
3. De orthese dient de belasting onder de gehele voet over een zo groot mogelijk oppervlak te verdelen. Dit kan gerealiseerd worden met een drukverdelende inlay.
4. De orthese (of schoen) dient aan de voorzijde uitgevuld te worden om totaalcontact met de grond te krijgen.

Opmerkingen:

- *Een belangrijk aandachtspunt bij het vervaardigen van een orthese met rigide schalen, is dat goed gelet moet worden op het optreden van deviaties in relatie tot de gewrichtshoek (zogenaamde positieafhankelijke standsafwijkingen). Vaak is er sprake van een verkorting van de kuitspier, en treedt bij dorsaalflexie een zogenaamde vluchtvalgus op. In de orthese dient hiermee rekening te houden, door de dorsaalflexiebeperking aan te brengen juist voor het punt waarop de voet gaat deformeren (meestal bij dorsaalflexie van >5°). Indien dit niet gedaan wordt, ontstaan er voorbij dit punt grote deformerende krachten die aanleiding zullen geven tot ernstige drukproblemen.*

D. Materiaaladvies

Ongeacht het K-level niveau wordt geadviseerd een stijve en sterke constructie te vervaardigen (thermohardend materiaal). Een confectie orthese is hier niet geïndiceerd.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een artrodesevoorziening.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

Indien er sprake is van ernstige standsafwijkingen van de voet, en er bovendien weinig tot geen kracht is rond de enkel, dan heeft het geen zin om een EVO met enkelscharnier of veer toe te passen. Het beste is dan te kiezen voor een dorsale EVO zonder scharnieren, of voor een circulaire hoge artrodesevoorziening, die zoveel mogelijk gecorrigeerd is gegipst. Van belang is dat niet-redresseerbare afwijkingen goed worden geadapteerd, en dat redesseerbare afwijkingen worden gecorrigeerd. Ook moet rekening gehouden worden met de hakhoogte van de schoen, die bepalend is voor de stand van de artrosekoker. De schoen of orthese dient verder van een goede afwikkeling te worden voorzien, waarbij zowel het rollen over de hak als de voorvoet mogelijk is.

Bij een pes varus

- Bij een varus kanteling van de calcaneus: correctie naar neutraal in een mediolateraal 3-puntskrachtprincipe.
- Bij diepstand van de metatarsale phalangeale (MTP) 1: het diepleggen van MTP 1 door ruimte te creëren in de inlay, of het proneren van MTP 5.

Bij een pes valgus

Correctie naar neutraal in een lateromediaal 3-puntskrachtprincipe.

Bij een pes planus

Correctie van de voetboog door middel van druk onder het sustentaculum tali.

Bij een pes cavus

Het accepteren van de pes cavus door middel van een drukverdelende inlay.

Bij een hallux rigidus

Het creëren van een kunstmatige 3^e rocker (point loading rocker) door middel van een ronde zool ter hoogte van de voorvoet

Bij klauwtenen

Correctie d.m.v. een transversale voorvoetsteun om de tenen uit te strekken, of in geval van structurele klauwtenen het creëren van een kunstmatige 3^e rocker (point loading rocker) d.m.v. een ronde zool ter hoogte van de voorvoet in combinatie met het verstijven van de voetplaat in de MTP regio.

5.5.2. Het PvE bij indicaties op knieniveau

PvE bij geïsoleerde zwakte van de knie-extensoren

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Bij geïsoleerde zwakte van de knie-extensoren kan zowel gekozen worden voor een geprefabriceerde orthese, als voor een naar maat gemaakte orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met een unilateraal stance control (SC) kniescharnier.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient knieflexie in LR en Mst te belemmeren, maar in de zwaai fase toe te laten. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een unilateraal SC-kniescharnier (aan de laterale zijde geplaatst). Dit scharnier vergrendelt automatisch in de standfase, maar is vrij beweeglijk in de zwaai fase, waardoor kniebuiging wordt toegelaten en het naar voren bewegen van het been niet wordt belemmerd. Dit is een belangrijk voordeel ten opzichte van het lopen met een knievaststelling. ⁽¹⁶⁻²⁶⁾ Namelijk, het lopen met een knievaststelling heeft als nadeel heeft dat de patiënt een stijf been in de zwaai fase naar voren moet brengen. Dit vereist compensaties, zoals contralateraal een versterkt zijdelings heffen van het bekken in de standfase, circumductie van het zwaai been of een vervroegde hielheffing van het contralaterale standbeen. Dit leidt tot een aanzienlijke toename van het energieverbruik tijdens lopen.
2. De KEVO dient de afwikkeling over de hiel naar plantairflexie te ondersteunen. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier. De exacte mate van plantairflexie dient individueel uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
3. De KEVO dient dorsaalflexie toe te laten in Mst/Tst. Dit kan gecreëerd kan d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier.
4. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewrichten.

Opmerkingen:

- *Indien er sprake is van as-afwijkingen in het frontale vlak, dan dient rekening gehouden te worden met grotere krachten, en wordt geadviseerd een bilateraal kniescharnier toe te passen in de KEVO. Voor precieze informatie over de belastbaarheid, wordt geadviseerd de productspecificaties te raadplegen.*
- *Bij geïsoleerde zwakte van de knie-extensoren zou ook gekozen kunnen worden voor een knieorthese (KO) met dorsale kappen. In veel gevallen echter, bij een "trechtersvorm" van het been, zakt een dergelijke orthese naar beneden en biedt in dat geval dus niet de gewenste ondersteuning.*
- *In de praktijk wordt bij zwakte van de knie-extensoren vaak gekozen voor een dorsale EVO met enkelscharnier met dorsaalflexiestop. Namelijk, door de dorsaalflexiebeperking oefent de orthese een extenderend moment uit op de knie. Dit vereist echter dat de orthese in lichte spits zou moeten worden opgebouwd om ook in de eerste helft van de*

standfase (LR tot Mst) een extenderend kniemoment te kunnen uitoefenen. Er is dan sprake van het zogenaamde floor-reacting orthese principe. Een groot nadeel echter, is dat het naar voren brengen van het lichaam over het standbeen ernstig wordt belemmerd. Bovendien geeft dit nogal eens knieklachten. Ook de effecten zijn zeer wisselend, afhankelijk van de bodemoneffenheid. De patiënt kan er dus niet onder alle condities op vertrouwen. Een EVO ter stabilisatie van de knie bij zwakte van de knie-extensoren is dan ook over het algemeen teleurstellend, en vormt daarom geen goede indicatie.

D. Materiaaladvies

Voor de K-level 3 en 4 lopers (i.e. grote krachten en/of intensief staan en lopen) is een op maat gemaakte KEVO op basis van thermohardende materialen het meest geschikt ((prepeg)koolstof ⁽²⁷⁾ of gelamineerde acrylhars). Met betrekking tot de K-level 1 en 2 lopers kan een geprefabriceerde KEVO ook in aanmerking komen.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met ventrale kuitschaal en een bilateraal SC-kniescharnier.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient knieflexie te belemmeren. In geval van gecombineerde zwakte van de knie-extensoren en knieflexoren heeft toepassing van een bilateraal SC-kniescharnier de voorkeur. Dit scharnier vergrendelt automatisch in de standfase, maar is vrij beweeglijk in de zwaai fase, waardoor kniebuiging wordt toegelaten en het naar voren bewegen van het been niet wordt belemmerd.
2. De KEVO dient de afwikkeling over de hiel naar plantairflexie te ondersteunen. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier. De exacte mate van plantairflexie dient individueel uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
3. De KEVO dient dorsaalflexie (in Mst en Tst) toe te laten. Dit kan gecreëerd kan d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier.
4. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewrichten.

Opmerkingen:

- *Er kan ook gekozen worden voor een naar achteren geplaatst vrij beweeglijk kniescharnier, waarbij enige hyperextensie wordt toegelaten. Let wel, het toelaten van hyperextensie kan leiden tot klachten, zoals pijn en drukproblemen.*
- *Indien de patiënt niet in staat is om te lopen met bovengenoemde typen kniescharnieren (i.e. de patiënt kan zijn/haar looppatroon niet aanpassen) ⁽²⁴⁾ of wanneer niet voldaan kan worden aan de productspecificaties, dan is een KEVO met knievaststelling geïndiceerd.. Voordeel van een knievaststelling is de grote mate van stabiliteit, nadeel is het stijve been in de zwaai fase en de toename van het energieverbruik van het lopen. ⁽²⁵⁾ Toch, kan dit een goede voorziening zijn omdat patiënten kunnen vertrouwen op een 'bedrijfszeker' been. In het algemeen moet het streven zijn om een KEVO met knievaststelling op te bouwen met een beweeglijk enkelscharnier, om het naar voren brengen van de romp over het standbeen mogelijk te maken.*

D. Materiaaladvies

Ongeacht het K-level niveau wordt een KEVO op basis van thermohardende materialen geadviseerd ((prepeg) koolstof of gelamineerde acrylhars).

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten en de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met ventrale kuitschaal en een bilateraal SC-kniescharnier (of met een knievaststelling).

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient de knie-extensiebeperking te corrigeren of accepteren. Wanneer er sprake is van een lichte knie-extensie beperking (i.e. $< 10^\circ$, tenzij anders vermeld in de productspecificaties) dan heeft toepassing van een bilateraal SC-kniescharnier de voorkeur. In geval van een knie-extensiebeperking $> 15^\circ$, zeker wanneer deze aanwezig is in combinatie met zwakte van de knie-extensoren (en knieflexoren), dan dient een bilateraal vastgesteld kniescharnier toegepast te worden, dat gedurende de hele standfase en zwaai fase vergrendeld is. Een naar achteren geplaatst vrij beweeglijk kniescharnier werkt in dit geval niet.
2. De KEVO dient afwikkeling over de hiel naar plantairflexie te creëren. Dit kan gerealiseerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier. De exacte mate van plantairflexie dient individueel uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
3. De KEVO dient dorsaalflexie (in Mst en Tst) toe te laten. Dit kan gecreëerd kan d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier.
4. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die vanaf de MTP-gewichten flexibel is en dus buiging toelaat in de MTP-gewrichten. De mate van stijfheid van de voetplaat stuurt hierbij de snelheid van het overbrengen van het lichaamsgewicht.

D. Materiaaladvies

Ongeacht het K-level niveau wordt een KEVO op basis van thermohardende materialen geadviseerd ((prepeg) koolstof of gelamineerde acrylhars).

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Wanneer er sprake is van een genu recurvatum, kan zowel gekozen worden voor een geprefabriceerde orthese, als voor een naar maat gemaakte orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met een unilateraal stance control kniescharnier.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient hyperextensie in te perken, maar niet volledig te corrigeren. Het voordeel hiervan is dat een vrij beweeglijk kniescharnier kan worden toegepast, waardoor het looppatroon slechts in beperkte mate beïnvloedt wordt. Ook blijft de eventuele slotextensie van de heup functioneel intact. Geadviseerd wordt om een unilateraal stance control kniescharnier toe te passen (aan de laterale zijde geplaatst), dat tot Mst is vergrendeld en vanaf Mst ontgrendeld. Hiermee wordt in de zwaai fase knieflexie toegelaten en wordt het naar voren bewegen van het been niet belemmert.
2. De KEVO dient de afwikkeling over de hiel naar plantairflexie te ondersteunen. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier. De exacte mate van plantairflexie dient individueel uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
3. De KEVO dient dorsaalflexie toe te laten in Mst/Tst. Dit kan gecreëerd kan d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier.
4. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewrichten.

Opmerkingen:

- *Indien er sprake is van as-afwijkingen in het frontale vlak, dan dient rekening gehouden te worden met grotere krachten, en wordt geadviseerd een bilateraal kniescharnier toe te passen in de KEVO. Voor precieze informatie over de belastbaarheidsmate, wordt geadviseerd de productspecificaties te raadplegen.*

D. Materiaaladvies

Voor de K-level 3 en 4 lopers (i.e. grote krachten en/of intensief staan en lopen) is een op maat gemaakte KEVO op basis van thermohardende materialen het meest geschikt ((prepeg)koolstof of gelamineerde acrylhars). Met betrekking tot de K-level 1 en 2 lopers kan een geprefabriceerde KEVO ook in aanmerking komen.

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Bij standafwijkingen van de knie, kan zowel gekozen worden voor een geprefabriceerde orthese, als voor een naar maat gemaakte orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met een bilateraal stance control kniescharnier.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

Van belang is dat niet-redesseeerbare afwijkingen goed worden geadapteerd, en dat redesseerbare afwijkingen dienen te worden gecorrigeerd.

Bij een redesseerbare genu varum

Correctie naar neutraal in een mediolateraal 3-puntskrachtprincipe.

Bij een redesseerbare genu valgum

Correctie naar neutraal in een lateromediaal 3-puntskrachtprincipe.

5.5.3 Het PvE bij indicaties op enkel- knie- en heupniveau

PvE bij zwakte rondom de enkel en knie

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Gegeven de functies en randvoorwaarden waaraan de orthese moet voldoen, is een naar maat gemaakte orthese geïndiceerd.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met ventrale kuitschaal en dubbelzijdige enkelscharnieren (Foto 5). NB1. Wanneer er sprake is van zwakte van de dorsaalflexoren, maar met goede kracht van de plantairflexoren, dan is een KEVO met dorsale veer geïndiceerd (Foto 6). NB2. Wanneer er sprake is van zwakte van de plantairflexoren in combinatie met lichte hyperextensie van de knie, maar met goede kracht van de dorsaalflexoren, dan is een EVO met enkelscharnier met plantairflexiebeperking en dorsale schaal geïndiceerd.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient knieflexie in LR en Mst te belemmeren. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een unilateraal stance control kniescharnier. NB. Indien er ook zwakte is van de knieflexoren dan dient een bilateraal vastgesteld kniescharnier toegepast te worden dat gedurende de hele standfase en zwaafase vergrendeld is.
2. De KEVO dient de uitslag naar dorsaalflexie te beperken. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk dubbelzijdig enkelscharnier met een dorsaalflexiestop (ingesteld op 3-5°, gemeten met de orthese in de schoen geplaatst). Wanneer de kracht van de plantairflexoren goed is, kunnen de enkelscharnieren met geveerde dorsaalflexie uitgevoerd worden om zo in de zwaafase de voetklaring te ondersteunen.
3. De KEVO dient enige plantairflexie toe te laten in LR en in Psw (max 10°). Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier met plantairflexiestop (ingesteld op 5-10°).
4. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewichten. De mate van stijfheid van de voetplaat stuurt hierbij de snelheid van het overbrengen van het lichaamsgewicht.

D. Materiaaladvies

Ongeacht het K-level niveau wordt een KEVO op basis van thermohardende materialen geadviseerd ((prepeg) koolstof of gelamineerde acrylhars).

E. Cosmetiek en afwerking

Het definitieve PvE is mede afhankelijk van de gewenste activiteiten/participaties, als ook van de wensen en eisen t.a.v. cosmetiek en afwerking.

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Er dient gekozen te worden voor een naar maat gemaakte orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met een ventrale kuitschaal en een knievaststelling.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. De KEVO dient de knie-extensiebeperking te verminderen of accepteren. In geval van een knie-extensiebeperking $>15^\circ$ in combinatie met quadricepszwakte, dient dit gecreëerd worden d.m.v. een bilateraal vastgesteld kniescharnier dat gedurende de stand- en zwaai fase vergrendeld is.
2. De KEVO dient plantairflexie te beperken, eventueel met geveerde dorsaalflexie ondersteuning.
3. De KEVO dient in LR en Psw wel enige plantairflexie (max 10°) toe te laten. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier met plantairflexiestop (ingesteld op $5-10^\circ$). De exacte mate van plantairflexie dient individueel uitgelijnd te worden in combinatie met de schoen.
4. De KEVO dient dorsaalflexie (in Mst en Tst) toe te laten. Dit kan gecreëerd kan d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier.
5. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewrichten.
6. Ongeacht het K-level niveau wordt een KEVO op basis van thermohardende materialen geadviseerd (bijv. (prepeg) koolstof of gelamineerde acrylhars).

A. Geprefabriceerd versus naar maat gemaakt

Er dient gekozen te worden voor een naar maat gemaakte orthese.

B. Type orthese

Het globale type orthese betreft een KEVO met ventrale kuitschaal, knievaststelling en tuberzit.

C. Werkingsprincipes en eisen aan de orthese:

1. Indien er weinig kracht is in het been inclusief de musculatuur rond de heup dan dient de KEVO uitgerust te worden met een tuberzit. Deze tuberzit steunt het tuber ischiadicum, waarmee de heup gestabiliseerd wordt doordat deze op slot gezet kan worden. Tevens vangt de tuberzit de Trendelenburg beweging ten dele op.
2. De KEVO dient in de standfase knieflexie te belemmeren. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een bilateraal vastgesteld kniescharnier dat gedurende de hele standfase en zwaai fase vergrendeld is.
3. De KEVO dient de uitslag naar dorsaalflexie te beperken, teneinde knieflexie te voorkomen. Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk dubbelzijdig enkelscharnier met een dorsaalflexiestop (ingesteld op 3-5°, gemeten met de orthese in de schoen geplaatst). De enkelscharnieren dienen met geveerde dorsaalflexie te worden uitgevoerd om in de zwaai fase de voetklaring te ondersteunen.
4. De KEVO dient enige plantairflexie toe te laten in LR (max 10°). Dit kan gecreëerd worden d.m.v. een vrij beweeglijk enkelscharnier met plantairflexiestop (ingesteld op 5-10°).
5. De KEVO dient een stijve lange voetplaat te hebben, die echter vanaf de MTP-gewichten flexibel is en buiging toelaat in de MTP-gewrichten.
6. Ongeacht het K-level niveau wordt een KEVO op basis van thermohardende materialen geadviseerd (bijv. (prepeg) koolstof of gelamineerde acrylhars).

Opmerkingen: enkele dingen zijn bij een tuberzit essentieel. Ten eerste werkt een tuberzit alleen als deze onderdeel uitmaakt van een zodanig sterke en vormvaste constructie dat deze ook echt gewicht kan dragen. Een tuberzit in een polypropyleen orthese kan daarom niet werken. Ten tweede moet rekening worden gehouden met het feit dat de tuberzit bij het zitten en bij het fietsen in de weg kan zitten. De tuberzit dient daarom subtiel te worden uitgevoerd. Het contactvlak is immers maar klein. Om goed te kunnen steunen met een kleine tuberzit is het noodzakelijk het bovenbeen goed te fixeren in de bovenschaal. Dit kan worden bereikt met een rijgkoker, wat niet hoeft te betekenen dat men is aangewezen op conventionele technieken: bij gebruik van prepeg hoeven alleen twee leren flappen aan de voorzijde van de koker te worden bevestigd om een fraai circulair sluitende bovenbeenkoker te verkrijgen. Tot slot dient opgemerkt te worden dat wanneer er sprake is van een hyperlordose, bijvoorbeeld door van zwakte van de bilspieren, een tuberzit niet geïndiceerd is. Namelijk, de tuberzit zal in dat geval het bekken omhoog duwen. Voor een heupabductorenzwakte is het overigens te adviseren om contralateraal een stok of kruk te gebruiken. Bij een lang bestaande heupabductorenzwakte ziet men vaak een valgusdeformatie van de knie. Indien redreseerbaar kan deze valgusdeformatie volgens het 3-puntscorrectie principe gecorrigeerd worden.

