

Fontys Paramedische Hogeschool

Opleiding Orthopedische Technologie

Het effect van een stijve voetplaat op het gangbeeld van idiopathische tenenlopers

Jocelyn Micklei

Begeleiders: Mark Arts en Geert-Jos van der Maazen

Opdrachtgever: Dr. J.M. Voorman

Juli 2016

Voorwoord

Voor u ligt het onderzoeksverslag 'Het effect van een stijve voetplaat op het gangbeeld van idiopathische tenenlopers'. Het onderzoek is uitgevoerd in opdracht van revalidatiearts Jeanine Voorman van Merem Behandelcentra – De Trappenberg in Almere. Dit onderzoeksverslag is geschreven in het kader van mijn afstuderen voor de opleiding Orthopedische Technologie, richting Schoentechnologie voor Sport en Revalidatie aan de Fontys Paramedische Hogeschool in Eindhoven. Het onderzoek en het schrijven van het verslag heeft plaatsgevonden in de periode februari 2016 tot en met 11 juli 2016.

Tijdens mijn derdejaars stage bij Loopvisie BV heb ik samen met Rob Jansen, mijn stagebegeleider, en revalidatiearts Jeanine Voorman, gesproken over mogelijke afstudeeropdrachten. Tijdens vervolgesprekken met Jeanine Voorman heb ik samen met haar de onderzoeksvraag voor dit onderzoek geconcretiseerd. Tijdens de uitvoering van het onderzoek ging ik met een groot televisiebeeldscherm onder de arm naar Almere en installeerde me daar met het beeldscherm en twee laptops om gangbeelden te analyseren. Bij het bekijken van de eerste beelden werd duidelijk dat niet alle deelnemers in dezelfde condities hadden gelopen en bleken er van minder kinderen opnames te zijn gemaakt dan was verwacht. Na overleg met Jeanine Voorman en mijn begeleider Mark Arts en een aanpassing van mijn aanpak kon ik weer verder en heb ik de resultaten uitgewerkt in dit verslag van deze exploratieve studie.

Ik wil Rob Jansen bedanken voor het meedenken over afstudeeronderwerpen en het bieden van de mogelijkheid me te verdiepen in de informatie over de stijve voetplaten en de gebruikte schoenen van de deelnemers. Ik wil Jeanine Voorman bedanken voor de mogelijkheid om voor haar een afstudeeropdracht te mogen uitvoeren en voor de fijne samenwerking. Ik wil mijn begeleider Mark Arts bedanken voor zijn geduld, zijn meedenken en mij helpen te relativeren als ik weer te groots of te kritisch aan het denken was. Ook wil ik Anita Beelen bedanken voor de fijne feedback op mijn projectplan en het geven van een gevoel van vertrouwen. Ook mijn nieuwe begeleider Geert-Jos van der Maazen, wil ik bedanken voor het geven van vertrouwen voor de laatste loodjes van het verslag.

Tenslotte wil ik mijn man Erik Ariesen bedanken voor zijn engelengeduld en het mee helpen organiseren van het huishouden op de momenten dat ik (weer) opgesloten zat in de kast.

Ik wens u veel leesplezier toe.

Jocelyn Micklei

Tienhoven, 11 juli 2016

Samenvatting

Inleiding

De prevalentie van idiopathisch tenen lopende kinderen ligt tussen 2,1 en 12%. Om afwijkende voetvormen en het ontstaan van spitscontracturen als gevolg van tenenlopen te voorkomen, worden naast operaties en diverse conservatieve behandelingen, stijve voetplaten voorgeschreven in de hoop dat het werkt. Het doel van dit onderzoek is om het effect van stijve voetplaten inzichtelijk te maken. Dit leidt tot de volgende onderzoeksvraag: Wat is het effect van een stijve voetplaat op de tenenstand, het tijdsmoment van de hielheffing, de afzetkracht en het tijdsmoment van de afzet tijdens de standfase van de loopcyclus van idiopathisch tenenlopende kinderen?

Methode

In dit retrospectief onderzoek zijn tweedimensionale gangbeeldopnames op een negen meter lange loopbaan en krachtenplaatopnames van idiopathisch tenenlopende kinderen geanalyseerd met behulp van het programma MoXie Viewer. De mate van tenenstand, het moment van hielheffing en de kracht en het moment van afzet is vergeleken tussen schoenen met een op maat gemaakte voetplaat met koolstof verstijving, blote voeten en schoenen zonder voetplaat. Het significantieniveau van $\alpha = 0,05$ werd gebruikt om effecten van verschillende condities te analyseren.

Resultaten

Gangbeeldopnames van vijf kinderen (drie jongens, 85 ± 19 maanden oud) zijn geanalyseerd. Met semi-orthopedische schoenen met stijve voetplaat veranderde initieel teencontact naar initieel hielcontact, de mate van tenenstand verminderde tijdens late midstance en de afzet in antero-posterieure richting vond later plaats (ook met confectieschoenen) ten opzichte van blootvoets.

Conclusie

Dit onderzoek heeft aanwijzingen opgeleverd voor mogelijke effecten van semi-orthopedische schoenen met stijve voetplaat ten opzichte van blote voeten. Vanwege onvoldoende steekproefomvang en onvoldoende deelnemers die zowel op schoenen met stijve voetplaat als zonder voetplaat hebben gelopen, is het niet mogelijk uitspraken te doen over het effect van de stijve voetplaat zelf. Om de betrouwbaarheid van de resultaten te verbeteren wordt voor vervolgonderzoek driedimensionale ganganalyse met meer deelnemers geadviseerd.

Abstract

Introduction

The prevalence of idiopathic toe walking children is between 2,1 and 12%. To prevent deviant foot shapes and the development of equinuscontractures due to tiptoe walking, besides surgery and different conservative treatment, rigid foot orthoses are being prescribed expecting to be effective. The aim of this study is to determine the effectiveness of rigid foot orthoses. This leads to the following research question: What is the effect of a rigid foot orthose on toe stance, heel rise timing, push off force and push off timing during the stance phase of the gait cycle of idiopathic toe walking children?

Methods

In this retrospective study, two-dimensional gait recordings using a nine-meter walkway and force plate data of idiopathic toe walking children were analysed using Moxie Viewer software. The severity of toe stance, heel rise timing, push off timing and push off force, was compared between shoes including custom made rigid carbon foot orthoses, barefoot and shoes without foot orthoses. The level of significance of $\alpha = 0.05$ was used to analyse effects of different conditions.

Results

Gait recordings of five children (three boys, age 85 ± 19 months) were analysed. Compared to barefoot, initial toe contact changed to initial heel contact, the severity of toe stance decreased during late midstance and push off in anterior posterior direction occurred later (also with standard shoes) with semi-orthopedic shoes with rigid foot orthoses.

Conclusion

This study has yielded evidence for potential effects of semi-orthopedic shoes with rigid foot orthoses compared to barefoot. Due to insufficient sample size and an insufficient amount of participants wearing both shoes with rigid foot orthoses and without, it is not possible to draw conclusions about the effect of the rigid foot orthose itself. To improve the reliability of the results, three-dimensional gait analysis with more participants is recommended.

1. Inleiding

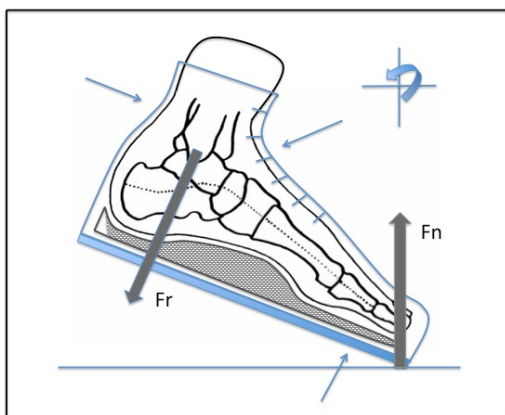
Het op de tenen lopen is een normale variatie in het looppatroon dat gezien kan worden bij kinderen die net beginnen te lopen (1). Het kenmerkt zich door het ontbreken van initieel hielcontact en het ontbreken van volledig voetcontact tijdens de standfase van de loopcyclus (2,3). Tijdens de normale ontwikkeling van het looppatroon is een initieel hielcontact bij de meeste kinderen van 18 maanden aanwezig (4). Sommige kinderen blijven echter op hun tenen lopen. Verschillende structurele problemen kunnen hieraan ten grondslag liggen zoals een centraal neurologische- of neuromusculaire aandoening, een achillespees contractuur, gedragsstoornissen zoals stoornissen in het autistiforme spectrum, afwijkingen aan het steunen en bewegingsapparaat zoals klompvoeten of een beenlengteverschil (5,6). Daarnaast kan het voorkomen bij kinderen met taal- en communicatiestoornissen (7). Persistierende tenenlopers waarvoor geen oorzaak is vast te stellen, worden idiopathische tenenlopers (ITL) genoemd (8).

Bij 5,5 jarigen is de prevalentie van actieve idiopathische tenenlopers 2,09% (9). Bij 12% van gemiddeld 14,2 (standaarddeviatie 3,9) jarigen werd minimaal drie maanden op de tenen gelopen zonder aanwijsbare oorzaak. Bij ongeveer 30% van de patiënten komt idiopathisch tenenlopen in de familie voor (9–13). Sommige idiopathische tenenlopers lopen continu op de tenen, anderen een deel van de tijd en laten daarnaast een vrij normaal gangpatroon zien (9,10,14). Ook in de enkel kinematica en kinetica zijn er variaties mogelijk. Alvarez et al. (15) ontwikkelden een classificatiesysteem gebaseerd op de variaties en de ernst van tenenlopen. Type 1 is een milde variant, type 2 een middelmatige en type 3 een ernstige. De indeling is gebaseerd op de aan- of afwezigheid van de eerste enkel rocker (initieel hiel- versus voorvoetcontact), wel of geen vroege hielheffing en wel of geen groter enkel plantairflexie moment tijdens de eerste helft van de standfase ten opzichte van de tweede helft. Ondanks de variaties kenmerkt het gangpatroon zich door langere belasting op de voorvoet en relatieve overbelasting van de musculus triceps surae ten opzichte van een normaal gangpatroon, wat diverse problemen kan veroorzaken (16).

Bij beginnende tenenlopers is de mobiliteit van het enkelgewricht normaal maar op termijn kan zich een verminderde range of motion (ROM) in het enkelgewricht ontwikkelen (3,11). Andere problemen die zich op korte termijn uiten en in de literatuur geassocieerd worden met ITL zijn ondefinieerbare pijn in het been, pijnlijke callusvorming, het ontstaan van een pes varus, planus of planovalgus en abnormale schoenslijtage. Bekende problemen in het looppatroon zijn toeing in, verstuiking, mank lopen, verstoorde balans, een verhoogde kans op struikelen, vallen en vermoeidheid als gevolg van een minder efficiënt gangpatroon (11,17–19). Idiopathische tenenlopers kunnen hierdoor moeite hebben met het bijhouden van leeftijdsgenoten met mogelijk sociaal negatieve gevolgen (16). In de praktijk wordt vaak gezien dat persisterend tenenlopen kan leiden tot een brede voorvoet ten opzichte van de hiel wat door Lovell en Winters (20) wordt bevestigd. Ook is er mogelijk een relatie tussen het ontstaan van een spitscontractuur in de enkel en ITL en het ontwikkelen van voet deformiteiten op langere termijn (11,21). Hierdoor kunnen problemen ontstaan bij het vinden van passend schoeisel en zal orthopedisch schoeisel nodig zijn (20). Er zijn, zoals hiervoor vermeld, zowel korte als lange termijn problemen die kunnen ontstaan als gevolg van het tenenlopen. Vroege behandeling lijkt daarom van groot belang.

Behandelingen die in de literatuur (6,10,22) worden genoemd zijn fysiotherapie, behandeling met botuline toxine type A, orthopedisch schoeisel, gipsredressie methodieken, ortheses en chirurgische behandeling. Deze behandelingen zijn ingezet met het doel de dorsaalflexie ROM te behouden of te verbeteren en daarmee het tenenlopen te verminderen. Onderzoekers concludeerden dat er voorlopig bewijs is voor gunstige effecten van een gecombineerde behandeling door operatieve achillespeesverlenging met een gipsbehandeling en gunstige effecten van alleen gipsredressie (6). Er is tevens voorlopig bewijs dat chirurgische behandeling, gipsredressietechnieken en een behandeling met behulp van een injectie met botuline toxine type A gunstige effecten heeft op de kinetica en kinematica tijdens het lopen (6). Ook melden zij dat het erop lijkt dat de effecten van conservatieve behandeling van korte duur zijn. Onvoldoende bewijs voor het effect van de behandelingen op het behoud of verbeteren van de dorsaalflexie ROM maakt het maken van een keuze voor de behandelaar lastig. De keuze van de behandeling kan afhankelijk zijn van de ernst van het tenenlopen, wat vastgesteld kan worden met behulp van de ganganalyse-classificatie van Alvarez et al. (15). Ook kan de keuze afhankelijk zijn van de ernst van contractuurvorming en de leeftijd van het kind. Uit het onderzoek van Stricker en Angulo (10) blijkt dat er bij kinderen van gemiddeld 3,9 jaar met ernstige equinus contracturen, gekozen werd voor een operatieve verlenging van de musculus triceps surae. Zij concludeerden echter dat de tenengang ondanks de operatie terug kan keren.