5.6 HET VERVAARDIGEN VAN EEN ORTHESE

In de voorgaande paragraaf is het formuleren van de orthesereceptuur beschreven, waarbij de eerste stap is de keuze tussen een geprefabriceerde of een naar maat gemaakte orthese. Omdat de problematiek van patiënten met ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren vaak complex en uitgebreid is (i.e. complexe gangbeeldafwijkingen; ernstige standsafwijkingen, ernstige spierzwakte en afwijkende lichaamsmaten), zijn (zoals ook uit de diverse ortheserecepturen valt op te maken) prefabriceerde orthesen in veel gevallen niet geïndiceerd. Vaak zal dan ook de motivering naar maat gemaakt gelden, wat betekent dat de orthese dient te worden vervaardigd. Bij het vervaardigen van de orthese spelen diverse aspecten een rol, zoals maatneming, materiaalgebruik, fabricatietechnieken en het tunen van de orthese-schoen combinatie.

5.6.1 Maatneemtechnieken

Hoewel er diverse maatneemtechnieken worden toegepast, zijn de volgende twee technieken het meest bekend, dan wel relevant²⁸; i) het maatnemen op basis van de gipstechniek (de conventionele, ambachtelijke methode), en ii) het maatnemen op basis van digitale scans die daarna met behulp van computer aided design (CAD) bewerkt dan wel gecorrigeerd kunnen worden. Vervolgens wordt deze data gebruikt om met behulp van computer aided manufacturing (CAM) het product te fabriceren. Het betreft hier dan meestal het model waar omheen later het eindproduct wordt gemaakt. CAD/CAM is een innovatieve en digitale methode waarbij de ontwikkelingen de laatste jaren snel gaan. Beide technieken worden hieronder toegelicht.

5.6.1.1 Maatneming op basis van de gipstechniek

De meest toegepaste methode die binnen de orthopedische technologie gebruikt wordt ten behoeve van het maatnemen, is de gipstechniek. Het is een min of meer ambachtelijk techniek, die tot doel heeft om aan de hand van een gipsnegatief van het been een gipsmodel te maken. Een dergelijk gipsmodel is nodig om als mal te dienen voor de vervaardiging van de orthese. Omdat de orthese op diverse plekken druk moet geven om goed te kunnen stabiliseren, corrigeren en redresseren, moet de orthese goed aansluiten op het been van de patiënt. Daarom wordt er een gipsafdruk van het been gemaakt; het negatieve gipsmodel, dat vervolgens wordt gebruikt om een positief gipsmodel te maken. Een beschrijving van het maken een het negatieve gipsmodel en het positieve gipsmodel wordt hieronder gegeven. Eerst echter, wordt het opmeten en aanbrengen van relevante markeringspunten beschreven.

Het opmeten en aanbrengen van markeringspunten

Het maken van het negatieve gipsmodel begint met het opmeten en aanbrengen van relevante markeringspunten, die worden genoteerd op een PvE formulier (bijlage V). In geval van een EVO zijn de volgende punten relevant om op te meten en/of te markeren:

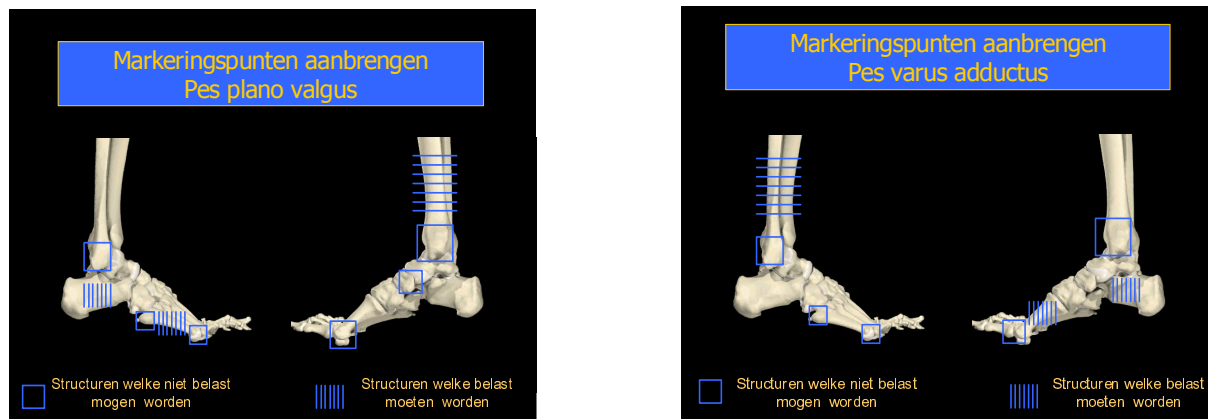
²⁸ Andere technieken van maatneming die bekend zijn, zijn o.a. de profiel- en contourentekening methode, de fotografische afdruk methode, en de maatschema methode. Een beschrijving van deze methoden is te vinden in het dictaat "Beenorthesen", geschreven door BE Zinnemers (1986) (28), en in de syllabus "Vaktheorie orthopedische techniek", geschreven door L. Klaus (2005). (29)

- De voorvoetbreedte, gemeten onder belasting
- De voetlengte
- De omvang van de hiel/wreef
- De hielsprong (het verschil tussen de hiel en voorvoet)
- Het caput metatarsale 1 en 5
- Het uiterste topje van de mediale en laterale malleoli
- De enkelbreedte (afstand tussen het uiterste topje van de mediale en laterale malleoli)
- De enkel-grondmaat (afstand van het fysiologisch enkeldraaipunt tot aan de grond)
- De tibiakam
- Het caput fibulae
- Het lichaamsgewicht (wat relevant kan zijn voor de scharnierkeuze)
- Het mobiliteitsniveau (wat relevant kan zijn voor de scharnier- en materiaalkeuze)

In geval van een KEVO dienen tevens de volgende punten opgemeten/gemarkeerd te worden:

- Het uiterste topje van de mediale en laterale epicondylen.
- De kniebreedte (afstand tussen het uiterste topje van de mediale en laterale epicondylen).
- De knie-grondmaat (afstand van de knie tot aan de grond).
- Het midden van de patella.
- De gewrichtsspleet (in het frontale vlak te markeren op 15-20 mm boven de gewrichtsspleet, en in het sagittale vlak op 60% van de afstand tussen de voor- en achterzijde van de knie gemeten vanaf de voorzijde, $\frac{2}{3} : \frac{1}{3}$ verhouding).
- De hoogte van de koker (mediaal te markeren op circa 2 cm onder de lies, en lateraal zo hoog mogelijk te markeren, maar wel onder de trochanter major).
- De tuber-grondmaat (afstand van tuber ischiadicum tot aan de grond), in geval van een tubersiz in de KEVO.

Voordat de markeringspunten worden aangebracht, wordt een nylon of katoenen tricotkous om de voet en het been van de patiënt geschoven. Dit dient om eventueel epileren te voorkomen, en om het verwijderen van het negatieve gipsmodel te vergemakkelijken (alternatieven zijn het gebruikmaken van huishoudfolie of isoleercrème). De tricotkous of folie dient zó gefixeerd te zijn dat translatie met de huid, als ook plooivorming niet mogelijk zijn. Vervolgens kunnen de markeringspunten worden aangebracht. De regel die hierbij wordt gehanteerd is dat structuren die niet mogen worden belast, als herkenning worden omcirkeld (bijv. de malleolus medialis en lateralis, de epicondylus medialis en lateralis, het proximale kopje van de fibula, de kam van de tibia bij een anteriore afsteuning onder de knie, het kopje van het os metatarsale 1 en 5, en het proximaal gelegen kopje 5), terwijl gebieden die belast moeten worden, worden gearceerd (zie Figuur 7 voor een voorbeeld). Vervolgens wordt over de tricotkous kunststof strip, veter of ijzerdraad geplaatst, waar overheen het negatieve gipsmodel wordt gemaakt.



Figuur 7. Het aanbrengen van markeringspunten bij (links) een pes valgus en (rechts) een pes varus adductus

Het maken van het negatieve gipsmodel

De uitgangshouding van de patiënt

Uitgangshoudingen van de patiënt ten behoeve van het gipsen variëren van staan, tot zitten en liggen. Over het algemeen geldt dat voor het aanmeten van een EVO (zeker bij volwassenen) bij voorkeur zittend wordt gegipt. Op deze manier kan, doordat de voet op de grond rust, onder (gedeeltelijke) belasting het gips uitharden, wat het gemakkelijker maakt om achteraf correcties in het orthesemodel aan te brengen. Voor het aanmeten van KEVOs, als ook het aanmeten van EVOs bij kinderen, wordt bij voorkeur liggend (op een onderzoeksbank) gegipt. Hoewel het gips nu niet onder belasting wordt aangebracht, is het wel makkelijker om gewenste correcties aan te brengen tijdens het gipsen.

Het gipsen

Voor het maken van het negatieve gipsmodel worden gipszwachtels gebruikt die, nadat ze in water zijn gedompeld, om het been worden gedraaid. Van belang is om dit zo stevig mogelijk te doen. Door deze gipsmaatname kan een driedimensionale, individuele en nauwkeurige afdruk van het been worden verkregen. Eventuele correcties kunnen nu al worden aangebracht, door het betreffende segment of gewricht in de gewenste positie te brengen. Een juiste handvinger positie is hierbij van groot belang.

Na uitharding van het gips ($\pm$ na 5-6 minuten) wordt het negatieve gipsmodel aan de ventrale zijde opengesneden en van het been verwijderd. Vervolgens wordt de tricotkous verwijderd. Om de opengesneden delen van het gipsnegatief (met behulp van touw of tape) weer tegen elkaar te brengen worden de referentiestreepjes gebruikt, zodat opnieuw de oorspronkelijke vorm van het gipsmodel verkregen wordt. De diverse hoogte-, breedte- en omvangsmaten worden overgenomen op het model en de markeringspunten worden extra geaccentueerd. Ook de rotatie van de knie-as t.o.v. het enkelgewricht zal nauwkeurig moeten worden bepaald (dit om eventuele knie- en enkelscharnieren op de juiste positie te plaatsen in de orthese) en de plekken waar deze eventuele scharnieren moeten komen.

Aandachtspunten bij het maken van het negatieve gipsmodel

- Zorg voorafgaand aan en tijdens het gipsen voor een goede uitleg aan de patiënt.
- Let bij gebruikmaking van de tricotkous of folie op dat er geen plooivorming en translatie tussen de huid en het tricot optreden. Als je hier niet goed op let, komen markeringspunten op een ongewenste plek.
- Let op dat de mate van correctie tijdens het gipsen mede afhankelijk is van het uiteindelijke materiaal dat gebruikt wordt om de orthese te vervaardigen. Zo kunnen bij een prepeg (full-contact fitting) orthese veel meer correcties aangebracht worden, dan bij conventionele orthesen die gemaakt zijn van polypropyleen of van leer in combinatie met metalen stangen. Dit betekent dat het werken met pre-preg materialen om een veel nauwkeuriger pasvorm vraagt. Immers correctie achteraf is niet meer mogelijk. Om deze reden dienen eventuele standafwijkingen voor aanvang van het gipsen manueel geadapteerd te worden. Indien correctie tijdens het gipsen nog mogelijk is, dient dit (tijdens de uitharding) zoveel mogelijk in het gipsnegatief gerealiseerd te worden. Verder moeten ingemeten hoeken met behulp van een gradenboog op het been en gipsnegatief worden gecontroleerd, zodat inzicht wordt verkregen in of er voldoende is corrigeert.
- Let op dat het gipsmodel voldoende stevig is, zodat het tijdens eventueel transport niet kan breken of vervormen. Tegelijkertijd dient het materiaal wel voldoende knipbaar en snijdbaar te blijven.
- Let bij het openknippen van het gipsnegatief op eventuele overgevoeligheden van de patiënt.
- Zorg ervoor dat als het gipsnegatief van het been wordt gehaald, het model weer op een juiste wijze wordt gesloten. Namelijk, wanneer de knip/snij sneden niet goed op elkaar aansluiten, kan er torsi in het gipsmodel ontstaan. Torsi in het gipsmodel betekent een verkeerde uitgangspositie om tot een goede matrijs te komen.
- Indien het gipsmodel gebruikt wordt voor het maken van een pre-preg orthese, dienen vierkante buizen in het model geplaatst te worden. Deze buizen dienen ter hoogte van het kniescharnier en enkelscharnier geplaatst te worden. In buizen worden vervolgens de scharnieren geplaatst, zodat ze direct kunnen worden verwerkt in het koolstof materiaal.

Het maken van het positieve gipsmodel

Op basis van het negatieve gipsmodel kan vervolgens het positieve gipsmodel worden gemaakt. Het maken van het positieve gipsmodel dient uiterst nauwkeurig te gebeuren. Namelijk, een gipspositief vormt de matrijs waar omheen verdere productie zal plaatsvinden. Om het gipspositief te maken, wordt, nadat het model dichtgeplakt en geïsoleerd is door zeepwater of talkpoeder, het gipsnegatief volgestort met gips. Als het gips hard is, wordt het gipsverband verwijderd, en is er een positief gipsmodel ontstaan. Het gipsmodel dient vervolgens gecorrigeerd te worden. Hiertoe wordt het gipsmodel bevestigd aan een in bankschroef. Het corrigeren van het gipsmodel betekent het beheersen van het volume. Hierbij geldt dat extra gips verwijderen op een plaats in het model betekent dat op die plek de druk wordt verhoogd ten behoeve van stabilisering of voor correctie. Extra gips aanbrengen op een plaats in het model betekent dat op die plek de druk wordt verlaagd. Zo wordt bijvoorbeeld ter hoogte van het caput fibulae, de M tibialis anterior en andere botuitsteeksel of pijnlijke plaatsen ter ontlasting extra gips geplaatst (2-3 mm). Als het corrigeren van het gipsmodel klaar is, wordt het model glad gemaakt, zodat er geen oneffenheden in de orthese komen. Daarna wordt het model gedroogd.

Aandachtspunten bij het maken van het positieve gipsmodel

- Let op dat bij de hiel genoeg ruimte wordt vrij gemaakt in het gipspositief, zodat (in de orthese) het weefsel onder belasting voldoende kan expanderen.
- Wanneer er een orthese met een dorsale veer wordt gemaakt, is daar bij het corrigeren van het gipsmodel al rekening mee gehouden. Bij toepassing van een veer moet de dorsale kant van het model namelijk recht zijn.
- Let op dat de mate van het gladmaken van het gipspositief mede afhankelijk is van het uiteindelijke materiaal dat gebruikt zal worden. Zo is het gladmaken vooral van belang bij de toepassing van prepeg materialen, en in geval van een koker voorziening (artrodese koker).
- Let op dat de onderkant van de voet goed vlak gemaakt wordt.
- Controleer of alle maten die tijdens het gipsen genomen zijn op de juiste wijze zijn verwerkt, o.a.:
 - De enkel-grondmaat.
 - De knie-grondmaat
 - De tuber-grondmaat
 - De dorsaal/plantairflexiehoek van de enkel
 - De flexie/extensiehoek van de knie.
 - De genu valgus/varus correctie.
 - De juiste exorotatie/ endorotatie uitlijning van de voet t.o.v. de knie (dit is uitermate belangrijk, namelijk bij te veel exorotatie van de voet zal bij dorsaalflexie van de enkel minder stabiliteit in de midstandfase en terminale standfase worden verkregen).

Het aftekenen van het orthese model

Nadat het gipsmodel gedroogd is, kan begonnen worden met het aftekenen van de plekken op het model waar de schalen van de orthese uiteindelijk moeten komen. Omdat het aftekenen van het orthese model van veel aspecten afhankelijk is en er op dit moment geen standaard methode voorhanden is, is dit onderwerp niet verder uitgewerkt.

5.6.1.2 Maatneming op basis van de CAD/CAM techniek²⁹

Hoewel het maatnemen op basis van de gipstechniek op dit moment de meest toegepaste methode is die binnen de orthopedische technologie, zijn er zeker ook een aantal nadelen of tekortkomingen te benoemen. Zo is het volledige vervaardigingproces behoorlijk arbeidsintensief en bovendien slecht reproduceerbaar. Arbeidsintensief wil zeggen dat het relatief gezien veel tijd vraagt om tot een goed product te komen ($\pm$ 25-30 uur), waarbij de kans op fouten of een afwijking tijdens het productieproces zeker niet gering is. Ook de kans op verlies van gegevens of een foutieve interpretatie bij een mondelinge of schriftelijke gegevensoverdracht is aanwezig. Daarnaast is de reproduceerbaarheid van het product, bijvoorbeeld in geval van een herverstrekking, door dit proces niet gegarandeerd. Genoemde nadelen van de gipstechniek, in combinatie met de vele innovaties op het

²⁹ De tekst in deze paragraaf is met toestemming overgenomen uit het werk "CAD/CAM in de orthopedie" (versie 2008), geschreven door F. Holtkamp. ⁽³⁰⁾

gebied van de computertechnologie, hebben halverwege de jaren 90 geleid tot de ontwikkeling van een computergestuurde techniek van maatregelen; de CAD/CAM techniek. De laatste jaren zijn de ontwikkelingen op dit gebied door de verregaande vorm van miniaturisering van computerhardware en ontwikkelingen op het vlak van de software alleen nog maar sneller gegaan. De voordelen van de CAD/ CAM techniek zijn de grote informatieverwerking, de hoge reproduceerbaarheid, en de mogelijkheid tot het digitaal opslaan van patiënt data. Daarnaast gaan snelheid en efficiëntie een steeds groter voordeel opleveren. Nadelen van deze techniek zijn o.a. de hoge investeringen.

Wat is CAD/CAM

CAD/CAM staat voor Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, wat zoveel wil zeggen als het ontwerpen en fabriceren met behulp van de computer. De techniek, zoals die (zij het nog op kleine schaal) binnen de orthopedische technologie gebruikt wordt, bestaat in principe uit drie fasen. De eerste fase betreft de *data-acquisitie* aan de hand van een scanner. Daarna vindt *vertaling van de data* plaats met behulp van een computer (CAD). Na de vertaling van de data kan deze met behulp van software worden bewerkt (i.e. *het modelleren en simuleren van de data*), en na bewerking kan *het product* met de aangebrachte aanpassingen door een computergestuurde machine (CAM) worden vervaardigd.