Voor het merendeel van de idiopathische tenenlopers die gezien worden in De Trappenberg, wordt sinds een aantal jaren gekozen voor een conservatieve behandeling bestaande uit een maatwerk stijve, met koolstof materiaal opgebouwde voetplaat die in half hoge (vaak semi-orthopedische) schoenen gedragen wordt. Het uitgangspunt is dat deze patiënten voldoende ROM in de enkel hebben om tijdens de standfase volledig voetcontact te kunnen hebben. De combinatie van de voetplaat met de halfhoge schoen zorgt ervoor dat er geen dorsaalflexie mogelijk is ter hoogte van de metatarsophalangeale (MTP) gewrichten waardoor tenenstand wordt voorkomen. Door druk op het distale deel van de voorvoet als gevolg van het tenenlopen ontstaat er een extern dorsaalflexiemoment in het talocrurale gewricht, zie figuur 1. Bij voldoende dorsaalflexie ROM in dit gewricht, zal er volledig voetcontact met de vloer ontstaan, mede dankzij het slot van de halfhoge schoen dat ervoor zorgt dat de voet niet uit de schoen slipt.



Figuur 1. De biomechanische werking van de stijve voetplaat in een halfhoge schoen. Aangepast van Polinder Reflexzone Praktijk. BRON: Polinder Reflexzone Praktijk.

Een stijve voetplaat kan mogelijk voor- en nadelige effecten hebben op de loopcyclus. In het gerandomiseerde gecontroleerde onderzoek van Herrin en Geil (22) werd het effect van een vergelijkbare steunzool verstijfd met een rigide koolstofvezel voetplaat (RKV) in vergelijking met een enkel-voetorthese (EVO) in de behandeling van ITL onderzocht. Beide interventies lieten significante verbetering in volledig en langer volledig voetcontact zien. De groep die een EVO droeg liep significant sneller. De RKV was minder effectief dan de EVO in het voorkomen van initieel voorvoetcontact. Na verwijdering van de EVO en de RKV kon de RKV groep de verbetering vasthouden. Onduidelijk is welke specifieke verbetering dit was. De ouders waren daarnaast van mening dat het aandoen van de RKV makkelijker was en dat deze esthetisch aantrekkelijker was (22). Het is echter onduidelijk of dit volledig op maat gemaakte steunzolen betreft en in wat voor een soort schoenen deze werden gedragen. De overeenkomst tussen de stijve voetplaat, die door behandelaars in De Trappenberg wordt voorgeschreven, en de RKV is dat het beide rigide voetplaten zijn die in schoenen worden gedragen. De functionaliteit van de voetplaat is sterk afhankelijk van het slot van de schoen waarin deze gedragen wordt. Verwacht wordt dat als gevolg van de combinatie van de stijve voetplaat met halfhoge schoenen met voldoende slot het tenenlopen vermindert of zelfs stopt en er langer volledig voetcontact is tijdens de standfase van de loopcyclus. Een bijkomend effect kan zijn dat de triceps surae op lengte wordt gehouden. Een nadelig effect kan zijn dat er tijdens de terminal stance en de preswing fase een verminderde afzet aanwezig is. Door de stijve voetplaat zal er waarschijnlijk geen voorvoetrocker plaatsvinden, welke een belangrijke functie heeft in het ontwikkelen van voortstuwende kracht tijdens het lopen (23). Door de stijfheid van de zool zou er tevens een vertraging op kunnen treden tijdens het afwikkelen wat mede invloed kan hebben op het tijdsmoment van de afzet.

Er zijn aanwijzingen dat een op maat gemaakte stijve voetplaat die in een schoen wordt gedragen effectief kan zijn in de behandeling van idiopathische tenenlopers, echter ontbreekt het momenteel aan volledige informatie over de voetplaat, de schoenen en over de specifiek behaalde resultaten. Die kennis is wel nodig om een betrouwbare conclusie te kunnen trekken en om kinderen een zo adequaat mogelijke voorziening te adviseren. Kinderen dragen nu stijve voetplaten in halfhoge schoenen in de hoop dat het werkt. Het is noodzakelijk het klinisch handelen meer te baseren op evidence based practice. Het doel van dit onderzoek is om het effect inzichtelijk te maken en behandelaars handvaten te geven om onderbouwd de behandeling toe te kunnen passen.

Onderzoeksvraag:

Wat is het effect van een stijve voetplaat op de tenenstand, het tijdsmoment van de hielheffing, de afzetkracht en het tijdsmoment van de afzet tijdens de standfase van de loopcyclus van idiopathisch tenenlopende kinderen?

2. Methode

Design

Dit onderzoek was een retrospectieve kwantitatieve cross-over analyse van gangbeelddata van idiopathisch tenenlopende kinderen die onder behandeling zijn bij Merem Behandelcentra Revalidatiecentrum De Trappenberg.

Deelnemers

Kinderen in de leeftijd van 2 tot en met 12 jaar, gediagnosticeerd met ITL, die minimaal een maand met hun eigen halfhoge schoenen met beiderzijds een stijve voetplaat van Loopvisie BV hebben gelopen, zijn geïnccludeerd. De meest recente gangbeeldopname van deze kinderen, gemaakt in de periode januari 2013 tot en met april 2016 in het looplaboratorium van Merem Behandelcentra Revalidatiecentrum De Trappenberg in Huizen, zijn geïnccludeerd. Opnames van beide benen met gebruik van de krachtenplaat en opnames met gebruik van de loopbaan van 9,03 meter (m), zijn geïnccludeerd. Kinderen die op de tenen lopen, gediagnosticeerd met autisme, een neurologische of neuromusculaire aandoening, de aanwezigheid van oorzaken waardoor hielcontact met de vloer niet mogelijk is of andere lichamelijke oorzaken voor tenen lopen, zijn geëxcludeerd. Kinderen waarvoor alleen een opname op blote voeten, op schoenen met of op schoenen zonder voetplaat is gemaakt, zijn geëxcludeerd. Door middel van een anamnese en lichamelijk onderzoek zijn bekende oorzaken gerelateerd aan het tenenlopen door de behandelend revalidatiearts uitgesloten. Bij twijfel is de patiënt doorverwezen voor aanvullend neurologisch onderzoek. Korte tijd voor de gangbeeldopname heeft lichamelijk onderzoek plaatsgevonden en is de ROM van het talocrurale gewricht onderzocht door de revalidatiearts. De benodigde informatie voor dit onderzoek is verzameld door het opvragen van dossiers en gangbeeldopnames van idiopathische tenenlopende kinderen bij de behandelende revalidatiearts.

Instrumentarium

Er zijn gangbeeldopnames in het sagittale vlak gemaakt met één bewegende en één vaste Basler scout GigE camera van producent Basler, model scA1300-32gc en ingesteld op 25 beelden per seconde. De vaste camera is geplaatst met een loodrechte afstand van 3,91 m van de Advanced Medical Technologies Incorporated (AMTI) krachtenplaat van producent AMTI, model OR6-7, waarmee de grondreactiekrachten in x, y en z-richting werden geregistreerd. Data gegenereerd door de krachtenplaat werden door de MSA-6 zes kanaals rekstrookversterker van producent AMTI versterkt. De afstand van de bewegende camera tot de totale loopbaan van 9,8 m met een loopbaanmarkering van 9,03 m is 3,77 m, zie figuur 2 en 3. De krachtenplaat is vrijwel onzichtbaar in de vloer verwerkt, zie figuur 4, en ligt 13 cm over de buitenrand van de 65,5 cm brede loopbaan. De software Flamenco Recorder, versie REV 14(.4) van producent Twente Medical Systems International B.V., heeft de verkregen data van de camera's en de krachtenplaat naar het programma MoXie Viewer vertaald.



Figuur 2. De volledige loopbaan met startpunt aangegeven door de eerste markering aan de rechterzijde van de loopbaan.



Figuur 3. De cameraopstelling met de bewegende camera en in het midden tegen de rechter muur de vaste camera.



Figuur 4. De krachtenplaat

Meetcondities

Aan het begin van elke meetdag is het systeem gekalibreerd. Opnames zijn gemaakt waarbij deelnemers op blote voeten, op eigen halfhoge semi-orthopedische (OSB) schoenen met en zonder stijve voetplaat en op confectieschoenen liepen. Per conditie is er per deelnemer voor elk been één opname gemaakt met gebruik van de krachtenplaat en één opname waarbij het volledige traject van 9,03 m heen en terug werd gelopen. De deelnemers droegen alleen ondergoed en een hesje met op de rug een systeemkast met daaraan kabels en elektrodes verbonden die op verschillende boven- en onderbeenspieren waren geplaatst voor het registreren van electromyografische data. De geregistreerde data van dit systeem zijn in dit onderzoek buiten beschouwing gelaten.

Voor de opname met de krachtenplaat is er voor elke deelnemer op basis van twee of meer proefloopsessies de comfortabele loopsnelheid en het startpunt bepaald, zodanig dat er met de derde of vierde pas op de krachtenplaat werd geland. Hiermee werd gecontroleerd dat er van één volledige stap krachtenplaatdata werden gegenereerd. Dit startpunt is voor beide benen bepaald en werd gebruikt voor elke conditie. Vervolgens is de meting gestart en is gevraagd om vanaf het bepaalde startpunt met een comfortabele loopsnelheid over de baan en de krachtenplaat te lopen. Voor de opname op de loopbaan van 9,03 m heeft geen proefsessie plaatsgevonden. Elke deelnemer is gevraagd om vanaf het startpunt van de totale loopbaan met een comfortabele loopsnelheid te lopen, aan het eind te stoppen, zich om te draaien en op aanwijzing weer terug te lopen en aan het einde van de loopbaan te stoppen. De kinderen is verteld niet hun best te hoeven doen. Bij twijfels over het loopgedrag tijdens de opname, werd deze opnieuw gemaakt. De comfortabele loopsnelheid is niet gekwantificeerd en niet gecontroleerd voor de verschillende condities. Er is geen gebruik gemaakt van een protocol waarin het hele proces rond de gangbeeldopnames is beschreven.

Hoekmetingen

De hoekmetingen werden uitgevoerd met de software MoXie Viewer (24) versie 2.0, ontwikkeld aan het VU Universitair Medisch Centrum te Amsterdam. Moxie Viewer toonde synchroon de camerabeelden en de grondreactiekrachten waarbij de opname beeld voor beeld stil kon worden gezet. Om zo nauwkeurig mogelijk te kunnen meten en visueel te kunnen beoordelen werd het videobeeld maximaal uitvergroot en een hoge resolutie (HD) beeldscherm met een diameter van 40 inch gebruikt. Met behulp van een digitale goniometer werd de hoek van de onderzijde van de voet (onderzijde schoen of blote voet) ten opzichte van horizontaal gemeten (in graden) direct tijdens het visueel waargenomen initieel voetcontact ($\angle IC$). Bij initieel hielcontact kreeg de hoek een positieve waarde, bij initieel teencontact een negatieve. Bij visueel waargenomen volledig voetcontact in deze fase, werd de hoekwaarde op nul graden gesteld, dit om te voorkomen dat er bij een ad- of abductiestand tijdens volledig voetcontact onterecht een hoek werd gemeten. Er werd gemeten vanaf proximaal plantaire zijde tot plantaire zijde van de blote voet of schoen ter hoogte van de MTP-gewrichten ten opzichte van horizontaal. Tijdens eind fase loading response ($\angle LR$) en tijdens de vroege ($\angle VMS$) en late midstance fase ($\angle LMS$) vonden dezelfde hoekmetingen plaats volgens het protocol in bijlage I. Tijdens initieel voetcontact wordt bij een normaal gangpatroon op de hiel geland (23). Tijdens het eind van loading response en tijdens de volledige midstance fase vindt normaal gesproken volledig voetcontact plaats en start de fase terminal stance met een hielheffing (14,23). De vier hoekmetingen werden uitgevoerd bij de stap op de krachtenplaat en bij vier stappen op de volledige loopbaan voor beide benen en de verschillende condities. Van de vijf stappen werd het gemiddelde genomen om de variatie te beperken. De eerste en de laatste stap op de loopbaan werden niet gemeten omdat verwacht werd dat dit geen representatieve stappen zijn in verband met opstarten en stoppen met lopen.