Data-acquisitie (3D scanning)

Het CAD/CAM proces begint met acquisitie van geometrische gegevens ten behoeve van het vervaardigen van de orthese. Het vastleggen van gegevens kan gerealiseerd worden door gebruik te maken van een scanner. Afhankelijk van de softwareontwikkelaar wordt van verschillende methoden gebruik gemaakt. Bij het scannen is altijd een referentiepunt ten opzichte het te scannen lichaamsdeel nodig. Immers dit referentiepunt is de verbinding tussen de het fysieke lichaamsdeel en de virtuele dataset die gaat ontstaan bij het scannen. Ten behoeve van het scannen zijn diverse systemen beschikbaar, waaronder de lichtscanner, full-body scanner en laserscanner. De meest nauwkeurigste scan-methode is die van de laserscanner. Het aantal gemeten punten is met deze methode het grootst, en dus ook de hoeveelheid aan data. Bij het werken met een laserscanner kunnen ook weer verschillende methoden worden gebruikt om te komen tot een 3d visualisatie van het gescande lichaamsdeel. Een van deze methoden omvat het plaatsen van een kous over het te scannen lichaamsdeel. In deze kous zijn markers bevestigd die nodig zijn voor het vormen van een referentiekader. Het laserlicht scant vervolgens over het lichaamsdeel, en de reflectie van de laserstraal wordt opgevangen door een beeldsensor. De plaats waar het licht deze beeldsensor raakt wordt vertaald in een pixelpositie. Al deze pixelposities samen geven via softwarealgoritmes een virtuele 3d representatie van de oorspronkelijke vorm.

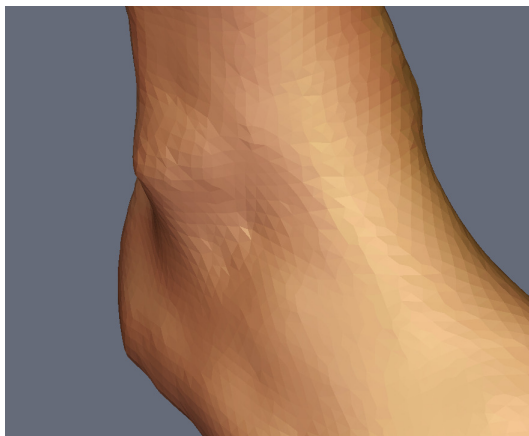
Het vertalen van de data (CAD)

De volgende stap in het CAD/CAM proces is het doorsturen van de gescande data naar een computer, alwaar de gegevens met behulp van een softwareprogramma worden vertaald naar een digitaal model van het gescande lichaamsdeel. Softwareprogramma's, dan wel technieken die hiervoor gebruikt kunnen worden zijn:

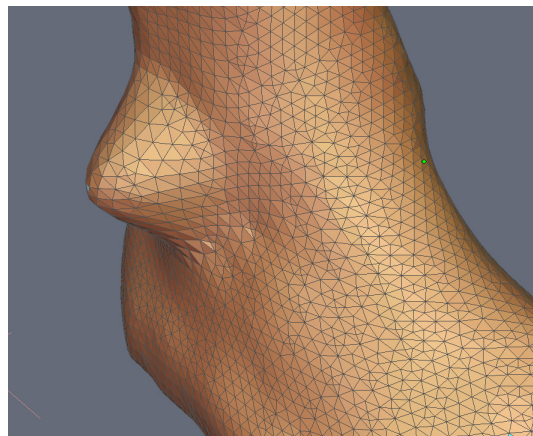
- De surface modelling techniek, waarmee gescande punten met elkaar verbonden worden door middel van lijnen, van waaruit vervolgens convexe veelvlakken worden gecreëerd.
- De solid modelling techniek, waarmee gescande punten met elkaar verbonden worden door middel van lijnen, van waaruit vervolgens zogenaamde solids worden gecreëerd.
- De STL modelling techniek, waarmee de gescande punten worden verbonden tot kleine driehoekjes die volledig sluitend zijn.

Het modelleren en simuleren van de data

Nadat het gescande lichaamdeel vertaald is naar een digitaal model, kan gestart worden met het modelleren (en simuleren) van de data. Werd het orthese model bij toepassing van de gipstechniek gemodelleerd door middel van het handmatig verwijderen, dan wel aanvullen van gips. Bij toepassing van de CAD/CAM techniek vindt het modelleren plaats met behulp van de computer (Figuur 8). Dit vraagt om een andere denkwijze van de orthopedisch instrumentmaker/ technoloog, waarbij kennis van computers noodzakelijk is. Zo moet de orthopedisch instrumentmaker nu op het beeldscherm aangeven in welk gebied hij wil gaan corrigeren. Pas na de definitie van dit gebied kan er daadwerkelijk gecorrigeerd worden door het aanklikken van te corrigeren punten met de muis. Nadeel hierbij kan zijn dat het enige training vereist van de orthopedisch instrumentmaker. Een van de voordelen is dat alle wijzigingen bewaard blijven, zodat altijd teruggerepen kan naar een eerder model. Zeker bij een herverstreking levert dit tijdswinst op. Een ander voordeel is alle data, onbewerkt en bewerkt, digitaal wordt vastgelegd zodat in een later stadium altijd kan worden teruggekeken wat er is gemodificeerd.



Figuur 8. Links; het digitale model



Figuur 8. Rechts; het modelleren van het model

Het vervaardigen van het product (CAM)

Wanneer alle correcties in het model zijn aangebracht, kan het product (i.e. de orthese) worden vervaardigd. Ook hier zijn verschillende technieken toepasbaar, waaronder bijvoorbeeld de freestechneek. Met behulp van deze techniek wordt er, via de software waarmee eerder de genoemde correcties werden uitgevoerd, een zogenaamde CNC (Computer Numerical Control) file aangemaakt, waarmee een CNC draai- of freesmachine kan worden

aangestuurd. In de praktijk zal veelal gebruik gemaakt worden van een bijgeleverde draai-, of freesmachine, waarbij voor het vervaardigen van de orthese doorgaans gewerkt wordt met polyurethaanschuim, dat met behulp van de machine wordt gefreesd tot het gewenste product (Figuur 9). Hierbij is de vormnauwkeurigheid met betrekking tot het computermodel zeer groot. Andere, meer innovatieve technieken zijn: i) de layer manufacturing techniek (productietechniek waarbij het product laag voor laag wordt opgebouwd), ii) stereolithografie (productietechniek waarbij het product gemaakt wordt op basis van fotopolymerisatie), iii) 3D metal printing, en iv) de selective laser sintering techniek.



Figuur 9. Polyurethaanschuim



Twee voorbeelden van freesmachines



5.7 TYPERINGEN VAN HET MARKTAANBOD

Ongeacht de techniek die toegepast wordt voor het maatnemen en vervaardigen van de orthese, dienen er door de instrumentmaker keuzes gemaakt te worden ten aanzien van te gebruiken materialen en scharnieren. De fabricatieprocessen hieromtrent worden in dit handboek niet beschreven. Wel wordt een overzicht gegeven van de verschillende materialen en scharnieren die er op dit moment op de markt beschikbaar zijn.

5.7.1 Orthesen en materialen

EVOs en KEVOs kunnen op diverse wijzen worden opgebouwd, variërend van zware orthesen van leer in combinatie met smeedstalen stangen, tot nagenoeg volledig polypropyleen orthesen. Bij de keuze voor een bepaald materiaal is het van groot belang te bedenken welke eisen aan de orthese worden gesteld. Hoe rigide (stijf) moet de voorziening zijn?

Over het algemeen is polypropyleen (een thermoplastisch materiaal) onvoldoende vormvast. Voordeel is wel dat het materiaal zeer licht is. Orthesen gebouwd uit stangen en leren kokers zijn, hoewel meer vormvast, daarentegen weer zwaar in gewicht. Andere nadelen zijn de matige pasvorm en de bewerkelijkheid van het aan- en uittrekken. Nieuwe technieken, zoals de toepassing van koolstof (een thermoplastisch materiaal) in combinatie met kevlar en met full-contact modellering (de orthese volgt zeer nauw het contour van het been met name ter

plaatse van de benige structuren waar men corrigerende of stabiliserende krachten wil uitoefenen), maken het mogelijk om zeer lichte én vormvaste orthesen te maken. De nieuwste ontwikkeling op dit gebied zijn de prepreg materialen; geweven koolstofmatten met epoxy geïmpregneerd (koolstofcomposiet). De eigenschappen en toepassingen van deze verschillende materialen worden nader toegelicht.

5.7.1.1 Thermoplastische materialen

Polyethyleen (PE)

Kenmerk: Het materiaal is macro moleculair en heeft een amorfe structuur (molecuul ketens ver uit elkaar). De mechanische eigenschap van dit materiaal is zeer gering.

Toepassing: PE wordt vooral ingezet voor de orthese nachtbehandeling.

Polypropeen (PP)

Kenmerk: Het materiaal is macro moleculair, en heeft een kristallijne structuur (lange moleculair ketens dicht op elkaar en meestal in een richting). De mechanische eigenschap van dit materiaal is matig, doordat het onvoldoende vormvast is. Hierdoor kunnen de beoogde functies van de orthese (zoals het verminderen van een standafwijking) niet (altijd), of slechts ten dele worden bewerkstelligd.

Toepassing: PP wordt over het algemeen gebruikt ten behoeve van het verbeteren van het staan en lopen bij kinderen tot een leeftijd van ongeveer 10 jaar en met een gewicht van < 25 kg. Wanneer er sprake is van uitsluitend een voetheffers parese (i.e. verlamming van de dorsaalflexoren), wordt dit type materiaal ook gebruikt bij oudere en zwaardere patiënten. Indien de uitgebreidheid van de onderliggende pathologie groter is (er zijn meer spiergroepen aangedaan en/of er is sprake van gewrichtsvormafwijkingen), en de orthese dus een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren, dan is een stijver en sterker materiaal vereist, bijvoorbeeld een thermohardend materiaal.

5.7.1.2 Thermohardende materialen

Toegepast acrylhars (MATRIX)

Toegepaste bewapeningsmaterialen zijn

- *glasvezel*
- *perlonweefsel*
- *nylonweefsel*
- *koolstofweefsel*
- *kevlarweefsel*

- Kenmerk:** De bovengenoemde weefsels en vezels + de MATRIX vormen samen de composiet. Het materiaal heeft een driedimensionale molecuulstructuur en is daardoor vrij sterk en stijf. De mechanische eigenschap van het materiaal is afhankelijk van welke composiet wordt toepast.
- Toepassing:** Toegepast acrylhars wordt over het algemeen gebruikt ten behoeve van het verbeteren van het staan en lopen. Zeker wanneer er sprake is van een uitgebreidere onderliggende pathologie (er zijn meer spiergroepen aangedaan en/of er is sprake van gewrichtsvormafwijkingen), wordt de toepassing van dit materiaal aanbevolen, omdat de orthese een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren.

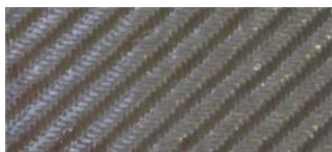
5.7.1.3 Prepreg materialen

Naast het werken met thermoplastische en thermohardende materialen, wordt er tegenwoordig ook gewerkt (zij het nog op kleine schaal) met prepreg materialen, waaronder multidirectionaal (geweven) carbon, unidirectionaal carbon, aramide (kevlar) en Dyneema.

Het multidirectionaal carbon wordt gebruikt voor grote vlakken van de orthese, de kappen en het voetbakje. Unidirectionaal carbon wordt gebruikt voor versterkingen in de orthese, voor de stangen, en het opvullen van openingen rondom de scharnieren. Ook voor een verende voetplaat en de dorsale veer wordt unidirectionaal carbon gebruikt. Kevlarvezels worden in een orthese verwerkt in de voetplaat om die flexibiliteit te geven. Dyneema tot slot wordt bij orthesen aan de buitenkanten van de voetplaat gebruikt, dit materiaal is erg sterk en breukvast en biedt bescherming aan de voet tegen de koolstof.



Multidirectionaal carbon, recht



Multidirectionaal carbon, recht



Unidirectionaal carbon, recht



Kevlar



Dynemaa

Kenmerk: Bovengenoemde materialen zijn geïmpregneerd met epoxyhars. Deze epoxyhars is thermohardend, en het hars zal helemaal uitharden als het materiaal in de oven wordt gebakken onder vacuüm. Hierdoor is het materiaal enorm sterk en stijf.

Toepassing: Toegepast acrylhars wordt over het algemeen gebruikt ten behoeve van het verbeteren van het staan en lopen. Zeker wanneer er sprake is van een uitgebreidere onderliggende pathologie (er zijn meer spiergroepen aangedaan en/of er is sprake van gewrichtsvormafwijkingen), wordt de toepassing van dit materiaal aanbevolen, omdat de orthese een grote kracht moet kunnen opvangen zonder te deformeren.

De voordelen om met deze technieken een orthese te vervaardigen zijn:

- De orthese is zeer licht in gewicht
- Het materiaal is veel sterker is dan een acrylhars composiet
- De wanddikte van de orthese is dunner. Hierdoor is het mogelijk de orthese te combineren met confectieschoeisel, wat een belangrijk bijkomend cosmetisch voordeel vormt.
- Een ander voordeel is dat het energieverbruik van prepeg KEVOs met knievaststelling aangetoond is lager te zijn dan van conventionele KEVOs die gemaakt zijn van leer in combinatie met smeedstalen stangen of van polypropyleen.⁽²⁷⁾
- Tevens is het eenvoudiger om de 3^e ontwikkelingsfase beter te beïnvloeden (de buigzaamheid van de voetplaat is in het productieproces te beïnvloeden)
- De techniek heeft echter één groot nadeel. Namelijk het werken met dit materiaal stelt zeer hoge eisen aan de orthopedisch instrumentmaker, omdat correctie achteraf niet mogelijk is. Daarom wordt bij het werken prepeg materialen altijd eerst een testkoker gemaakt (zie paragraaf 6.2).

5.7.2 Orthesen en scharnieren

Naast een diversiteit aan materialen, zijn er ook verschillende scharnieren op de markt beschikbaar. Hieronder worden enkele recente marktyperingen voor wat betreft kniescharnieren gegeven, waarbij een onderscheid gemaakt wordt tussen mechanische kniescharnieren, mechanische stance control kniescharnieren, en automatische kniescharnieren.

5.7.2.1 Mechanische kniescharnieren met en zonder knievaststelling

(Leverancier Otto Bock)

Een vaststellingsscharnier dient handmatig vergrendeld en ontgrendeld te worden.

Dit type scharnier is op twee manieren te gebruiken:

1) Als er voldoende kracht is in de M quadriceps femoris om de knie te gebruiken, wordt de vaststelling eruit gelaten en wordt gesproken van een vaststellingsscharnier zonder vaststelling. Dit type scharnier wordt gebruikt als er een afwijking is in het kniegewricht, zoals een genu valgus of varus, of als er sprake is van een hyperextensie instabiliteit.



2) Als er onvoldoende kracht is in de M quadriceps femoris zonder genu valgus of varus afwijking en/of laxiteit, dan wordt het vaststellingsscharnier met vaststelling gebruikt. De patiënt loopt dan met gestrekt been en kan het scharnier handmatig ontgrendelen bijvoorbeeld als hij wil gaan zitten.



5.7.2.2 Mechanische stance control (SC) kniescharnieren

UTX-Swing orthese en de Free Walk

(leveranciers: Ambroise en Otto Bock)

Een orthese met dit type kniescharnier vergrendelt in de standfase en ontgrendelt in de zwaai fase. Deze vergrendeling en ontgrendeling wordt geregeld door de voetstand: plantairflexie bij hiellanding vergrendelt en dorsaalflexie bij voetklaring ontgrendelt. De orthese is licht en geeft weinig huidirritatie en transpiratieproblemen door de beperkte contactvlakken met de huid. Dit laatste geeft echter nogal eens aanleiding tot pijnklachten door lokale druk ter plaatse van de contactvlakken. Indien er geen flexiecontractuur van de knie is, de beenas stabiel is in extensie, er geen noodzaak aanwezig is om ter hoogte van de enkel/voet te corrigeren of (gedeeltelijk) te immobiliseren, en de spierkracht van de heupextensoren voldoende is, kan men een UTX-Swing orthese toepassen. De indicatie bij patiënten met neuromusculaire aandoeningen is echter beperkt, omdat vaak niet aan de randvoorwaarden voldaan kan worden en/of omdat men afwijking over de voet mogelijk wil maken waarop de constructie niet is berekend.

SwingPhase Lock (SPL)

(leverancier: Basko)

Dit scharnier vergrendelt en ontgrendelt mechanisch door middel van een pendulum dat kantelt afhankelijk van de hoek die het scharnier maakt met de verticaal. Voorwaarde is dat er geen flecterende kracht op het scharnier wordt uitgeoefend op het moment dat het moet ontgrendelen. Er is dus een extenderend kniemoment nodig op het moment van ontgrendelen. Dit kan worden bereikt door enige actieve plantairflexie uit te oefenen of passief door een dorsaalflexiebegrenzing rond de enkel toe te passen. Het SPL-scharnier vergrendelt uitsluitend indien bij het naar voren brengen van het been de eindstand bereikt wordt. Hiermee moet rekening worden gehouden bij het opbouwen van de



orthese. Bij een flexiecontractuur van de knie betekent dit dus dat de knieflexie-stand zelfs iets toeneemt. Het passief wat extra extenderen zoals bij een knievaststelling nog wel eens wordt toegepast, is dus niet mogelijk. Op dit moment komt een opvolger op de markt, de SPL-II, die drie vergrendelhoeken kent en dus ook bij niet volledige strekking van de knie blokkeert. Dit zal de veiligheid ten goede komen.

NeuroMatic

(leverancier: Fior & Gentz)

Het NeuroMatic scharnier wordt gedurende het lopen vergrendeld, ongeacht de hoek van de knie, en ontgrendeld door rotatie van het enkelscharnier. Daarmee is het scharnier relatief veilig toe te passen bij mensen die altijd met knie-vaststelling hebben gelopen. Het scharnier kan worden ongebouwd in naar maat gemaakte orthesen, en de vergrendeling en ontgrendeling wordt op dezelfde wijze aangestuurd als bij de UTX/Free Walk, nl. door voetbeweging in plantair- (vast) en dorsaalflexie (los) met een kabel vanaf de enkel. Met een palletje kan het scharnier desgewenst ook permanent worden vergrendeld (hetgeen prettig kan zijn bij lang staan, bij het manoeuvreren in kleine ruimten en bij lopen in een drukke omgeving) of ontgrendeld (bijv. om te fietsen). Het voordeel is dat de orthese verder kan worden opgebouwd naar de eisen van de patiënt ten aanzien van een tuberzit, enkelvoet-opbouw, etc. Een nadeel is dat het scharnier kan vergrendelen aan het einde van de standfase indien de patiënt actieve plantairflexie maakt om de voet af te zetten. Een heel krachtige kuitspier is dus een contra-indicatie. De bediening kan zo nodig worden uitgewisseld naar elektronisch (NeuroTronic).