Moment hielheffing

Het door Moxie Viewer weergegeven videobeeldnummer waarop het visueel waargenomen eerste moment van hielheffing (T_{hh}) op de krachtenplaat plaatsvond, werd genoteerd voor verdere analyse. De data werden vanuit Moxie Viewer geconverteerd naar Excel waarbij de videobeeldnummers gekoppeld waren aan de krachtenplaatdata. Met behulp van het videobeeldnummer werd het moment van hielheffing vastgesteld als percentage van de totale standfasetijd die door de krachtenplaat werd gegenereerd. Bij hielheffing eerder dan 50% van de totale standfasetijd van één been was er sprake van een vroege hielheffing (23).

De hoekmetingen en de vaststelling van het videobeeldnummer voor hielheffing van alle deelnemers werd in willekeurige volgorde uitgevoerd. De volgorde werd bepaald door de internet applicatie Sequence Generator van Randomness and Integrity Services Limited (25). Met deze applicatie is tevens de te meten vier stappen op de loopbaan gekozen. Er werd verwacht dat door middel van het meten in willekeurige volgorde werd voorkomen dat metingen, uitgevoerd door de onderzoeker, beïnvloed werden door resultaten van eerder uitgevoerde metingen bij dezelfde deelnemer.

Afzetkracht en moment

De hoogste waarde (hY, in newton per meter) en het moment van deze waarde van de wrijvingskracht in antero-posterieure richting (mhY, als percentage van de totale standfasetijd van één been) en van de verticale grondreactiekracht (hZ en mhZ) tijdens de tweede helft van de standfase, werden bepaald met behulp van de krachtenplaatdata die naar Excel waren geconverteerd.

Data analyse en statistische analyse

Resultaten van hoekmetingen $\angle IC$, $\angle LR$, $\angle VMS$ en $\angle LMS$, uitgevoerd tijdens de stap op de krachtenplaat en de vier stappen op de volledige loopbaan, werden per hoek, per deelnemer, per been en per conditie gemiddeld. Het gemiddelde per hoek werd gebruikt voor de groepsanalyse. De groepsresultaten per conditie werden met elkaar vergeleken. Vervolgens werd het eerste moment van hielheffing (Thh) per deelnemer en per been berekend als percentage van de totale standfasetijd met behulp van de krachtenplaatdata. Thh werd niet berekend indien bleek dat twee voeten tegelijk op de krachtenplaat hadden gestaan. Correcte resultaten werden gebruikt voor de groepsanalyse. De groepsresultaten per conditie werden met elkaar vergeleken. Als laatste werd de hoogste waarde en het moment van deze waarde van de wrijvingskracht in antero-posterieure richting en van de verticale grondreactiekracht (hY, mhY, hZ en mhZ) tussen de verschillende condities vergeleken voor beide benen. De verkregen data werden verwerkt in het programma Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) versie 21. Er werd gekozen voor het vaststellen van een gemiddelde met de standaarddeviatie. Voor de statistische analyse werd de gepaarde t-toets gebruikt. Het significantieniveau werd gesteld op $\alpha = 0,05$ waarbij $P \leq 0,05$.

Ethisch

Dit retrospectief onderzoek betrof een niet WMO-plichtig onderzoek. Door middel van het tekenen van de stageovereenkomst met Merem Behandelcentra Revalidatiecentrum De Trappenberg, zie bijlage II, werden privacy gerelateerde afspraken gemaakt. De verkregen data uit het onderzoek werden geanonimiseerd verwerkt met behulp van een codering, de sleutel werd beheerd door de opdrachtgever.

3. Resultaten

Vijf deelnemers van gemiddeld 85 ± 19 maanden oud, zijn geïnccludeerd in dit onderzoek waarvan gangbeeldopnames zijn geanalyseerd. De gegevens van de deelnemers zijn in tabel 1 weergegeven. Deelnemer 1 is tijdens de beginperiode van het tenenlopen tevens met nachtsplanken behandeld. Deelnemer 3 heeft tot zijn vierde jaar periodiek fysiotherapie gehad en is voor de stijve voetplaat behandeld met gipsredressietherapie. Deelnemer 4 heeft op zes- en zevenjarige leeftijd gipsredressietherapie gehad waarbij de laatste werd gecombineerd met botuline toxine therapie. Deelnemer 5 is direct voor de behandeling met de stijve voetplaat behandeld met gipsredressietherapie. Van alle deelnemers waren gangbeeldopnames in de condities op blote voeten en op OSB schoenen met stijve voetplaat beschikbaar. Van deelnemers 1 en 4 waren tevens opnames op confectieschoenen beschikbaar en van deelnemer 4 opnames op OSB schoenen met een inlegzool uit confectieschoenen. Van deelnemer 5 waren geen opnames op blote voeten op de totale loopbaan beschikbaar.

Tabel 1. Gegevens deelnemers

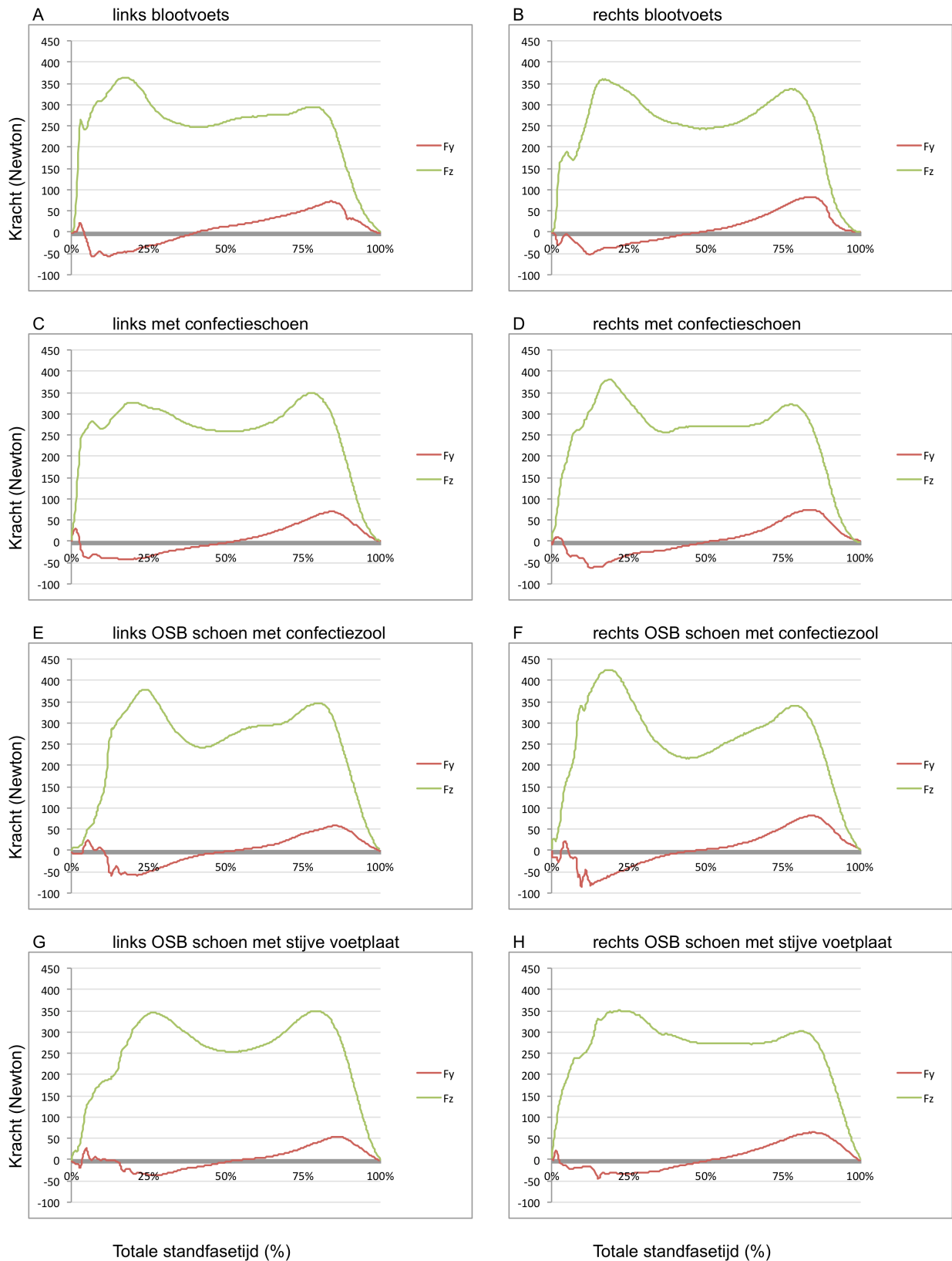
Id	Geslacht	Leeftijd tijdens gangbeeld-opname (maanden)	Datum gang-beeld opname	Passieve DF gestrekt been ROM (graden)		Passieve DF gebogen been ROM (graden)		Tenen- loper ^(a)	Stijve voetplaat sinds leeftijd	Bijzonderheden gebruikte schoenen tijdens opname
				Links	Rechts	Links	Rechts			
1	V	82	20-1-2016	0-5	5	10	10	1	1,5/2 jr tot 3 jr, vanaf 4 jr	OSB: korsetversteving + breedtemaat, confectie-schoenen: type moonboots
2	M	75	27-1-2016	0-5	0	10	10	1	6 jr	OSB: korsetversteving + breedtemaat
3	M	83	27-1-2016	5	0	10	10	1	4 jr + 2 mnd	OSB: korsetversteving + breedtemaat
4	M	118	28-4-2016	-5	0	10	10	2	6 jr	OSB: korsetversteving + breedtemaat, confectie-schoenen: type halfhoge gymmen
5	V	68	03-2-2016	0	-10	10	5	1	3 jr + 8 mnd	OSB: korsetversteving + breedtemaat

Id= identificatie nummer deelnemer, DF= dorsaalflexie, ^(a): 1= sinds dat het kind loopt, 2= afwisselend op tenen gelopen sinds dat het kind loopt, jr = jaar, mnd = maand, OSB= semi-orthopedisch schoeisel, breedtemaat = breedtemaat ter hoogte van de voorvoet.

Van deelnemers 1, 2 en 3 waren de krachtenplaatdata van één been niet bruikbaar voor het berekenen van het moment van de hoogste afzetkracht in antero-posterieure richting en in verticale richting (mY en mZ) en het tijdstip van hielheffing (Thh) omdat eerst een deel van de andere voet op de krachtenplaat had gestaan. Hierdoor was het niet mogelijk de totale standfasetijd van de te analyseren voet vast te stellen om het tijdstip van hielheffing en het tijdsmoment van de afzet te kunnen bepalen.

Van 110 stappen zijn er in totaal 440 hoekmetingen uitgevoerd. Bij 45% van de 40 stappen op blote voeten vond alleen bij deelnemers 1 en 4 initieel contact met de voorvoet plaats. Bij 55% van de 40 stappen was er initieel contact met de hiel of de volledige voet, dit kwam bij alle deelnemers voor. Bij 66 van de 70 stappen met schoenen was er initieel hielcontact. Met 4 stappen was er initieel contact met de volledige voet. Waar 50% van de stappen op blote voeten tijdens vroege midstance een vroege hielheffing lieten zien, verminderde dit naar 32,5% met OSB schoenen met stijve voetplaat. Tijdens late midstance was er een hielheffing bij 85% van de stappen blootvoets, dit verminderde met 2,5% met OSB schoenen met stijve voetplaat. In beide fases was dit een vroege hielheffing ten opzichte van normaal.

Figuur 7 geeft een beeld van het verloop van de antero-posterieure (Fy) en verticale (Fz) grondreactiekrachten van beide benen en de vier condities waarin deelnemer 4 heeft gelopen. In bijlage III zijn de grafieken van de grondreactiekrachten van de overige deelnemers weergegeven. Er zijn verschillen tussen beide voeten zichtbaar. Bij zes van de acht grafieken is de tweede piek van de verticale grondreactiekracht lager dan de eerste piek. Het verloop van de verticale grondreactiekracht van de linkervoet met OSB schoen met een stijve voetplaat is vergelijkbaar met het verloop van deze kracht bij een normaal looppatroon. Er zijn verder geen duidelijke trends zichtbaar.



Figuur 7. Grafieken van de verticale (Fz) en antero-posterieure (Fy) grondreactiekrachten van beide benen van deelnemer 4.