5.7.2.3 Elektronische SC kniescharnieren

De E-knee

(leverancier: Becker Orthopedics, importeur Loth Fabenim)

De E-knee, het 1^e elektronische SC scharnier dat op de markt is gebracht, wordt aangestuurd door middel van voetcontacten. Het scharnier vergrendelt onafhankelijk van de hoek op het moment dat er gewicht op het been wordt genomen, waardoor de voetplaat gecompriëerd wordt. Het scharnier is vrij groot en met de batterijen erbij nogal zwaar. Om te kunnen ontgrendelen moet een extern extenderend kniemoment worden geleverd. Voordeel is dat het bedrijfszeker is en geen speciale training vergt. Nadelen zijn het gewicht, het dagelijks (nachtelijks) moeten opladen van de batterij en het mechanische geluid van het vergrendelen en ontgrendelen. Bij stroomuitval blijft het scharnier overigens permanent vergrendeld. Dit scharnier wordt inmiddels niet meer geleverd.

NeuroTronic (leverancier Fior & Gentz)

Het NeuroTronic scharnier is hetzelfde als de NeuroMatic, maar de bediening verloopt elektronisch door middel van voetcontacten. Dit kan worden toegepast indien er geen enkelbeweeglijkheid mogelijk is of actieve plantairflexie aan het einde van de standfase optreedt waardoor het scharnier blokkeert aan het begin van de standfase wat ongewenst is en kan leiden tot gevaarlijk struikelen. Nadeel is de kwetsbaarheid van de elektronica en de beperkte levensduur van de batterij. Reservebatterijen zijn raadzaam.



E-MAG Active (leverancier: Otto Bock)

Nieuw op de markt is de *E-MAG Active*. Dit scharnier wordt aangestuurd door versnellingsopnemers die signalen opnemen over de heupbeweging. Het systeem is dus niet afhankelijk van signalen van onder de voet en dus ook niet van belasting op de voet. Het scharnier vergrendelt in één positie, indien de benodigde extensie wordt bereikt. Let wel, een KEVO met SC scharnier is zeker niet voor iedereen de beste oplossing. Bijvoorbeeld bij heel ernstige en uitgebreide verlammingen rond de heup en enkel, al dan niet met een flexiecontractuur van de knie is een SC scharnier vaak niet mogelijk. Ook moet worden bedacht dat het lopen met een KEVO met SC scharnier lang niet altijd sneller of efficiënter is dan lopen met een knievaststelling, omdat het bedienen van het mechanisme aandacht kost en een ander looppatroon vereist. ⁽²⁴⁾

5.8 HET TUNEN VAN DE ORTHESE-SCHOEN COMBINATIE

Behalve de orthese zelf is ook het schoeisel bepalend voor het uiteindelijke biomechanische effect, en dus voor het uiteindelijke looppatroon. Indien dit niet op elkaar is afgestemd, kan dit leiden tot ongewenste of suboptimale resultaten. Daarom is het zogenaamde tunen van de orthese-schoen combinatie van groot belang.

Tuning is het proces waarbij kleine aanpassingen aan het ontwerp van de orthese-schoen combinatie worden gedaan, om zodoende een optimaal effect te bereiken. De belangrijkste doelen die hiermee worden nagestreefd zijn: i) het optimaliseren van de kinematica van het onderbeen ii) het manipuleren van de grondreactiekracht voor wat betreft het aangrijpingspunt, de richting en het verloop, ten opzichte van heup en knie en door i en ii: iii) het voorkomen van overmatige knie-extensie en knie-flexie gedurende de standfase, en het realiseren of behouden van adequate heupextensie in stand. ⁽³¹⁾

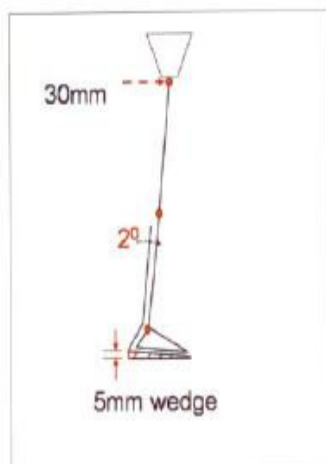
5.8.1 Het belang van de kinematica van het onderbeen in het proces van tuning.

In het proces van tuning speelt de kinematica van het onderbeen een belangrijke rol. De kinematica van het onderbeen kan beschreven worden aan de hand van de hoek tussen de tibia en de verticaal (de shaft-to-vertical angle, ofwel de tibia inclinatiehoek), gemeten in het sagittale vlak. ⁽³¹⁾ De tibia inclinatiehoek wordt uitgedrukt in graden ten opzichte van de verticaal, waarbij de verticaal 0° is. Afwijkingen ten opzichte van de verticaal worden gedefinieerd als voorwaarts hellend t.o.v. de verticaal (inclined) en achterwaarts hellend t.o.v. de verticaal

(reclined). Het manipuleren of tunen van deze tibia inclinatiehoek wordt gebruikt om het effect van de orthese-schoen combinatie te optimaliseren. Dit is van groot belang omdat door het (grotendeels) immobiliseren van de enkel in de EVO, deze adaptatie of controle door de patiënt is weggenomen.

5.8.2 Het proces van tuning.

Het proces van tuning begint met het aanpassen van de tibia inclinatiehoek in de middenstandfase. ⁽³¹⁾ Op basis van wetenschappelijk onderzoek is aangetoond dat met een tibia inclinatiehoek van 10-15° het meest optimale kinematische effect wordt bereikt. ⁽³²⁾ Met andere woorden, in de middenstandfase moet de tibia inclinatiehoek tussen de 10-15° graden worden uitgelijnd voor een goed verloop van de grondreactiekracht. Dit is het resultaat van een samenspel tussen de enkelhoek in de orthese en de hakhoogte onder de schoen. Hierbij kan de optimale hakhoogte worden vastgesteld door het plaatsen van plankjes onder de hiel, waarbij geldt dat met een verhoging van 5 mm onder de hiel de tibia inclinatiehoek met 2° wordt vergroot, en tegelijkertijd de heup 30 mm voorwaarts wordt bewogen (Figuur 10).



Figuur 10. Het tunen van de hakhoogte

Het hakontwerp <i>t.b.v tuning in de loading response</i>		Het zoolontwerp <i>t.b.v tuning in de terminale standfase</i>	
	Platte hak		Flexibele zool met een plat of rond profiel
	Negatieve hak		Stijve zool met een rond profiel
	Positieve hak		Stijve zool met een point loading rocker

Figuur 11 . Het tunen van het hakontwerp en het zoolontwerp

De tweede stap in het proces van tuning is het aanpassen van het ontwerp van de zool in de terminale standfase en pre-zwaai fase. ⁽³¹⁾ Hierbij zijn er drie mogelijkheden voor wat betreft de keuze van het zoolontwerp (Figuur 11): i) een flexibele zool met een plat of rond profiel, zodat gebruik gemaakt kan worden van de 3^e rocker functie, ii) een stijve zool met rond profiel en iii) een stijve zool met een point loading rocker die de uitlijning van de GRK achter de heup faciliteert en daarmee het genereren van een heupextensie moment in Tst.

Tot slot, dient in de fase van LR het ontwerp van de hak te worden aangepast. Er drie mogelijkheden t.a.v. de hakkeuze: i) een platte hak, ii) een negatieve hak, waarmee (t.o.v. een platte hak) de momentsarm van de GRK in relatie tot de enkel en knie wordt verkleind en iii) een positieve hak, waarmee (t.o.v. een platte hak) de momentsarm van de GRK in relatie tot de enkel en knie wordt vergroot.

REFERENTIES

1. Bougie THM. Nederlandstalige termen voor orthesen en orthesecomponenten (afgeleid van ISO 13404 ^(2,3)), 2010.
2. ISO normen zijn verkrijgbaar bij het Nederlands Normalisatie Instituut (NEN) te Delft; zie www.nen.nl. NEN vertegenwoordigt ISO in Nederland.
3. ISO13404 Prosthetics and orthotics – Classification and description of external orthoses and orthotic components.
4. Assistive products for persons with disability - Classification and terminology ISO 9999, fourth edition, 2007.
5. Noppe K. Syllabus "Statica met betrekking tot orthesen" (versie 2009).
6. Bougie THM. Nederlandstalige termen voor het beschrijven van de gebruiker, klinische behandeldoelen en functies van een orthese (afgeleid van ISO 8551 ^(2,7)), 2009.
7. ISO 8551 Prosthetics and orthotics – Functional deficiencies – Description of the person to be treated with an orthosis, clinical objectives of treatment, and functional requirements of the orthosis, 2003.
8. NHS Quality improvement Scotland. Use of ankle foot orthoses following stroke; Best practice statement, 2009.
9. Hsu J, Michael J, Fisk JR, editors. Atlas of orthoses and assistive devices. American Academy of Orthopedic Surgeons; 4th edition, Philadelphia, 2008; p299-309.
10. Condie ME, Campbell JH, Martine JD. Report of a consensus conference on the orthotic management of stroke patients. ISPO; Copenhagen, 2004.
11. Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Smith JC. Gait abnormalities in tibial nerve paralysis: a biomechanical study. Arch Phys Med Rehabil. 1985 Feb; 66(2): 80-5.
12. Waters RL. Physiological rationale for orthotic prescription in paraplegia. Clin Prosthet Orthot. 1987; 11: 66.
13. Beekman C, Perry J, Boyd LA, Newsam CJ, Mulroy SJ. The Effects of a Dorsiflexion-Stopped Ankle-Foot Orthosis on Walking in Individuals with Incomplete Spinal Cord Injury. Top Spinal Cord Inj Rehabil 2000; 5(4): 54–62
14. Nollet F, Noppe C. Orthosis for persons with postpolio syndrome. In: Hsu JD, Michael JW, Fisk R (ed): AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices. Mosby Elsevier, Philadelphia 2008; 4: 411-417
15. Ploeger HP, Bus SA, Brehm MA, van Schie CHM, Nollet F. The effect of an ankle-foot orthosis with dorsiflexion-stop on gait analysis parameters, energy expenditure, and patient satisfaction in former polio patients with plantar flexor weakness. ESMAC 2011.
16. Irby S, Bernhardt K, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: the dynamic knee brace system. Prosthet Orthot Int 2005; 29(3): 269-82.
17. Hebert JS, Liggins AB. Gait evaluation of an automatic stance-control knee orthosis in a patient with postpoliomyelitis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2005 August; 86(8):1676-80.
18. Irby S, Bernhardt K, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: the dynamic knee brace system. Prosthet Orthot Int 2005; 29(3): 269-82.
19. Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait changes over time in stance control orthosis users. Prosth Orthot Int 2006; 31(4): 353-61.
20. Yakimovich T, Lemaire ED, Kofman J. Preliminary kinematic evaluation of a new stance control knee ankle foot orthosis. Clinical biomechanics 2006; 21(10): 1081-9.
21. Zissimopoulos A, Fatone S, Gard SA. Biomechanical and energetic effects of a stance control orthotic knee joint. J Rehabil Res Dev 2007; 44(4): 503-14
22. Siebrecht MAN, van Schie CHM, Beelen A, Otterman N, Noppe C, Nollet F. The effect of an ankle-foot-orthosis with dorsiflexion stop on walking in former polio patients with weak plantar flexors. Proceedings 12th ISPO World congress, 2007.
23. Hwang S, Kang S, Cho K, Kim Y. Biomechanical effect of electromechanical knee-ankle-foot-orthosis on knee joint control in patients with poliomyelitis. Med Biol Eng Comput 2008; 46: 541-9.
24. Van Schie CHM, Sabelis LWE, Nollet F. Knee moments during walking in Stance-Control Knee-Ankle-Foot-Orthoses. Proceedings ESMAC congress, 2009.
25. Davis PC, Bach TM, Pereira DM. The effect of stance control orthoses on gait characteristics and energy expenditure in knee-ankle-foot orthosis users. Prosth Orthot Int 2010;34(2):206-15
26. Zacharias B, Kannenberg A. Clinical benefits of stance control orthosis systems- an analysis of the scientific literature. Orthopädie-Technik 2011 (6); 1-7.
27. Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CA, Harlaar J, Nollet F. Effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. J Rehabil Med 2007; 39(8): 651-657.
28. BE Zinnemers. Dictaat "Beenorthesen", 1986.
29. LJBm. Klaus. Syllabus "Vaktheorie orthopedische technieken". Uitgeverij Educatief bv.; Meppel, 2005.
30. F. Holtkamp. CAD / CAM in de orthopedie. (Amputatie en prothesiologie van de onderste extremiteit onder redactie van Geertzen JHB en Rietsema JS, 2008).
31. Owen E. Tuning of ankle-foot orthosis footwear combinations for children with cerebral palsy, spina bifida and other conditions. Syllabus, 2004.
32. Owen E. Shank angle to floor measures and tuning of ankle foot orthosis footwear combinations for children with cerebral palsy, spina bifida, and other conditions. MSc thesis-Glasgow; University of Strathclyde, 2004.

HOOFDSTUK 6

Afleveren en gebruiken van de orthese

6.1 INLEIDING

Stap 6 in de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg is het afleveren, instrueren en gebruiken van de orthese. In geval van het selecteren van een orthese (i.e. wanneer gekozen is voor een geprefabriceerde orthese) vindt vaak eerst een periode van uitproberen plaats, voordat de definitieve orthese uit het beschikbare marktaanbod wordt besteld en afgeleverd. Tijdens deze periode van uitproberen is het van belang dat de zorgdeskundige instructies geeft aan de cliënt over een juist gebruik van de orthese (paragraaf 6.4.1). Bovendien is het van belang het functioneren en het gebruik van de orthese in relevante omstandigheden te testen, als ook de geschiktheid van de orthese ten aanzien van het behandeldoel, i.e. het beoogd functioneren en het beoogde gebruik, te evalueren. In geval van het vervaardigen van de orthese, vindt eerst een fase van passen plaats (paragraaf 6.2), waarna de orthese wordt afgeleverd (paragraaf 6.3).

6.2 HET PASSEN VAN DE ORTHESE

Het passen van de orthese is een belangrijk onderdeel in het afleverproces. Dit is zeker het geval wanneer de orthese wordt vervaardigd van hoogwaardige materialen als prepeg. Het werken met dit materiaal stelt namelijk zeer hoge eisen aan de orthopedisch instrumentmaker, omdat correctie achteraf niet mogelijk is. Daarom wordt bij het werken met prepeg materialen altijd eerst een testkoker gemaakt, die tijdens een afspraak met de orthopedisch instrumentmaker wordt gepast. De testkoker wordt vervaardigd uit een transparante thermoplastische kunststof. Dit is wenselijk omdat zo door het materiaal heen gekeken kan worden of de pasvorm goed is. Het materiaal laat zich ook gemakkelijk door verwarming vervormen; dit is noodzakelijk indien er nog correcties moeten worden uitgevoerd. Op de testkoker worden ook aantekeningen gemaakt. Verschillende hoogtes en breedtes en de uitsnijdingen van de knieholte, (i.v.m. het kunnen buigen van de knie) worden aangetekend. Ook de plaats waar enkel en/of kniescharnieren moeten komen, worden gecontroleerd en aangetekend. Als de correcties in testfase zijn uitgevoerd en op het gipsmodel zijn overgebracht, kan de vervaardiging van de definitieve beenorthese beginnen, waarna een tweede pasfase volgt. De contouren van de beenorthese worden dan definitief vastgesteld. Instellingen van de enkel en kniescharnieren worden beoordeeld en eventueel nog aangepast. Tevens worden de uitvoering en plaats van de sluitingen bepaald. Daarna wordt de orthese afgeleverd.

6.3 HET AFLEVEREN VAN DE ORTHESE

Tijdens de fase van afleveren vindt de laatste controle plaats en wordt nagegaan of de pasvorm en functionaliteit van de orthese voldoen. Aanbevolen wordt om deze controle te doen aan de hand van een gangbeeldonderzoek

(bij voorkeur geïnstrumenteerd), zodat de leverancier en arts objectief kunnen beoordelen of de orthese voldoet aan de eerder gestelde indicatie en het PvE. Daarnaast is de mening van de gebruiker van groot belang.

Het afleveren van de orthese betreft niet alleen een inspectie van de pasvorm en functionaliteit van de orthese. Ook een inspectie van de orthese-schoen combinatie is belangrijk voor het slagen van een nieuwe orthese. Namelijk, het schoeisel, samen met de orthese zijn bepalend voor het uiteindelijke biomechanische effect. Een verkeerde afstelling of uitlijning tussen beiden kan leiden tot ongewenste resultaten. Daarom is het tunen van de orthese-schoen combinatie van groot belang (beschreven in paragraaf 5.8).

6.4 VOORLICHTING, INSTRUCTIE EN TRAINING

6.4.1 Voorlichting en instructie

Om de orthese goed en veilig te kunnen gebruiken, moet de cliënt op de hoogte zijn van de werking van de orthese: wat is de functionaliteit van het product, welke problemen worden wel en niet opgelost door de orthese, wanneer is het nodig om contact op te nemen met de leverancier en waar moet op gelet worden bij de aanschaf van nieuwe schoenen. Deze voorlichting aan de patiënt wordt bij de aflevering gegeven door de fabrikant/leverancier, evenals een instructie over het juist instellen en gebruiken van de orthese (bijv. het juist instellen en gebruiken van scharnieren). Instructie betreft ook het geven van een onderhoudsvoorschrift en het geven van informatie over de levensduur van het product, de vervangingstermijn en de risico's. Deze aspecten moeten veilig gebruik van de orthese waarborgen. Daarnaast moet de cliënt mondeling en schriftelijk op de hoogte worden gebracht van de te volgen procedure bij defecten, reparaties en klachten. Dit maakt deel uit van de kwaliteitsborging (service en garantie) door de leverancier.

Onderdeel van het goed en veilig gebruiken van de orthese betreft ook het aangeven hoe de patiënt met het hulpmiddel moet lopen. Het aanleren van een juist looppatroon is belangrijk gezien de veiligheid van de patiënt en het gebruiksgemak. Om adequaat met een orthese te kunnen lopen, kan training noodzakelijk zijn, zeker bij hightech voorzieningen met elektronische kniescharnieren. Hiertoe kan de leverancier of behandelend arts de cliënt doorverwijzen naar de fysiotherapeut.

6.4.2 Training

Een trainingsprogramma moet worden opgesteld voor optimaal gebruik van de orthese. Hierbij dient aandacht besteed te worden aan de hulpvraag en gewenste activiteiten en participaties van de cliënt, de spiersterkte van de onderste extremiteiten, het mobiliteitsniveau, de leefsituatie en fysieke omgeving van de cliënt (aanwezigheid van trappen, breedte van deuropeningen) en de leermogelijkheden van de patiënt. ⁽¹⁻⁴⁾ Afhankelijk van deze aspecten kan het trainingsprogramma bestaan uit een basislooptraining, maar ook uit het oefenen op ruwe en oneffen ondergronden en op hellingen en trappen. Daarnaast kan het relevant zijn om de cliënt te leren om

bepaalde obstakels te overwinnen, zoals het openen van deuren, het nemen van stoepen en het hanteren van de orthese bij het uitvoeren van transfers (bijv. naar het toilet gaan, opstaan uit een stoel, in en uit een auto stappen, etc). Tot slot kan training van specifieke activiteiten relevant zijn, bijvoorbeeld wanneer de cliënt met de orthese wenst te fietsen, autorijden, of sporten. Deze verschillende trainingsaspecten (zie ook bijlage VI, onder instructie en training) worden hieronder toegelicht. De beschrijvingen zijn hierbij specifiek toegespitst op patiënten die gebruik maken van een KEVO, typen: *KEVOs met een knievaststelling* en *KEVOs met een mechanisch stance control (SC) kniescharnier*, zoals de *UTX-swing*, de *Swing Phase Lock (SPL)* en de *Neuromatic* ³⁰, aangezien doorgaans voor deze typen looptraining geïndiceerd is.

6.4.2.1 Basislooptraining³¹

De basislooptraining dient bij voorkeur op een analytische manier te worden aangeboden, waarbij de verschillende fasen van het gaan (IC, LR, Mst, Tst, Psw, lsw, Msw, Tsw) apart worden geoefend. De fysiotherapeut is op deze manier in staat om problemen in een bepaalde fase met de voor de cliënt beste strategie op te lossen. Voordat met de training wordt gestart, formuleert de fysiotherapeut doelstellingen waaraan de training moet voldoen. Deze doelstellingen zijn gebaseerd op de hulpvraag van de cliënt en op de (on)mogelijkheden op stoornisniveau. Dit betekent dat er vooraf wordt beschreven wat het uiteindelijke resultaat van de training op vaardigheidsniveau gaat zijn, hoe lang het proces gaat duren en welke trainingsopbouw gevolgd gaat worden om dit te bereiken. Hieronder is een uiteenzetting gegeven van een dergelijke trainingopbouw, inclusief voorbeelden van oefeningen die in de basislooptraining gebruikt kunnen worden, waaronder het opstaan, gaan zitten, staan en lopen. Trainingsonderdelen als spierversterking en mobilisatie zijn buiten beschouwing gelaten.

Oefening 1: Opstaan

Het (veilig) opstaan vanuit een stoel of rolstoel is een belangrijk onderdeel van de basislooptraining, bijv. omdat de patiënt moeite heeft met het opstaan met de orthese aan en/of om de patiënt een correcte manier van vergrendeling en ontgrendeling van het kniescharnier aan te leren tijdens het opstaan (en gaan zitten), maar ook i.v.m. het inslijpen van vaste gewoonten (valpreventie).

UGH patiënt: De patiënt gaat op het puntje van een stoel met armleuningen zitten en plaatst beide voeten naar achter, zodat de voetpunten zich achter de knie-as bevinden. Hij/zij probeert zoveel mogelijk op de voorvoet te belasten, omdat dit de kniestickeking zal faciliteren.

³⁰ Een gebruiksaanwijzing van de UTX, SPL en de Neuromatic is gegeven in de appendix.

³¹ Voor de tekst in deze paragraaf is gebruik gemaakt van:

- het boek "Ganganalyse & looptraining voor de paramedicus" (1996), geschreven door J. Deckers en D. Beckers. (1)
- de uitgave "Therapeutisch omgaan met SPL" (2003 Basko Healthcare, Zaandam), geschreven door J. Deckers. (2)

- Uitvoering 1:* De patiënt gaat staan met of zonder handensteun. Hiertoe brengt hij/zij de romp naar voren en drukt zich in een diagonaal omhoog door achtereenvolgens de knieën en heupen te strekken, totdat de heup-as zich vóór de knie-as bevindt en er op deze manier een strekmoment op beide knieën optreedt.
- Uitvoering 2:* Wanneer de patiënt gebruik maakt van een KEVO met vastgesteld kniescharnier, kan de volgende uitvoering worden aangeleerd. Vanuit de beschreven UGH wordt de voet van het orthese-been enkele centimeters voor de andere voet geplaatst. Vervolgens staat de patiënt op m.b.v. armsteun en het niet-aangedane been en wordt de KEVO handmatig of door extensie van de heup vergrendeld. Omdat het orthese-been voor het andere been staat, is de patiënt verzekerd van een goede vergrendeling van het scharnier.
- Uitvoering 3* Bij een UTX, SPL of Neuromatic KEVO vindt vergrendeling plaats door plantairflexie in de enkel te maken tijdens het overeind komen en het been vervolgens te strekken.

Oefening 2: Gaan zitten

- UGH patiënt:* Beide voeten worden zo ver mogelijk naar achter geplaatst. De hakken staan ongeveer op gelijke hoogte met de voorzijde van de stoelzitting.
- Uitvoering 1:* Bij een KEVO met knievaststelling wordt nu het kniescharnier ontgrendeld. De patiënt verplaatst het gewicht van de voorvoet naar de hakken. Daarna wordt de romp naar voren gebracht d.m.v. heupflexie, de armen worden in de richting van de leuning gebracht en de patiënt buigt door de knieën om te gaan zitten. De beweging wordt gecontroleerd met de armen en met de heup- en kniestrekkers en/of kuitspieren van het gezonde been, wat behoorlijk wat excentrische controle vergt.

Opmerking:

Ontgrendeling bij de Neuromatic, SPL en UTX vindt op de volgende manier plaats: de patiënt gaat vlak voor de stoel met armleuningen staan en het orthese-been wordt enkele centimeters achter het andere been geplaatst. Hierdoor is er een combinatie van dorsaalflexie in de enkel en een extenderend moment op de knie, waardoor het kniescharnier ontgrendelt en kan de patiënt gaan zitten volgens de manier zoals hierboven beschreven.

Oefening 3a: Stabalans; gewichtsverdeling over beide benen

UGH patiënt: Deze oefening kan het best uitgevoerd worden op 2 weegschalen en voor een spiegel in de loopbrug, om zodoende voldoende feedback mogelijkheden te creëren over de gewichtsverdeling en lichaamshouding.

Uitvoering: Vaak zal de patiënt de neiging hebben om het aangedane been onvoldoende te belasten. Met behulp van 2 weegschalen krijgt de patiënt feedback over de verdeling van de belasting over beide benen. Door ook een spiegel te gebruiken, krijgt de patiënt ook een betere indruk van zijn/haar totale houding. De therapeut geeft sturing aan het bekken door middel van lichte weerstand om de patiënt zo te prikkelen zijn bekken boven beide steunpunten te verplaatsen.

Oefening 3b: Stabalans; zwaartepuntverplaatsing links-rechts en voor-achter

UGH patiënt: De oefening wordt uitgevoerd in lichte spreidstand, om zodoende de steunbasis extra groot te maken. De steunbasis wordt afgebouwd door de voeten dicht bij elkaar te laten plaatsen.

Uitvoering: De belangrijkste doelstellingen van de oefening zijn dat de patiënt leert zijn/haar grenzen van stabiliteit te verkennen en dat het staan voldoende vaardigheden mogelijk maakt. De patiënt wordt gevraagd om het gewicht naar voren en naar achter en naar links en naar rechts te verplaatsen binnen de grenzen van veiligheid en stabiliteit. De therapeut kan via sturing of weerstand de bewegingen proberen te activeren. Op deze wijze wordt al een eerste aanzet gegeven naar voetcontact.

Oefening 3c: Stabalans; heupstrekking

UGH patiënt: De patiënt staat in de loopbrug met beide voeten naast elkaar.

Uitvoering 1: De therapeut geeft weerstand aan de voorzijde van het bekken en laat de patiënt zijn heup tegen die weerstand strekken, tot de heup-as zich vóór de knie-as bevindt.

UGH patiënt: De patiënt staat in de loopbrug op het aangedane been en het niet-aangedane been steunt op een voetenbankje, dat geplaatst is vóór het aangedane been.

Uitvoering 2: De therapeut geeft weerstand aan de voorzijde van het bekken en laat de patiënt zijn heup tegen die weerstand strekken tot de heup-as zich vóór de knie-as bevindt.

UGH patiënt: De patiënt staat met beide voeten naast elkaar. Een voetenbankje is vóór het gezonde been geplaatst.

Uitvoering 3: Aan de patiënt wordt gevraagd om het gezonde been op te tillen en op het voetenplankje te plaatsen en de heup te strekken. Aandachtspunt hierbij is dat de

oefening uitgevoerd wordt met gestrekte romp en gestrekte heup van het aangedane been.

NB. Bij al deze oefeningen is het belangrijk dat de patiënt leert ervaren dat heupstrekking en kniestrekking hem/haar de benodigde stabiliteit geven.

Oefening 3d: Stabalans; vrij en veilig staan

Uitvoering: De volgende stap is om de patiënt veilig te leren staan zonder gebruik van extra ondersteuning aan de bovenste extremiteit. Alle vorige oefeningen kunnen weer ingezet worden, maar dan zonder handensteun.

Opmerking: Bij gebruik van een Neuromatic, SPL en UTX wordt tijdens het staan het orthese-been een paar centimeters voor het ander been geplaatst i.v.m. het ontkoppelen van het scharnier door de combinatie knie-extensie en dorsaalflexie.

Oefening 3e: Stabalans; vrij en veilig bewegen

Als de patiënt veilig kan staan, wordt hij gestimuleerd tot vrij bewegen in stand. Baloefeningen zijn hier erg geschikt, maar ook allerlei functionele situaties kunnen gebruikt worden. In het kader van motorisch leren, is het belangrijk om de training daar waar mogelijk te relateren aan de dagelijkse activiteiten van de patiënt. Zonder handensteun worden verschillende functionele situaties geoefend, zoals oefeningen met een bal en/of badmintonracket, of staande dubbeltaken zoals activiteiten aan het aanrecht, aan een spellentafel, enz.

Oefening 4: Lopen

Uitgangspunt voor de looptraining is om het normale gaan zo dicht mogelijk te benaderen, afhankelijk van de mogelijkheden van de patiënt en de mogelijkheden die door de orthese geboden worden. Om het normale gaan te trainen zijn hieronder een aantal oefeningen beschreven, uitgesplitst naar de 8 fasen van het gaan. De oefeningen worden uitgevoerd met de patiënt voor een spiegel, zodat visuele controle mogelijk is, zonder dat de patiënt voorover moet buigen om deze controle te kunnen uitoefenen.

Fase 1. Eerste contact

Voor het creëren van de juiste gewrichtsmomenten is het belangrijk dat de patiënt het eerste contact maakt met gestrekte knie en van daaruit een axiale belasting uitvoert op het naar voren geplaatste been. Normaal gesproken wordt hierdoor de afstand van de voorvoet tot de vloer kleiner, waardoor in de fase van belastingname sneller volledig voetcontact bereikt wordt met minder knieflexie. Bij een orthese met een enkelscharnier is dit

afhankelijk van de instelling van de plantairflexie-stop. Bij een vastgesteld enkelscharnier is dit afhankelijk van de mogelijkheid van inverting van het hielgedeelte en / of van de indrukbaarheid en afronding van de schoenhak.

Oefening

Uitvoering: De patiënt plaatst, met de gestrekte knie, op 1 paslengte voor het andere been de hiel van het aangedane been op een slappe bal of spons. Daarna drukt hij/zij, nog steeds met gestrekte knie, de bal of spons in elkaar. De oefening wordt een aantal keer achter elkaar uitgevoerd (Foto 4a). Daarna wordt de oefening uitgevoerd zonder bal of spons.

Fase 2. Belastingname

Tijdens het normale gaan vindt in de fase van belastingname plantairflexie en knieflexie plaats. Deze bewegingen worden gecontroleerd door excentrische aanspanning van de kniestrekkers en de voetheffers. In het kader van de schokabsorptie is dit een essentiële actie, om zo de klap van het neerkomen op de vloer op te vangen. De schokabsorptie beschermt de bovenliggende structuren (knie, heup en romp) tegen de forse impact. De grootte van de impact is afhankelijk van de loopsnelheid. Hoe langzamer de loopsnelheid, hoe minder groot de impact.

Oefening

Uitvoering: De patiënt maakt een zwaai fase met het aangedane been, plaatst de hiel op de grond, belast het been en komt tot volledig voetcontact via een gecontroleerde knieflexie. Als de patiënt de gecontroleerde knieflexie niet kan uitvoeren (bijv. door onvoldoende musculaire controle of doordat er geen flexie in de knie mogelijk is), dan komt de patiënt tot volledig voetcontact door het bekken naar voren te bewegen richting heupextensie. De therapeut kan hierbij sturing geven door weerstand ter hoogte van de voorzijde van het bekken te geven.

Fase 3 en 4. Middenstandfase en terminale standfase

Tijdens de fase van enkelzijdige lichaamsondersteuning moet de patiënt het volle lichaamsgewicht op het standbeen kunnen plaatsen en tevens voldoende stabiliteit kunnen ontwikkelen, zodat de zwaai fase van het contralaterale been zonder al te veel problemen kan plaatsvinden. Hiervoor is het nodig dat de tibia ongeveer 10° inclinatie naar voren heeft en in deze stand gestabiliseerd kan worden, ofwel door de kuitmusculatuur, ofwel door de orthese. Bij een te grote inclinatie van de tibia kan er geen of onvoldoende knie-extensie plaats vinden, waardoor er geen stabiliserend moment (knie-extensie) kan ontstaan. Dit geeft een gevoel van instabiliteit. Als strategie zal de fase van enkelzijdige lichaamsondersteuning dan vaak zo kort mogelijk gehouden worden. Bij onvoldoende inclinatie van de tibia zal knie-extensie te vroeg optreden met hyperextensie en/of rompanteflexie als gevolg. Dit is op de lange belastend voor het kniegewricht en vraagt meer energie tijdens het lopen, omdat de

patiënt meer kracht moet ontwikkelen om zijn romp over het steunbeen te brengen. Als strategie zal dan ook vaak gebruik gemaakt worden van een kortere staplengte van het contralaterale been.

De inclinatiehoek van de tibia kan beïnvloed worden door (m.b.v. een dorsaalflexiestop) de orthese in meer of minder dorsaalflexie op te bouwen en/of door de hakhoogte van de schoen aan te passen. Hiermee is tevens gesteld dat de hakhoogte van de schoen de inclinatiehoek van de tibia mede bepaalt en dat hakhoogte een belangrijk aandachtspunt moet zijn bij de aanschaf van nieuwe schoenen.

Oefening

Uitvoering: Met de voet in volledig contact met de grond wordt vanuit een gezamenlijke actie van de contralaterale knie- en heupextensoren de romp over het standbeen gebracht. De therapeut vraagt de patiënt om de heup hierbij zo goed mogelijk te strekken en faciliteert deze strekking zo nodig met weerstand ter hoogte van de voorzijde van het bekken.

Fase 5. Pre-zwaafase

Tijdens het normale gaan vindt er in de pre-zwaafase een actieve plantairflexie plaats die resulteert in een knieflexie van ongeveer 40°. Deze knieflexie is nodig om tijdens de zwaafase voldoende knieflexie te kunnen bereiken. Bij orthese dragers zal actieve plantairflexie zelden mogelijk zijn. Het is aan de therapeut om in deze fase de meest efficiënte strategie te bedenken, samen met de patiënt, om toch de nodige flexie in te kunnen bereiken, om zodoende de zwaafase normaal en zonder compensaties te laten plaatsvinden.

Oefening

UGH patiënt: De patiënt staat in spreidstand met het orthese-been achter.

Uitvoering: Vervolgens wordt de patiënt gevraagd het grootste gedeelte van zijn lichaamsgewicht over te brengen op het voorste been. De patiënt ontspant hierbij zijn orthese-been en laat de knie in flexie gaan, ófwel onder invloed van de zwaartekracht, ófwel met aanspanning van zijn knieflexoren. Indien knieflexie niet mogelijk is (zoals bij een orthese met een knievaststelling), dan kan de volgende strategie worden aangeleerd: het lichaamsgewicht wordt zo veel mogelijk verplaatst naar het voorste been. Vervolgens wordt de patiënt gevraagd om het orthese-been te exoroteren (om zodoende de voet makkelijker van de vloer los te krijgen) en daarna het bekken te heffen. Dit laatste kan het best eerst in stand worden geoefend met de beide benen naast elkaar.

Opmerkingen: Een dorsaalflexiemogelijkheid in het enkelscharnier zal de kniebuiging makkelijker maken. Zonder dorsaalflexiemogelijkheid ondervindt de patiënt namelijk een groot extenderend moment en zal exorotatie van het been gebruikt worden om knieflexie mogelijk te maken. Bij de UTX, SPL en Neuromatic gaat de knie in flexie doordat de orthese ontgrendelt

door de combinatie van een extenderend moment op de knie en meer dorsaalflexie in de enkel tijdens de terminale standfase.

Fase 6 t/m 8. Zwaafase

Tijdens het normale gaan wordt op het moment van 'teen-los' het femur in een snelle beweging naar voren gebracht. Dit resulteert in een grotere knieflexie. De grootte van de knieflexie is afhankelijk van de snelheid waarmee het bovenbeen naar voren gezwaaid wordt. De knieflexiehoek wordt onder controle van de M rectus femoris beperkt tot 65°. Daarna pendelt het onderbeen in een versnelde beweging naar voren. Deze beweging van het onderbeen wordt op het einde van de zwaafase afgeremd door de hamstrings.

Onvoldoende knieflexie tijdens de zwaafase dwingt de patiënt om strategieën toe te passen om het zwaaibeen onder de romp door te kunnen brengen, zonder met de voet over de grond te slepen. Strategieën om dit probleem op te lossen zijn circumductie, bekkenhoogstand, het zijwaartse hellen van de romp en tenengang aan de gezonde zijde. Vaak worden meerdere strategieën gelijktijdig ingezet. Soms is het nodig dat er, samen met de patiënt, gezocht wordt naar een adequate strategie om het probleem van verminderde knieflexie op te lossen. Hierbij moet steeds overwogen worden welke strategie het bestaande probleem op de meest efficiënte manier oplost. Circumductie zal bijvoorbeeld minder energie kosten dan tenengang, maar zou qua loopvaardigheid wel eens problemen kunnen opleveren, doordat er een breder gangspoor nodig is. Het valt ook te overwegen om bij problemen in de zwaafase van het orthese-been een extra (hak)verhoging aan te brengen aan de gezonde zijde.

Oefening

UGH patiënt: De patiënt staat in spreidstand met het orthese-been achter en de knie gebogen.

Uitvoering: De patiënt wordt gevraagd een snelle buigbeweging te maken met het femur en zijn bekken lichtjes optillen. Dit resulteert in het vergroten van de knieflexiehoek. Het onderbeen slingert nu in een pendelbeweging naar voren. Op het einde van de zwaafase, als de knie gestrekt is, vindt het volgende eerste contact plaats. Indien de patiënt onvoldoende in staat is om deze beweging te maken, dan kan de therapeut de beweging faciliteren vanuit de het dijbeen en de hak of kuit.