In tabel 2 zijn de gemiddelde gemeten waarden en standaarddeviatie weergegeven van de hoekmetingen, de tijdsmomenten van de hoogste waarden van de afzetkracht in Y en Z richting (mhY en mhZ), de hoogste waarde van de afzetkracht in Y en Z richting (hY en hZ) en het tijdstip van hielheffing voor alle condities. De verschillende condities zijn met elkaar vergeleken. De OSB schoenen met stijve voetplaat lieten een significant verschil zien ten opzichte van blote voeten als het gaat om hoek initieel contact ($\angle IC$) en hoek late midstance ($\angle LMS$). Initieel voorvoetcontact met blote voeten $\angle -3,6 (\pm 11,2)$ veranderde door OSB schoenen met stijve voetplaat naar initieel hielcontact $\angle 15,9 (\pm 3,0)$. De mate van tenenstand verminderde met OSB schoenen met stijve voetplaat $\angle -6,0 (\pm 4,0)$ ten opzichte van blote voeten tijdens late midstance $\angle -16,4 (\pm 12,2)$.

Tabel 2.

Gemiddelde (standaard deviatie) waarden van de gemeten hoeken, de momenten van de hoogste Y en Z waarden (mhY en mhZ als percentage van de totale standfasetijd) en de hoogste Y en Z waarde (hY en hZ in Newton per meter) en het tijdstip van hielheffing (Thh als percentage van de totale standfasetijd). Alle condities zijn met elkaar vergeleken. * geeft een significant resultaat aan ($p \leq 0,05$). Negatieve hoekwaarden betreft tenenstand.

	OSBMVP	BLV	n	p	OSBMVP	CONF	n	p	OSBMVP	OSBZVP	n	p
$\angle IC$	15,9 (3,0)	-3,6 (11,2)	8	0,002*	15,5 (4,3)	14,6 (4,6)	4	0,812	18,8 (2,0)	17,0 (2,0)	2	-
$\angle LR$	0,1 (0,2)	-5,6 (8,1)	8	0,085	0,0 (0,0)	0,1 (0,2)	4	0,391	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	2	-
$\angle VMS$	-1,3 (1,5)	-10,2 (12,5)	8	0,065	-2,0 (1,6)	-5,1 (6,6)	4	0,302	-3,2 (1,4)	-5,0 (0,8)	2	0,139
$\angle LMS$	-6,0 (4,0)	-16,4 (12,2)	8	0,027*	-7,5 (4,8)	-11,6 (11,0)	4	0,276	-11,5 (1,6)	-14,3 (0,1)	2	0,218
mhZ	78,4 (3,4)	73,6 (5,5)	7	0,073	77,4 (3,5)	76,3 (1,5)	4	0,372	80,2 (1,0)	79,2 (1,0)	2	0,612
hZ	294,6 (49,6)	287,0 (53,4)	10	0,426	340,6 (26,6)	344,3 (22,3)	4	0,660	325,6 (33,7)	343,9 (4,6)	2	0,537
mhY	88,7 (2,7)	79,9 (8,5)	7	0,041*	86,7 (1,7)	84,9 (0,9)	4	0,039*	85,8 (0,4)	84,6 (1,5)	2	0,352
hY	47,5 (12,4)	53,6 (16,9)	10	0,245	57,0 (9,6)	64,1 (14,0)	4	0,169	59,0 (6,9)	70,1 (16,7)	2	0,358
Thh	55,2 (10,8)	49,9 (10,2)	7	0,021*	46,6 (4,8)	50,5 (16,9)	4	0,669	44,7 (7,3)	44,8 (5,9)	2	0,895
	BLV	CONF	n	p	BLV	OSBZVP	n	p	CONF	OSBZVP	n	p
$\angle IC$	-13,4 (4,8)	14,6 (4,6)	4	0,007*	-12,5 (0,4)	17,0 (2,0)	2	0,024*	14,1 (6,4)	17,0 (2,0)	2	0,521
$\angle LR$	-11,4 (8,0)	0,1 (0,2)	4	0,060	-13,7 (2,4)	0,0 (0,0)	2	0,079	0,0 (0,0)	0,0 (0,0)	2	-
$\angle VMS$	-20,0 (10,6)	-5,1 (6,6)	4	0,035*	-25,0 (4,5)	-5,0 (0,9)	2	0,082	-9,7 (6,6)	-5,0 (0,8)	2	0,457
$\angle LMS$	-26,2 (8,5)	-11,6 (11,0)	4	0,028*	-30,8 (4,0)	-14,3 (0,1)	2	0,103	-20,9 (3,0)	-14,3 (0,1)	2	0,190
mhZ	76,6 (2,8)	76,7 (1,6)	3	0,935	78,2 (1,0)	79,2 (1,0)	2	0,019*	77,6 (0,3)	79,2 (1,0)	2	0,208
hZ	334,1 (27,2)	344,4 (22,3)	4	0,598	315,7 (29,2)	343,9 (4,6)	2	0,447	335,5 (18,9)	343,9 (4,6)	2	0,557
mhY	82,8 (2,1)	84,8 (1,0)	3	0,375	84,0 (0,2)	84,6 (1,5)	2	0,731	84,3 (0,7)	84,6 (1,5)	2	0,717
hY	65,8 (14,6)	64,1 (14,0)	4	0,738	77,9 (7,1)	70,1 (16,7)	2	0,456	72,5 (3,1)	70,1 (16,7)	2	0,843
Thh	39,5 (1,3)	44,15 (13,8)	3	0,591	39,0 (1,4)	44,8 (5,9)	2	0,460	36,6 (6,8)	44,8 (5,9)	2	0,528

OSBMVP= OSB schoen met stijve voetplaat, BLV= blootvoets, n= aantal, p= p-waarde, CONF= confectieschoen, OSBZVP= OSB schoen zonder stijve voetplaat.

Het moment van de hoogste afzetwaarde in antero-posterieure richting (mhY) vond met de OSB schoenen met stijve voetplaat gemiddeld 8,8% significant later plaats ten opzichte van op blote voeten (88,7% ($\pm 2,7$) versus 79,9% ($\pm 8,5$)) en gemiddeld 1,8% significant later ten opzichte van confectieschoenen (86,7% ($\pm 1,7$) versus 84,9% ($\pm 0,9$)). Het tijdstip van hielheffing (Thh) vond met OSB schoenen met stijve voetplaat 5,3% significant later plaats ten opzichte van op blote voeten (55,2% ($\pm 10,8$) versus 49,9% ($\pm 10,2$)).