Opmerking:

De gebruiker van een UTX moet leren de zwaai van het orthese-been goed af te maken, zodat het kniescharnier in het slot valt. Doet de patiënt dit niet, dan wordt er gewicht genomen op een niet-vergrendelde orthese.

*Verder moet tijdens het lopen gelet worden op de stapgrootte. Bij **te kleine passen** komt het lichaam niet voldoende voor het standbeen en vindt onvoldoende dorsaalflexie plaats. Bij **te grote passen** wordt er een flecterend moment op de knie gebracht.*

6.4.2.2 Verdere opbouw van de looptraining

Samenvoegen

Als alle bovengenoemde onderdelen voldoende geoefend zijn, worden de verschillende gangfasen achter elkaar uitgevoerd in een volledige gangcyclus. Hierbij staat aan weerszijden van de loopbrug of loopgang een spiegel om de nodige visuele feedback aan de patiënt te kunnen geven.

Correcties

Nog steeds is het belangrijk dat de therapeut alert blijft op een goede uitvoering van de geleerde vaardigheden en de nodige correctie aanbiedt.

Herhalingen

Veel herhalingen in deze fase zorgen voor het inslijpen van de routine.

Onderdelen analytisch oefenen

Bij het niet goed uitvoeren van een bepaald onderdeel, wordt de oefening opnieuw analytisch getraind.

Opvoeren van de belasting

De effecten van de orthese en looptraining kunnen pas goed beoordeeld worden als het lopen met voldoende belasting plaatsvindt. De belasting kan worden opgebouwd door het gebruik van loophulpmiddelen (3-puntsgang, 2-puntsgang) en vervolgens door de mate van ondersteuning en de hoeveelheid aan loophulpmiddelen af te bouwen.

Het hangt van de ernst van de paresen in het been of beide benen af of en in hoeverre de loophulpmiddelen kunnen worden afgebouwd. Bij bijv. afwezigheid van heupabductie of extensiekracht zal er een loophulpmiddel aan de controlaterale zijde moeten worden gebruikt om de heup te stabiliseren.

Opvoeren van de snelheid

Het lopen wordt pas efficiënt als dit kan plaatsvinden op comfortabele snelheid. Daarom wordt al in een vroege fase van de trainingsopbouw de loopsnelheid opgevoerd tot maximale loopsnelheid. Bij het opvoeren van de loopsnelheid kan gebruik gemaakt worden van een metronoom, of van andere prikkels om de loopsnelheid op te voeren.

Afbouw visuele controle

Waar tot nog toe geoefend werd met aan weerszijden van de loopgang een spiegel, wordt nu een van de spiegels weggenomen. Als dit goed gaat, wordt geoefend zonder spiegels en af en toe, als correctiemogelijkheid, weer even voor een spiegel.

Automatiseren

Het nieuwe loopbeeld wordt geautomatiseerd door het lopen met dubbeltaken te laten uitvoeren. Een goede opbouw in moeilijkheidsgraad van de dubbeltaken moet ervoor zorgen dat het lopen steeds beter geautomatiseerd wordt. Voorbeelden van dubbeltaken zijn:

- praten tijdens het lopen
- gerichte vragen beantwoorden tijdens het lopen
- het dragen van een voorwerp
- het in evenwicht houden van een tennisballetje op een voor de romp gehouden tennisracket
- tellen van 100 naar 1
- tellen van 100 naar 1, maar alleen de oneven getallen
- tellen van 100 naar 1, met 3 cijfers ertussen
- luisteren naar muziek
- lopen in een drukke omgeving

Tijdens het uitvoeren van de dubbeltaak beoordeelt de therapeut of het lopen nog steeds correct wordt uitgevoerd. De patiënt krijgt ook oefenopdrachten voor thuis mee van de therapeut.

Generaliseren

Hoe meer de patiënt leert om het nieuwe loopbeeld toe te passen in andere loopomstandigheden, hoe beter hij in staat zal zijn om het lopen ook te kunnen toepassen in nieuwe loopomstandigheden.

- lopen op gladde onderlaag
- lopen in een drukke omgeving
- binnen lopen met een donkere zonnebril
- lopen in het duister
- lopen op gras
- Lopen op grint, zand, hoogpolig tapijt, enz

6.4.2.3 Training van specifieke vaardigheden

Naast de basislooptraining is ook het trainen van specifieke vaardigheden van belang zijn. In het kader van het motorisch leren, wordt hier zo snel mogelijk mee gestart.

Achterwaarts – zijwaarts lopen

Het achterwaarts en zijwaarts lopen zijn belangrijke onderdelen van vaardigheidstraining, bijv. in het kader van het functioneren in beperkte bewegingsomstandigheden.

Oefeningen

- Zijwaarts lopen in de richting van het orthese-been, met aandacht voor een goede kniestabiliteit

- Zijwaarts lopen in de richting van het andere been, met aandacht voor een goede kniestabiliteit
- Achterwaarts lopen, met aandacht dat het orthese-been naar achter geplaatst wordt, waarbij het eerste contact met de voorvoet plaatsvindt en de knie gestrekt is.

Wanneer de patiënt gebruik maakt van een orthese met een stance control kniescharnier (zoals bij de UTX, SPL en Neuromatic), is het belangrijk erop te letten dat het scharnier tijdens het achterwaarts en zijwaarts lopen vergrendeld blijft. Daarom wordt de patiënt geïnstrueerd om bij het zijwaarts lopen de voet van de niet-aangedane zijde enkele centimeters **voor** de voet van het orthese-been te plaatsen, zodanig dat er geen extensiemoment op het scharnier kan optreden. Ook moet de patiënt een automatisme leren ontwikkelen om bij ontgrendeling (of onzekerheid hierover) het aangedane been naar voren te zetten en volledig te strekken, om op deze manier de vergrendeling opnieuw in te stellen. Bij het achterwaarts lopen is het verstandig om het niet-aangedane been naar achter te plaatsen en een aansluitpas te maken met het orthese-been. Zo blijft ook hier de vergrendeling verzekerd.

Opmerking:

Je kunt de patiënt ook aanleren om in kleine ruimtes of tijdens langdurige staande activiteiten het kniescharnier te blokkeren (bij de SPL of de Neuromatic is dit de Lockstand).

Opstaan – zitten in verschillende omstandigheden

Belangrijk is dat het opstaan en gaan zitten onder verschillende omstandigheden wordt geoefend.

Oefeningen

- Laat de patiënt het opstaan en gaan zitten, zoals beschreven in 6.4.2.1 in verschillende zitomstandigheden toepassen, zoals lage en hoge zitting, zachte en harde zitting en met en zonder leuning.

Traplopen

Beperk het traplopen in de training niet tot alleen maar een rechte trap, maar oefen ook op een draaitrap en/of open trap. Laat de patiënt zijn eigen grenzen erkennen en zoek uit wat veilig en niet veilig is. Gebruik in ieder geval altijd een trap met minimaal aan 1 zijde een trapleuning.

Oefeningen

- Bij het traplopen wordt eerst het goede been (voldoende buigmogelijkheden en voldoende extensiekracht in de knie) naar de volgende trede geplaatst en het minder goede been (orthese-been) maakt een aansluitpas.

- Bij het trapaflopen wordt eerst het orthesebeen een trede naar beneden geplaatst. Daarna volgt er een aansluitpas met het niet-orthesebeen.

Opmerking: Het kan verstandig zijn om (afhankelijk van de situatie) te adviseren tijdens het traplopen (zowel op als af) het kniescharnier te vergrendelen (bij de SPL en Neuromatic is dit de Lockstand).

Stoepjes nemen

Qua techniek kan gebruik gemaakt worden van de techniek van het traplopen. Het nemen van stoepjes moet echter wel veel meer worden geïntegreerd in het lopen.

Helling lopen

Hellingen met een kleine hellingsgraad worden genomen volgens dezelfde techniek als bij het traplopen. Forse hellingen kunnen ook zijwaarts genomen worden. De meeste veiligheid wordt bereikt door bij het hellingaflopen een grote pas met het orthese-been te maken en een korte pas of aansluitpas met het andere been. Bij hellingoplopen is de paslengte van het gezonde been afhankelijk van de dorsaalflexie mogelijkheid in de orthese (NB. wanneer de patiënt gebruik maakt van een orthese met stance control kniescharnier, zal bij het naar voren plaatsen van het niet-aangedane been het scharnier ontgrendelen).

Hindernissen nemen

Het nemen van hindernissen, zoals een deurdrempel, kan het veiligst uitgevoerd worden door eerst het orthese-been met een forse voorwaartse beweging over de hindernis te plaatsen en daarna het niet-aangedane been. Belangrijk is om ervoor te zorgen dat bij het neerplaatsen goed hielcontact plaatsvindt en de knie gestrekt blijft. Als de hindernis erg hoog is, kan de oefening ook zijwaarts uitgevoerd worden, waarbij eerst het orthese-been over de hindernis gebracht wordt en daarna het niet-aangedane been.

Ongelijk terrein

Bij het lopen op oneffen terrein kan er knie-instabiliteit optreden. Ook het lopen in een onbekende omgeving kan onzekerheid geven. Het is aan te bevelen om in deze situaties de knie tijdens de steunfase gestrekt te houden of te vergrendelen.

In- en uit de auto stappen (en autorijden)

Voor het in/uit een auto stappen is voldoende beenruimte nodig. Probeer door het verplaatsen van de stoel(en) deze extra beenruimte te creëren. Enige extra houvast kan nuttig zijn en het veiligheidsgevoel vergroten. Zo levert het naar beneden draaien van de ramen aan de instapzijde steunmogelijkheden op aan het portier.

Instappen aan de orthese-zijde:

Staande op de niet-aangedane zijde wordt het orthese-been (ontgrendeld en) in de auto geplaatst; de patiënt gaat zitten en tilt op eigen kracht het niet-aangedane been in de auto. Het uitstappen vindt omgekeerd plaats: het

niet-aangedane been wordt buiten de auto geplaatst, de patiënt staat op en tilt daarna het orthese-been naar buiten (en vergrendeld het kniescharnier).

Instappen aan de niet-aangedane zijde:

Met beide benen buiten de auto (en na ontgrendeling van het kniescharnier) gaat de patiënt zitten op de stoel, tilt op eigen kracht zijn niet-aangedane been naar binnen en tilt daarna zijn orthese-been op beenkracht en/of armkracht naar binnen. Het uitstappen vindt omgekeerd plaats: het orthese-been wordt buiten de auto geplaatst, daarna het niet-aangedane been. De patiënt gaat vervolgens staan op beide benen.

Autorijden

Zoals vastgelegd in de Regeling Eisen Rijgeschiktheid ^(5,6) is voor het autorijden met een orthese een aantekening in het rijbewijs noodzakelijk. In de Regeling Eisen Rijgeschiktheid staan de eisen met betrekking tot de lichamelijke en geestelijke geschiktheid om motorrijtuigen te mogen besturen. Voor meer informatie hierover wordt verwezen naar referenties 5 en 6.

Fietsen

Tijdens het fietsen maken beide benen alternerende bewegingen. Terwijl het ene been de trapper naar beneden duwt met de plantairflexoren, kniestrekkers en heupstrekkers, wordt het andere been door het pedaal naar boven geduwd in dorsaalflexie, knie- en heupflexie. Dit kan problemen opleveren voor een orthese-drager, omdat de plantairflexie en dorsaalflexie mogelijkheden beperkt of niet aanwezig zijn. Gebrek aan plantairflexie resulteert bijvoorbeeld in te weinig grip op het pedaal, wanneer het pedaal zich in zijn onderste stand bevindt. Gebrek aan dorsaalflexie zorgt voor een vergrootte knieflexie en heupflexie als het pedaal op zijn hoogste stand is. Een gevolg hiervan is dat de orthese-voet onvoldoende contact houdt met het pedaal en verschuift of ervan afschuift. Over het algemeen worden oplossingen die de voet fixeren op het pedaal niet aangeraden, omdat dit bij een noodstop nadelige gevolgen kan hebben. Eerder wordt geadviseerd om een verkorte crank aan de orthese-zijde te plaatsen. Hierdoor hoeft het been minder te strekken en te buigen. Bij KEVO's is het noodzakelijk dat de knie kan buigen en niet blokkeert in extensie. Hiervoor is een systeem nodig waarbij koppeling en ontkoppeling van het scharnier handmatig kunnen worden ingesteld. De SPL en de Neuromatic hebben deze mogelijkheid met de Freestand.

Hurken - schuttershouding

Hurken met een orthese is een zeer moeilijke houding vanwege de benodigde grote dorsaalflexie en knieflexie. Een alternatief hiervoor is de schuttershouding.

Oefening

UGH patiënt: De patiënt zit op de grond met één knie gebogen en aan de andere zijde steunt hij op zijn voet, met de knie in 90° flexie. Om het opstaan vanuit deze positie te vergemakkelijken, steunt de

patiënt op de gebogen knie van zijn niet- aangedane zijde en op de voorvoet van het orthese-been.

Uitvoering 1: Om op te staan brengt de patiënt zijn romp wat naar voren over het orthese-been en duwt zich omhoog op zijn niet-aangedane been, eerst via plantairflexie, daarna met knieextensie. Als extra steun kan de patiënt hierbij zijn handen op zijn knie van het orthese-been opduwen.

Uitvoering 2: Om op te staan brengt de patiënt zijn beide handen aan de grond, neemt steun op de armen en strekt het niet aangedane been uit en plaatst het orthese-been er naast en komt dan met de romp overeen.

Knielen

Om op de knieën te gaan zitten moet eerst de schuttershouding beheerst worden. Vanuit de schuttershouding brengt de patiënt zijn orthese-been onder zijn romp en gaat op de knie van het orthese-been steunen. Gezien de beperkte plantairflexie mogelijkheid van de meeste orthesen, is hiervoor wel een knieflexie van minimaal 100° nodig. Om op te staan vanuit knielstand gaat de patiënt terug naar schutterstand.

Op de grond zitten en opstaan

Vanuit knielstand draait patiënt zijn bekken naar de gezonde zijde en gaat op zijn billen zitten. Om op te staan wordt de omgekeerde actie uitgevoerd tot knielstand, om vandaar uit via schutterstand terug tot stand te komen.

Valtraining

Valincidenten bij patiënten met ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren komen vaak voor. Bovendien, onzekerheid en angst vergroten de kans op vallen. De belangrijkste oorzaken van valincidenten:⁽⁶⁻¹²⁾

- verminderde balans en mobiliteit, vaak veroorzaakt door vermindering in kracht en een verminderde proprioceptie
- invloed van medicatie
- beperkte visus
- voetproblemen, inadequaatschoeisel, inadequate ortheses of onveilige loop hulpmiddelen
- risicovol gedrag en omgeving
- angst om te vallen en voorgeschiedenis van valincidenten

Testen om het valrisico in te schatten zijn o.a. de Timed Up & Go test (>13 sec)⁽¹³⁾ de Berg Balance Scale (<46 punten)⁽¹⁴⁾, de Tinetti test (<19/28)⁽¹⁵⁾ en de Falls Efficacy Scale.⁽¹⁶⁾ De primaire aanpak van valrisico's is dan ook om het risico tot vallen in kaart te brengen en de belangrijkste valoorzaken aan te pakken. Vervolgens is valtraining een belangrijk middel om de valangst te verminderen en om, door de juiste techniek te leren hanteren, te voorkomen dat een valincident ernstige gevolgen oplevert.

Oefeningen

- leer de patiënt hoe te gaan zitten op de vloer en hoe terug op te staan.
- start op een hoge mat en leer de patiënt achterover te rollen met aandacht voor romp- en nekflexie en het afremmen met de armen.
- zelfde oefening, maar nu vanuit stand met loophulpmiddel, zoals elleboogskrukken (elleboogskrukken met een open manchet verdienen de voorkeur); krukken opzij gooien, achterover rollen, met aandacht voor romp- en nekflexie en het afremmen met de armen.
- bouw de hoogte van de matten af.
- zelfde oefeningen, maar nu voorwaarts en zijwaarts, waarbij afremmen op de armen en een goede beschermhouding van romp, nek en ledematen van essentieel belang zijn.

6.4.2.4 Training in de thuissituatie

Vanuit de ICF analyse is de therapeut bekend met het participatieniveau van de patiënt en bij de keuze van het type orthese is hiermee ook rekening gehouden. Vanuit dit perspectief is het belangrijk om aansluitend aan de basislooptraining en vaardigheidstraining activiteiten en participaties te oefenen die de patiënt nodig heeft in zijn/haar thuis omgeving en in de hobby- en werksituatie.

ADL activiteiten, werk en sport

Geautomatiseerde activiteiten worden toegepast in zo goed mogelijk nagebootste omstandigheden, of in de thuisomgeving en/of werksituatie van de patiënt zelf. Hierbij valt te denken aan loop- en vaardigheidstaken in een beperkte ruimte, het verplaatsen van objecten, hoog-laag reiken, het hanteren van loophulpmiddelen bij dubbeltaken, specifieke zitomstandigheden, het uitvoeren van specifieke staande activiteiten, het bedienen van specifieke apparatuur, sporten, etc. Veiligheid en efficiency staan hierbij centraal. Mogelijk moeten in dit kader andere of extra strategieën worden gekozen.

6.5 HET GEBRUIKEN VAN DE ORTHESE

Na de periode van instructie en training kan de orthese in gebruik genomen worden. Het gebruiken van de orthese vindt meestal plaats volgens een stapsgewijze opbouw. Tijdens deze opbouwfase moeten de voet en het been gecontroleerd worden op drukplekken. Deze zijn het beste waarneembaar nadat de orthese tenminste 25 minuten niet gedragen is. Plekken op de voet en het been die dan nog behoorlijk rood zijn, kunnen aangeduid worden als drukplekken. Deze kunnen voorkomen op de binnen- en buiten enkel, de buitenste voetrand, aan de binnen- en buitenzijde van het hielbeen, op de binnen- en de buiten zijde van de knie en, in geval van een tuberzit, bij de heup. Bij aanhoudende roodheid van de huid en blaarvorming moet de orthese worden gecontroleerd. Een tweede indicatie dat de orthese drukplekken geeft, is pijn tijdens het gebruik van de orthese. Bij dezen en andere klachten is het van belang te achterhalen of het gaat om gewenning (want de orthesen hebben een corrigeerde werking op de voet en het been), of dat de pasvorm niet optimaal is.

6.5.1 De controle afspraak

Nadat de orthese in gebruik is genomen, worden tot slot nog één of twee controle afspraken gemaakt. De leverancier wijst de cliënt op het maken van deze afspraak met degene die het hulpmiddel geadviseerd heeft (dit is de arts of therapeut). De controle afspraak heeft tot doel om samen met de cliënt te bekijken in hoeverre de orthese bevalt. Dit houdt in dat bekeken wordt hoe het gaat met het opbouwschema ten aanzien van het gebruik, hoe het is met de pasvorm van de orthese (en/of schoen), of de orthese voldoende stabiliteit geeft tijdens staan en/of lopen, en of gestelde functiegerichte en patiëntrelevante doelen worden bereikt. Eventueel kan nog een tweede afspraak plaatsvinden ten behoeve van de halfjaarlijkse controle. Bij tussentijdse vragen over de orthese, of bij technische problemen (bijv. met de werking van scharnieren en vergrendelingen, of slijtage van banden en voeringen) kan de cliënt altijd zelf contact opnemen met de leverancier.

Appendix

Verkorte gebruiksaanwijzing voor de UTX swing-80

De werking van de UTX swing (zie ook H5):

- De patiënt moet vanuit de terminale zwaafase de knie in extensie plaatsen tijdens het eerste contact. Hiermee vergrendelt het kniescharnier.
- De UTX heeft een kniescharnier dat op slot wordt gehouden door een pal.
- Het scharnier blijft op slot tot aan de terminale standfase.
- Tijdens de terminale standfase wordt het scharnier ontgrendeld.

Er zijn twee voorwaarden waaraan voldaan moet worden, nl.;

- aan het eind van de terminale standfase moet **de enkel voldoende dorsaalflexie** maken
- er moet een **extenderend** moment op de knie zijn.

Het aandoen van de UTX swing:

- De orthese zittend aantrekken
- De orthese met de hand ontgrendelen. Door dorsaalflexie in de enkel te maken, kun je de orthese ontgrendelen en buigen in de knie.
- De orthese in gebogen stand om het been leggen.
- De bandage onder de knie wordt als eerste vastgemaakt.

Waarom het soms mis gaat

- Om de knie te buigen voor de zwaafase, moet je hem juist strekken en lang genoeg belasten. Dit lijkt tegenstrijdig. Sommige patiënten gaan **te vroeg proberen de knie te buigen**, waardoor de knie niet ontgrendelt.
- Soms wordt **de heup te sterk in extensie** geduwd met de bedoeling de knie in extensie te brengen, waardoor de aanwezige dorsaalflexie van de knie teniet gedaan wordt en de knie niet ontgrendeld wordt.
- Soms wordt **de voet te vroeg van de vloer** gehaald, waardoor de dorsaalflexie van de enkel verdwijnt

Verkorte gebruiksaanwijzing voor de SPL

Werkking van het SPL-scharnier (zie ook H5):

- Het kniescharnier vergrendelt **uitsluitend** als de knie bij het **naar voren** brengen van het been tijdens de terminale zwaafase **helemaal gestrekt** wordt. De pendelbeweging van het onderbeen zorgt voor de volledige extensie. Het is van belang dat het been met een zekere snelheid en kracht naar voren wordt gezwaaid.
- Het kniescharnier ontgrendelt **uitsluitend** als aan het eind van de terminale zwaafase de knie helemaal gestrekt is in combinatie met voldoende dorsaalflexie van de voet.

Het SPL-scharnier heeft drie standen:

- **Autostand**; deze stand gebruik je voor het gewone lopen en werkt zoals hierboven beschreven.
- **Lockstand** (knie staat vast in extensie); deze stand gebruik je tijdens activiteiten in een kleine kleine ruimte of bij ingewikkelde dubbeltaken, lang staan en traplopen.
- **Freestand** (het kniescharnier blijft gedeblokkeerd), deze stand gebruik je tijdens het fietsen, autorijden en bijv. in bioscoop of concertzaal.

Verkorte gebruiksaanwijzing voor de Neuromatic

Werking van de Neuromatic (zie ook H5):

- het kniegewricht vergrendelt tijdens het eerste contact d.m.v. plantairflexie van de enkel.
- vanuit de terminale zwaai fase wordt het orthesebeen in extensie neergezet op de hiel en door de voet te laten zakken vergrendelt het kniescharnier en kan er veilig belast worden.
- In de terminale standfase komt de knie vrij door de combinatie van knie extensie (extenderende kracht op de knie) en dorsaalflexie.

Opmerking:

Het kniescharnier vergrendelt ook in lichte flexie, bijv. als je je verstart, zolang er maar geen extenderende kracht op de knie wordt gebracht.

De neuromatic heeft drie standen:

- **Autostand**; deze stand gebruik je voor het gewone lopen en werkt zoals hierboven beschreven.
- **Lockstand** (knie staat vast in extensie); deze stand gebruik je tijdens activiteiten in een kleine kleine ruimte of bij ingewikkelde dubbeltaken, lang staan en traplopen
- **Freestand** (het kniescharnier blijft gedeblokkeerd); deze stand gebruik je tijdens het fietsen, autorijden en bijv. in bioscoop of concertzaal.

REFERENTIES

1. Deckers J, Beckers D. Ganganalyse & looptraining voor de paramedicus. Houten/Diegem; Bohn Stafleu Van Loghum, 1996.
2. Deckers J. Therapeutisch omgaan met SPL. Basko Healthcare, Zaandam; 2003.
3. J. Deckers. Op de been blijven door fysiotherapie en ouderenzorg. NVFG, juni 2007.
4. Potten YJM, Seelen HAM, Niland MJ. Revalidatie bij loopstoornissen en loophulpmiddelgebruik: handwerk en denkwerk: detectie en inventarisatie van problemen bij looptraining, het voorschrijven van loophulpmiddelen en de mogelijkheden tot objectieve evaluatie van de (afwijkende) gang. Hoensbroek; IRV, 1994.
5. Staatscourant 99 van 23 mei 2000, Regeling Eisen Geschiktheid 2000, paragraaf 7.6.1.2
6. RA Bredewoud. Regeling eisen geschiktheid 2000, afdeling Medische zaken CBR, januari 2010.
7. Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. J Gerontol 1990; 45: 239–243.
8. Lord SR, Allen GM, Williams P, Gandevia SC. Risk of falling: predictors based on reduced strength in persons previously affected by polio. Arch Phys Med Rehabil. 2002 Jun;83(6):757-63.
9. Silver JK, Aiello DD. Polio survivors: falls and subsequent injuries. Am J Phys Med Rehabil 2002; 81: 567–570.
10. Evitt CP, Quigley PA. Fear of falling in older adults: a guide to its prevalence, risk factors, and consequences. Rehabil Nurs. 2004 Nov-Dec;29(6):207-10.
11. Lord SR. Vision and falls in older people: risk factors and intervention strategies. Clin Geriatr Med. 2010 Nov;26(4):569-81.
12. Bickerstaffe A, Beelen A, Nollet F. Circumstances and consequences of falls in polio survivors. J Rehabil Med. 2010 Nov;42(10):908-15.
13. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc 1991 Feb;39(2):142-148.
14. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. Physiother Can 1989;41:304–331.
15. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J Am Geriatr Soc 1986;34:119–126.
16. Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. J Gerontol 1990; 45:P239–P243.

HOOFDSTUK 7

Evalueren van de orthesezorg

7.1 INLEIDING

Bij de diagnostiek, prognosestelling en behandeling van orthesen maken de revalidatiearts en orthopedisch instrumentmaker gebruik van instrumenten. Ook in het kader van het evalueren van de orthese (stap 7 in de Procesbeschrijving hulpmiddelenzorg) wordt gebruikgemaakt van meetinstrumenten. Dit om de effectiviteit van het na de orthesebehandeling bereikte activiteitsniveau te kunnen relateren aan het beoogd functioneren (i.e. aan het vooraf gestelde behandeldoel dat geformuleerd is in het zorgplan (paragraaf 7.3) en aan de hulpvraag van de cliënt (paragraaf 7.4)). ⁽¹⁻³⁾ Naast het evalueren van het beoogd functioneren, is het bovendien van belang om de gebruikerservaringen t.a.v. de orthese met de cliënt te evalueren, waaronder therapietrouw, veiligheid, bijwerkingen en tevredenheid (paragraaf 7.2). ⁽³⁾

7.2 EVALUEREN VAN GEBRUIKERSERVARINGEN

Binnen de richtlijnen van de SEMH (Stichting Erkenningregeling leveranciers Medische Hulpmiddelen) dienen na levering van de orthese de ervaringen in het gebruik van de orthese geëvalueerd te worden. ⁽¹⁾ Deze evaluatie dient te worden gedocumenteerd. Hierdoor ontstaat de mogelijkheid om te monitoren hoe de voorziening na levering door de cliënt wordt beleefd. Uitkomsten dienen gerapporteerd te worden in het cliëntendossier. Het evalueren van de gebruikerservaringen heeft o.a. betrekking op de volgende punten:

1. therapietrouw/veiligheid;
2. bijwerkingen/klachten;
3. tevredenheid

Ad. 1. (therapietrouw/veiligheid)

Het doel van het evalueren van therapietrouw en veiligheid is te beoordelen in hoeverre de cliënt de orthese volgens afspraak (i.e. volgens de doelstellingen die geformuleerd zijn) gebruikt. Bij de evaluatie van therapietrouw gaat het vooral om het in kaart brengen van de mate waarin de patiënt binnenshuis of buitenshuis loopt met de orthese en de factoren die van invloed kunnen zijn op het gebruik. De evaluatie van veiligheid heeft vooral betrekking op het juist gebruiken van de orthese; i) is de instructie over hoe om te gaan met het hulpmiddel duidelijk geweest en wordt bijv. het scharnier op de juiste manier bediend, ii) durft de cliënt te vertrouwen op de werking van het scharnier, iii) leidt de orthese tot instabiliteit of vallen, iv) loopt de cliënt op de juiste manier of is er training nodig, etc.

Ad. 2 (bijwerkingen en klachten)

Het doel van het evalueren van de bijwerkingen is te beoordelen of en in hoeverre de orthese pijnklachten, drukplekken en/of irritaties veroorzaakt, maar ook of de orthese niet kapot gaat. De leverancier (en eventueel de

revalidatiearts) voert deze technische beoordeling uit, ongeveer 2 tot 4 weken na aflevering van de orthese. Hij/zij kijkt daarbij onder andere naar aspecten als pasvorm en uitlijning. Op grond van de evaluatie uitkomst kan besloten worden de orthese bij te stellen of aan te passen.

Ad. 3 (tevredenheid/ervaringen)

De evaluatie van (on)tevredenheid kan betrekking hebben op verschillende aspecten t.a.v. het gebruik van de orthese, waaronder gewicht, verstelmogelijkheden, transpiratie, cosmetiek, comfort, effectiviteit en tevredenheid t.a.v. het verstrekkingproces. Ontevredenheid over deze en andere aspecten kan aanleiding zijn voor aanpassing van de verstrekking, voor het geven van aanvullende informatie, of in sommige gevallen misschien zelfs voor een vervangende verstrekking. Op deze wijze kunnen verstrekkingen worden geoptimaliseerd. De hierbij opgedane ervaring kan bovendien worden ingezet ten behoeve van toekomstige verstrekkingen.

Voor het evalueren de tevredenheid kan gebruikt gemaakt worden van een aantal schriftelijke vragenlijsten, waaronder de Dutch-QUEST (D-QUEST); de Nederlandse versie van de Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology. ⁽⁴⁻⁷⁾ Dit is een generiek instrument, waarmee in principe alle soorten hulpmiddelverstrekkingen kunnen worden beoordeeld. De D-QUEST vragenlijst bestaat uit 12 items, die gerelateerd zijn aan de tevredenheid van de patiënt over zijn/haar hulpmiddel. Acht items gaan over het hulpmiddel zelf en vier over de service van de leverancier. Onderdelen die aan de orde komen zijn: gebruiksvriendelijkheid, effectiviteit, duurzaamheid, verstellen, gebruikscomfort, gewicht, veiligheid en afmetingen, geboden reparaties en onderhoud, professionaliteit en service. De gebruiker wordt gevraagd aan te geven hoe (on)tevreden hij of zij is met elk van de aspecten. De mate van (on)tevredenheid wordt gemeten aan de hand van een 5-punt schaal (totaal niet tevreden, niet tevreden, min of meer tevreden, tevreden, zeer tevreden). Andere instrumenten die gebruikt kunnen worden voor de evaluatie van de tevredenheid over de orthese en/of de geleverde service zijn de IPPA (Individually Prioritised Problem Assessment) ⁽⁸⁾, de PIADS (Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale) ⁽⁹⁾ en de OPUS (the Orthotics and Prosthetics Users' Survey) ⁽¹⁰⁾. In het bijzonder de OPUS vragenlijst (vooralsnog alleen beschikbaar in het Engels) lijkt geschikt voor het evalueren van verschillende aspecten van tevredenheid, waaronder functionele status, kwaliteit van leven, cosmetiek, comfort, gewicht, en geleverde service.

Bij een positieve beoordeling van de evaluatie van de gebruikerservaringen (en na documentatie), kan het cliëntendossier worden gesloten. Indien blijkt uit evaluatie dat de cliënt niet tevreden is over het geleverde hulpmiddel, dient te worden nagegaan of dit te maken heeft met productgerelateerde problemen, of dat er problemen zijn in het dagelijks functioneren welke niet gerelateerd zijn aan het product. Bij productgerelateerde problemen, kan direct actie worden ondernomen. Bij problemen die niet gerelateerd zijn aan de orthese, dient een afspraak te worden gemaakt met de behandelende arts en orthopedisch instrumentmaker. In overleg dient te worden beoordeeld of het geformuleerde zorgplan en de daarbij behorende beslissingen de juiste zijn geweest. Als de conclusie is dat de orthese (ook na aanpassen) niet voldoet, is het van belang alle aspecten van het zorgproces te evalueren en de vervolgacties hierop af te stemmen. In de volgende paragraaf wordt toegelicht welke instrumenten ingezet kunnen worden om het zorgplan te evalueren.

7.3 EVALUEREN VAN HET ZORGPLAN

De evaluatie van het zorgplan heeft betrekking op de werkzaamheid van de orthese ('Werkt het?' onder gecontroleerde, optimale condities), waarbij is het resultaat, vanuit mechanisch oogpunt gezien, een goed functionerende orthese is. Deze evaluatie richt zich vooral op de vraag of de orthese heeft geleid tot een goede compensatie van de stoornissen, die ten grondslag liggen aan de klacht of hulpvraag van de patiënt. Het gaat hierbij dus om een evaluatie van de orthese functies, welke gerelateerd zijn aan de ICF-component 'lichaamsfuncties'. Hieronder worden twee instrumenten besproken die gebruikt kunnen worden bij de evaluatie van de orthese functies.

ICF-component 'lichaamsfuncties'

- *Biomechanica van het lopen*

Zoals eerder in paragraaf 3.3 van het handboek aan de orde is geweest, maakt de beoordeling van de biomechanica van het lopen het mogelijk te onderzoeken welke gestoorde spier- en gewrichtsfuncties óf compensatiestrategieën verantwoordelijk zijn voor de geobserveerde beperking in het lopen. Zeker bij aandoeningen van het bewegingsapparaat die complexe houding- en bewegingstoornissen tot gevolg hebben, is deze informatie belangrijk om zo een goede behandelbeslissing te kunnen nemen ten aanzien van het ontwerp van de orthese. De beoordeling van de biomechanica is echter ook belangrijk voor het evalueren van de behandelbeslissing. ⁽¹⁾ In dit verband kan de evaluatie van de biomechanica van het lopen gezien worden als een technische check van de orthese werking. Een dergelijke check is belangrijk, aangezien onderzoek aantoont dat het doel van ortheses om een verminderde functie van het bewegingsapparaat langs mechanische weg te ondersteunen of compenseren, om zodoende de loopvaardigheid van de patiënt te verbeteren, niet altijd wordt bereikt. ⁽¹¹⁾

De biomechanica van het looppatroon kan worden gemeten met behulp van 3D gangbeeldanalyse apparatuur. Vanuit deze metingen kunnen diverse gangparameters berekend worden die relevant zijn voor het evalueren van de werkzaamheid van de orthese, waaronder de kniehoek in de midstandfase ⁽¹¹⁾, (de timing van) het maximale enkelmoment in het laatste deel van de standfase ⁽¹²⁾ en de mate van dorsaalflexie in de laatste deel van de zwaai fase. ⁽¹³⁾

- *De stijfheid van de orthese*

Naast een objectieve evaluatie van de spier- en gewrichtsfuncties tijdens het gaan met 3D-gangbeeld analyse, is het in kaart brengen van de eigenschappen van de orthese, cq de orthese-schoen combinatie ook relevant. Zo kan bijvoorbeeld met behulp van informatie over de stijfheid van ortheses geëvalueerd worden wat het effect van verschillende stijfheden op het looppatroon van de patiënt is. In dit kader is het bijvoorbeeld te verwachten dat er een optimale stijfheid van de orthese is, waarbij de patiënt het meest efficiënt loopt. In het VUmc in Amsterdam is een



apparaat ontwikkeld (BRUCE), dat de stijfheid van ortheses kan meten. Relevante parameters die hiermee in kaart kunnen worden gebracht zijn de dorsale en plantaire (veer)stijfheid van de orthese, de zoolstijfheid en de neutrale hoek van de orthese. ⁽¹⁴⁾

7.4 EVALUEREN VAN DE HULPVRAAG³²

Naast een evaluatie van het zorgplan, is het ook belangrijk om de hulpvraag van de cliënt te evalueren. Op deze manier kan de meting t.a.v. van de werkzaamheid van de orthese gebruikt worden om het effect ten aanzien van de hulpvraag te verklaren. (2) De evaluatie van de hulpvraag heeft betrekking op de doeltreffendheid van de orthese ('Helpt de orthese?' in de dagelijkse praktijk), waarbij het resultaat een vermindering van de last van het functioneringsprobleem (i.e. de klacht) van de cliënt is, zoals bij het indiceren geformuleerd. Deze evaluatie voert de arts of therapeut uit, bij voorkeur op ongeveer 8-12 weken na de aflevering van de orthese. De mate waarin vermindering van de last van het functioneringsprobleem heeft plaatsgevonden kan in kaart worden gebracht aan de hand van meetinstrumenten. De keuze voor het type meetinstrument is hierbij afhankelijk van de praktische bruikbaarheid en de methodologische kwaliteit, maar ook van (het niveau van) de hulpvraag van de patiënt, ofwel het concept dat geëvalueerd wordt. ^(15, 16) Het scala aan hulpvragen kan hierbij heel divers zijn, en deze kunnen gerelateerd zijn aan verschillende ICF componenten. Op basis van de literatuur is hieronder een uiteenzetting gegeven van veelvoorkomende hulpvragen. ⁽¹⁷⁻²²⁾ Per hulpvraag zijn steeds voorbeelden gegeven van meetinstrumenten die gebruikt kunnen worden om het concept te evalueren. ⁽³³⁾

ICF-component 'lichaamsfuncties'

- *Pijn*

Pijn is een veelvoorkomende klacht bij patiënten met ernstige zwakte of verlammingen van de beenspieren. ⁽²¹⁻²⁴⁾ Hoewel pijn diverse aanleidingen kan hebben, wordt het vaak veroorzaakt door overbelasting van spieren en/of gewrichten. ⁽²¹⁾ Bij aandoeningen waarbij er sprake is van een asymmetrische verdeling, zoals poliomyelitis, kan pijn zowel aanwezig zijn in spieren en gewrichten van het aangedane been, als ook in het niet-aangedane of minder aangedane been.

Een adequate orthesevoorziening kan helpen bij het verminderen van de pijn, bijvoorbeeld door het stabiliseren van een gewricht, door het reduceren een bewegingsuitslag en/of door het compenseren van een te geringe spierwerking. ⁽²¹⁾ Een evaluatie van de pijn, bijvoorbeeld gemeten aan de hand van de Visual

³² De tekst in deze paragraaf is gebaseerd op het artikel: "A Candidate Core Set of Outcome Measures", van Brehm et al. (3)

³³ Om de vermindering van de last van het functioneringsprobleem van de patiënt te kunnen evalueren, dient zowel na aflevering van de orthese (de follow up meting), als voor aflevering (de baseline meting) een meting uitgevoerd te worden. De baseline meting dient dus al eerder in de fasering van de procesbeschrijving afgenomen te worden, bijvoorbeeld in de fase van het formuleren van de zorgvraag, het maken van het zorgplan of het selecteren en vervaardigen van de orthese. Hierbij is het handig om metingen in het kader van de evaluatie zoveel mogelijk te koppelen aan de regulieren bezoeken bij de revalidatiearts en/of orthopedisch instrumentmaker voor het aanmeten van de nieuwe orthese. Deze bezoeken vinden over het algemeen plaats om de twee weken, binnen een tijdsbestek van 8 weken (bijv. week 0: intake; week 2 gipsen; week 4 passen; week 6 afleveren; en week 8 controle en tuning).

Analogue Scale (VAS), of de pijn-subschaal van de 36-Item Short-Form Health Survey (SF36) ⁽²⁵⁾, kan worden gebruikt om vast te stellen of de orthese doeltreffend was in het verminderen van pijn.

- *Vermoeidheid tijdens lopen*

Naast pijn zijn ook een verminderde inspanningstolerantie en loopefficiëntie veelvoorkomende problemen bij patiënten met aandoeningen aan het bewegingsapparaat. Onderzoek toont aan dat de loopefficiëntie van patiënten met aandoeningen aan het bewegingsapparaat significant verminderd is ten opzichte van gezonde personen. ⁽²⁶⁻³¹⁾ Dit kan leiden tot klachten als vermoeidheid, zeker wanneer naast de loopefficiëntie ook de inspanningstolerantie verminderd is en dus de relatieve belasting van het lopen erg hoog is. ⁽³¹⁾ Zowel de ernst van de spierzwakte van de onderste extremiteiten ^(29, 31), als de mate van knieflexie in de standfase tijdens het lopen ⁽²⁸⁾ zijn significant geassocieerd met een verminderde loopefficiëntie.

Een adequate orthesevoorziening kan helpen bij het verbeteren van de loopefficiëntie. ⁽²⁹⁾ Dit kan bijvoorbeeld bewerkstelligd worden door het stabiliseren van een gewricht, door het reduceren een bewegingsuitslag en/of door het compenseren van een te geringe spierwerking. Anderzijds, kan dit bewerkstelligd worden door de toepassing van verbeterde materialen ten aanzien van stijfheid, gewicht en modeleerbaarheid. ⁽³³⁾ Effectevaluatie van de behandeling, bijvoorbeeld aan de hand van ambulante registratie van de zuurstofopname tijdens lopen. ^(29, 34) is van belang om na te gaan in hoeverre het probleem van de cliënt is opgelost.

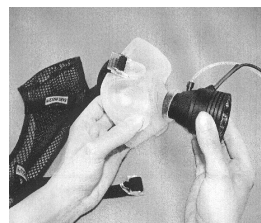


Foto 1. Ambulante registratie van de zuurstofopname tijdens lopen.

ICF-component 'activiteiten'

- *Struikelen/vallen*

Met betrekking tot de ICF-component 'activiteiten' vormen beperkingen in het handhaven van een houding (staan/lopen) belangrijke problemen. Deze beperkingen kunnen onder andere ontstaan door spierzwakte van de onderste extremiteiten (bijvoorbeeld door zwakte van de kuitspieren of knie-extensoren). Dit kan leiden tot

een verhoogd risico op struikelen en vallen, en daardoor tot een verminderd functioneren in het dagelijks leven. ^(35, 36) Behandeling met orthesen kan helpen bij het bieden van stabiliteit en daarmee het verminderen of voorkomen van vallen of angst om te vallen, voornamelijk door het compenseren van een te geringe spierwerking. Testen om het valrisico in te schatten en/of om te evalueren of de stabiliteit verbeterd zijn o.a. de Timed Up & Go test (>13 sec) ⁽³⁷⁾, de Berg Balance Scale ⁽³⁸⁾ de Tinetti test (<19/28) ⁽³⁹⁾ en de Falls Efficacy Scale. ⁽⁴⁰⁾ Daarnaast kan een dagboekregistratie valincidenten informatief zijn.

- *Verminderde loopsnelheid/duur/afstand*

Naast het bieden van stabiliteit, moet een orthese ook voldoende comfort bieden om gedurende de dag de dagelijkse activiteiten uit te kunnen voeren, waaronder lopen (i.e. lopen van korte afstanden (d4500), lopen van lange afstanden (d4501) en het lopen op verschillende ondergronden (d4502)). Klinisch relevante aspecten die gerelateerd zijn aan lopen zijn de loopduur, loopafstand en loopsnelheid. Al deze aspecten kunnen in meer of mindere mate beperkt zijn en daardoor problemen veroorzaken in het dagelijks functioneren.

Instrumenten die gebruikt kunnen worden om deze uitkomstmaten van het lopen te evalueren, zijn de tijdgescoorde looptesten. Dit zijn capaciteitstesten die evalueren wat iemand kan in een gestandaardiseerde omgeving. Een voorbeeld van een tijdgescoorde looptest op capaciteitsniveau is de 2 minuten looptest (2MLT), waarmee de loopafstand kan worden gemeten die iemand aflegt gedurende 2 minuten lopen op comfortabele snelheid. De loopafstand en loopsnelheid kunnen ook gemeten worden aan de hand van de 6 minuten looptest (6MLT). Deze test wordt uitgevoerd op maximale snelheid en wordt verondersteld een indruk te geven van het lopen in het dagelijkse leven. ⁽⁴¹⁻⁴³⁾

- *Afname in de mate van dagelijkse fysieke activiteit*

Hoewel loopuitkomsten die gemeten zijn in een gestandaardiseerde omgeving (de loopcapaciteit) een indruk geven van het lopen in het dagelijkse leven, kunnen de loopkarakteristieken en het niveau van inspanning afwijken van die in het dagelijks leven (looperformance) waar omstandigheden niet gestandaardiseerd zijn. Bovendien, representeren loopuitkomsten op capaciteitsniveau niet altijd de ervaren beperkingen in het dagelijkse lopen (zelfgerapporteerde looperformance) en/of andere dagelijkse activiteiten. ^(43,44) Een evaluatie van deze aspecten is daarom van belang.

Loopkarakteristieken in het dagelijks leven kunnen in kaart worden gebracht aan de hand van ambulante monitoring in de thuissituatie. Hiervoor kan de Stepwatch3™ Activity Monitor (SAM) worden gebruikt, een stappenteller die patiënten gedurende een week thuis dragen. Als uitkomstmaten kunnen o.a. de volgende parameters worden berekend: het gemiddeld aantal stappen en de tijd dat de patiënt gedurende de dag actief is. ⁽⁴⁵⁾ De door de patiënt zelf ervaren beperkingen in het dagelijkse lopen en andere fysieke activiteiten kunnen in kaart worden gebracht met behulp van vragenlijsten, zoals de subschaal fysiek functioneren van de SF36. ⁽²⁵⁾ Voorbeelden van belangrijke dagelijkse fysieke activiteiten zijn traplopen (d4551), fietsen (d4750) en autorijden (d4751).



Foto 2. Stappenteller

ICF-component 'participatie'

- *Verminderde deelname aan sociale rolpatronen*

Hulpvragen m.b.t. de ICF-component participatie zijn veelal gelegen op het gebied van zelfverzorging (d5), huishouden (d640), werk (d840-859), sociaal functioneren (d910), en sport en ontspanning (d920). Participatieproblemen op deze domeinen worden over het algemeen in kaart gebracht met multidimensionele vragenlijsten, zoals de IPA (Participation and Autonomy) ^(46,47) of, voor het in kaart brengen van participatieproblemen bij kinderen, met de CAPE (Children's Assessment of Participation and Enjoyment). ⁽⁴⁸⁾

Evenals bij de evaluatie van de gebruikerservaringen kan bij een positieve beoordeling van de evaluatie van de hulpvraag (en na documentatie) het cliëntendossier worden gesloten. Als de conclusie is dat de orthese (ook na aanpassen) niet voldoet, is het van belang alle aspecten van het zorgproces te evalueren en de vervolgacties hierop af te stemmen.

7.5 MEETINSTRUMENTEN

In de voorgaande paragraaf zijn meetinstrumenten aangeduid, die gebruikt kunnen worden om de hulpvraag van de patiënt en/of het behandeldoel te evalueren. ⁽³⁾ Echter, deze genoemde voorbeelden niet onbeperkt. In de literatuur worden vele andere meetinstrumenten genoemd, die ook kunnen worden ingezet. Met andere woorden, er moet een keuze worden gemaakt uit het beschikbare aanbod. Een dergelijke keuze is afhankelijk van een aantal aspecten, waaronder het doel, het concept dat geëvalueerd wordt, de praktische bruikbaarheid van het instrument en de methodologische kwaliteit. Al deze aspecten moeten worden meegenomen in de overweging. Een systematische review van de literatuur kan hierbij helpen. Aan de hand van een systematische review kan op gestructureerde wijze en met behulp van duidelijk omschreven zoektermen in de internationale literatuur te worden gezocht naar geschikte meetinstrumenten, die vervolgens worden beoordeeld op kwaliteit. Op basis van deze kwaliteitsbeoordeling kan een aanbeveling worden gedaan over het meest geschikte meetinstrument, of een set aan meetinstrumenten voor de evaluatie van de orthesebehandeling.

REFERENTIES

1. Stichting Erkenningsregeling leveranciers Medische Hulpmiddelen (SEHM). Algemene eisen, december 2009, volgnummer 2.
2. Harlaar J, Brehm MA, Becher JG, Bregman DJ, Buurke J, Holtkamp F, De Groot V, Nollet F. Studies examining the efficacy of ankle foot orthoses should report activity level and mechanical evidence. *Prosthet Orthot Int*. 2010 Sep; 34(3): 327-335.
3. Brehm MA, Bus SA, Harlaar J, Nollet F. A Candidate Core Set of Outcome Measures based on the International Classification of Functioning, Disability and Health for Clinical Studies on Lower Limb Orthoses. *Prosthet Orthot Int*. 2011 Sep
4. Demers L, Weiss-Lambrou R, & Ska B. Development of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with Assistive Technology (QUEST). *Assistive Technology* 1996; 8: 3-13.
5. Wessels RD, De Witte LP, Weiss-Lambrou R, Demers L, & Wijnhuizen G. A Dutch version of QUEST (D-QUEST) applied as a routine follow-up within the service delivery process. In E. Placencia, E. Ballabio (Eds.), *Improving the Quality of Life for the European Citizen* (pp. 420-424). Washington, DC: IOS Press, 1998.
6. Demers L, Wessels R, Weiss-Lambrou R, Ska B, Witte L de. An international content validation of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST). *Occupational Therapy International* 1999; 6(3): 159-175.
7. Wessels RD, de Witte L. Reliability and validity of the Dutch version of QUEST 2.0 with users of various types of assistive devices. *Disability and Rehabilitation* 2003; 25(6): 286-290.
8. Wessels R, Persson J, Lorentsen O, Andrich R, Ferrario M, Oortwijn W, Vanbeekum T, Brodin H, & de Witte L. IPPA: Individually Prioritized Problem Assessment. *Technology and Disability* 2002; 14(3): 141-145.
9. Day H, Jutai J. Measuring the Psychosocial Impact of Assistive Devices: The PIADS. *Canadian Journal of Rehabilitation* 1996; 9: 159-168.
10. Heinemann AW, Bode RK, O'Reilly C. Development and measurement properties of the Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS): a comprehensive set of clinical outcome. *Prosthet Orthot Int*. 2003 Dec;27(3):191-206.
11. Brehm MA, Harlaar J, Schwartz M. Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy. *J Rehabil Med*. 2008;40(7):529-534.
12. Brehm M, Beelen A, Doorenbosch C, Harlaar J, Nollet F. Effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. *J Rehabil Med* 2007;39(8):651-7.
13. Bregman DJ, de Groot V, van Diggele P, Meulman H, Houdijk H, Harlaar J. Polypropylene Ankle Foot Orthosis in central neurological patients: A mechanical and functional evaluation. *Prosthet Orthot Int*. 2010;34(3): 293-304.
14. Bregman DJJ, Rozumalski A, Koops D, de Groot V, Schwartz M, and Harlaar J. A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: BRUCE. *Gait Posture*. 2009;30(2):144-149.
15. Condie DN, Meadows CB, editors. Report of a consensus conference on the lower limb orthotic management of cerebral palsy. ISPO 1995.
16. Heim S, Jacobs NA, Jensen, JS, Neff G, Persson B, editors. ISPO consensus conference on poliomyelitis; consensus statements and syndicate reports. ISPO 1997.
17. Condie E, Campbell J, Martina J, editors. Report of a consensus conference on the orthotic management of stroke patients. ISPO 2003
18. Morris C, Condie DN, editors. Recent developments in healthcare for cerebral palsy: Implications and opportunities for orthotics. ISPO 2008.
19. NHS Quality Improvement Scotland. Best Practice Statement. Use of ankle-foot orthoses following stroke. 2009.
20. Perry J. 1997. Musculoskeletal conditions. In: Fuhrer MJ, editor. *Assessing medical rehabilitation practices: The promises of outcome research*. Baltimore: Paul H Brookes. Pp 313 – 432.
21. Waring WP, Maynard F, Grady W, et al. Influence of appropriate lower extremity orthotic management on ambulation, pain, and fatigue in a postpolio population. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70:371-375.
22. Nollet F and C Noppe. Orthoses for patients with postpolio syndrome; In: Hsu John D., Michael John W., Fisk John R. (eds.): *AAOS Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Philadelphia, Mosby Elsevier; 2008, pp. 411-417.
23. Jensen MP, Abresch RT, Carter GT, McDonald CM. Chronic pain in persons with neuromuscular disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005 Jun;86(6):1155-63.
24. Waring WP, Maynard F, Grady W, et al. Influence of appropriate lower extremity orthotic management on ambulation, pain, and fatigue in a postpolio population. *Arch Phys Med Rehabil* 1989;70:371-375.
25. McHorney CA, Ware JE, Raczek AE. The Moss 36-item Short Form Health Survey (SF-36): II. Psychometric and clinical tests of validity in measuring physical and mental health constructs. *Med Care* 1993;31:247-263.
26. Fisher SV, Gullickson G. Energy cost of ambulation in health and disability: a literature review. *Arch Phys Med Rehabil* 1978;59:124-132.
27. Luna-Reyes OB, Reyes TM, So FY, Matti BM, Lardizabal AA. Energy cost of ambulation in healthy and disabled Filipino children. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:946-949.
28. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathological gait. *Gait Posture* 1999;9:207-231.
29. Brehm MA, Nollet F, Harlaar J. Energy demands of walking in persons with postpoliomyelitis syndrome: relationship with muscle strength and reproducibility. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87(1):136-140.

30. Groot de JF, Takken T, Schoenmakers MAGC, Tummers L, Vanhees L, Helders PJM. Reproducibility of energy cost of locomotion in ambulatory children with spina bifida. *Gait Posture*. 2010; 31(2): 159-163.
31. Siegel KL, Hicks JE, Koziol DE, Gerber LH, Rider LG. Walking ability and its relationship to lower-extremity muscle strength in children with idiopathic inflammatory myopathies. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;n85: 767-771.
32. Dallmeijer AJ, Brehm MA. Physical strain of comfortable walking in children with mild cerebral palsy. *Disabil Rehabil*. 2010 Nov 13. [Epub ahead of print]
33. Brehm MA, Beelen A, Doorenbosch CA, Harlaar J, Nollet F. Effect of carbon-composite knee-ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in former polio patients. *J Rehabil Med* 2007; 39: 651-7.
34. Brehm MA, Knol DL, Harlaar J. Methodological considerations for improving the reproducibility of walking efficiency outcomes in clinical gait studies. *Gait Posture* 2008;27(2): 196-201.
35. Silver JK, Aiello DD. Polio survivors: falls and subsequent injuries. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 567-570.
36. Bickerstaffe A, Beelen A, Nollet F. Circumstances and consequences of falls in polio survivors. *J Rehabil Med*. 2010 Nov; 42(10): 908-15.
37. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 1991 Feb; 39(2): 142-148.
38. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can* 1989; 41: 304-331.
39. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 1986; 34: 119-126.
40. Tinetti ME, Richman D, Powell L. Falls efficacy as a measure of fear of falling. *J Gerontol* 1990; 45:P239-P243.
41. Willen C, Cider A, Sunnerhagen KS. Physical performance in individuals with late effects of polio. *Scand J Rehabil Med* 1999; 31: 244-249.
42. Nollet F, Beelen A, Prins MH, de Visser M, Sargeant AJ, Lankhorst GJ, et al. Disability and functional assessment in former polio patients with and without postpolio syndrome. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:136-143.
43. Horemans HL, Bussmann JB, Beelen A, Stam HJ, Nollet F. Walking in postpoliomyelitis syndrome: the relationships between time-scored tests, walking in daily life and perceived mobility problems. *J Rehabil Med*. 2005 May;37(3):142-146
44. Slim FJ, Keukenkamp R, van Schie CH, Faber WR, Nollet F. Foot impairments and limitations in walking activities in people affected by leprosy. *J Rehabil Med* 2011;43:32-38.
45. Bussmann JB, Martens WL, Tulen JH, Schasfoort FC, van den Berg-Emons HJ, Stam HJ. Measuring daily behavior using ambulatory accelerometry: the Activity Monitor. *Behav Res Methods Instrum Comput* 2001; 33: 349-356.
46. Cardol M, de Haan RJ, van den Bos GA, de Jong BA, de Groot IJ. The development of a handicap assessment questionnaire: the Impact on Participation and Autonomy (IPA). *Clin Rehabil* 1999;13:411-419.
47. Noonan VK, Kopec JA, Noreau L, Singer J, Dvorak MF. A review of participation instruments based on the International Classification of Functioning, Disability and Health. *Disabil Rehabil* 2009;31(23):1883-1901.
48. King G, Law M, King S, Hurley P, Hanna S, Kertoy M, et al. Children's Assessment of Participation and Enjoyment (CAPE) and Preferences for Activities of Children (PAC). San Antonio, TX: Harcourt Assessment, Inc.; 2004.