Bij vergelijking van de gemiddelden tussen confectieschoenen en blote voeten zijn er significante verschillen gevonden in $\angle IC$, $\angle VMS$ en $\angle LMS$. Tenenstand tijdens initieel contact met blote voeten $\angle -13,4$ ($\pm 4,8$) veranderde door confectieschoenen naar initieel hielcontact $\angle 14,6$ ($\pm 4,6$). De mate van tenenstand tijdens vroege midstance verminderde gemiddeld met 14,9 graden met confectieschoenen ten opzichte van blote voeten ($\angle -5,1$ ($\pm 6,6$) versus $\angle -20,0$ ($\pm 10,6$)) en gemiddeld 14,6 graden tijdens late midstance ($\angle -26,2$ ($\pm 8,5$) versus $\angle -11,6$ ($\pm 11,0$)). Bij vergelijking van de gemiddelden tussen OSB schoenen zonder stijve voetplaat en blote voeten zijn er significante verschillen gevonden in $\angle IC$ en het moment van de hoogste afzetwaarde in verticale richting (mhZ). Tenenstand tijdens initieel contact met blote voeten $\angle -12,5$ ($\pm 0,4$) veranderde naar initieel hielcontact met OSB schoenen zonder stijve voetplaat $\angle 17,0$ ($\pm 2,0$). Het moment van de hoogste afzetwaarde in verticale richting (mhZ) vond 1% later plaats met OSB schoenen zonder stijve voetplaat ten opzichte van blote voeten (79,2% ($\pm 1,0$) versus 78,2% ($\pm 1,0$)).

Voor de vergelijking van de gemiddelden van $\angle IC$ en $\angle LR$ van de condities OSB schoen met stijve voetplaat versus zonder voetplaat en $\angle LR$ van confectieschoenen versus OSB schoenen zonder stijve voetplaat, heeft SPSS geen p-waarde kunnen berekenen omdat de standaard fout van het verschil nul was. Er zijn geen significante verschillen gevonden tussen de condities OSB schoenen met en zonder stijve voetplaat en geen significante verschillen tussen confectieschoenen en OSB schoenen zonder stijve voetplaat.

4. Discussie

Het doel van dit onderzoek is het effect van een stijve voetplaat op de tenenstand, de hielheffing en de afzet tijdens de standfase van de loopcyclus bij idiopathisch tenenlopende kinderen inzichtelijk te krijgen. De resultaten laten zien dat OSB schoenen met stijve voetplaat effect hebben op het initieel contact en op de late midstance fase ten opzichte van blote voeten en op het tijdstip van de afzet in antero-posterieure richting ten opzichte van blote voeten en confectieschoenen. Bij het vergelijken van de condities OSB schoenen met stijve voetplaat ten opzichte van blote voeten is de vraag of de stijve voetplaat alleen zorgt voor de gevonden verschillen of dat de halfhoge OSB schoenen hier ook aan bijdragen. Door het lopen op blote voeten heeft de voet zelf meer bewegingsvrijheid dan dat deze is omsloten door een schoen. De mate van bewegingsbeperking verschilt per schoen (26,27). De hoogte van de schoen kan effect hebben op de beweeglijkheid in het talocrurale gewricht (27). Doordat de OSB schoen dit gewricht omsluit is aannemelijk dat de plantairflexie ROM wordt beperkt en daarmee de mate van tenenlopen. Ook de korsetversteving in de OSB schoenen, dit is een verhoogde en verstevigde contrefort die de medio-laterale stabilisatie in het talocrurale gewricht ondersteunt, kan een effect hebben op de tenenstand. Cikaljo (27) constateerde dat een stijvere schacht van een halfhoge schoen de mate van tenenstand vermindert tijdens terminal stance ten

opzichte van een soepelere schacht. Ook werd in dit onderzoek geconstateerd dat een stijvere schacht de dorsaalflexie vergroot tijdens midstance. Dit kan erop duiden dat er langer hielcontact is. Het lijkt erop dat de OSB schoenen een bijdrage leveren aan de significant verminderde tenenstand tijdens late midstance en de significant latere hielheffing ten opzichte van blote voeten. Dit laatste wordt echter tegengesproken door het in dit onderzoek gevonden verschil, waarbij met confectieschoenen gemiddeld 3,9% later hielheffing plaatsvindt ten opzichte van OSB schoenen met stijve voetplaat. Uit de individuele metingen blijkt dat de confectieschoenen type moonboots van deelnemer 1 een zeer grote bijdrage hebben in het gevonden verschil. Waarschijnlijk geven deze schoenen onvoldoende sluiting waardoor de kans bestaat de hiel in de schoen zelf te heffen terwijl de zool nog volledig contact heeft met de vloer. Dit is echter niet gecontroleerd. De verschillen tussen de gemiddelden van het lopen op confectieschoenen en blootvoets geven ook aanwijzingen dat schoenen een effect hebben op de enkel kinematica. Er is variatie in de gebruikte schoenen en niet alle deelnemers hebben op schoenen zonder stijve voetplaat gelopen om daarmee te kunnen vergelijken. Bij een vervolgonderzoek en ook voor gangbeeldonderzoeken in de klinische praktijk zou dit gecontroleerd kunnen worden. Door zoveel mogelijk dezelfde type schoenen te gebruiken en alle deelnemers op dezelfde eigen schoenen met en zonder voetplaat te laten lopen, wordt het effect van een extra variabele grotendeels uitgeschakeld. Daarnaast kan de conditie 'schoenen zonder stijve voetplaat' dienen als controle conditie, waarmee het effect van alleen de stijve voetplaat beter vastgesteld kan worden. De huidige bevindingen geven mogelijke bevestiging voor de praktijk dat het dragen van halfhoge schoenen die de voet goed omsluit een effectieve bijdrage kunnen leveren in de behandeling van tenenlopen.

Het significante verschil in initieel contact, waarbij initieel teencontact blootvoets veranderde naar initieel hielcontact met OSB schoenen met stijve voetplaat, is opmerkelijk. De verwachting is dat de stijve voetplaat een functioneel effect heeft tijdens belasting in de standfase maar niet in de zwaai fase waarin initieel contact wordt voorbereid. Onderzoekers spreken over mogelijke sensorische effecten van zolen maar ook van schoenen waarbij hogere schachten meer effect hebben dan lagere (28,29). De proprioceptieve feedback kan leiden tot een verbeterd bewustzijn van de positie van het talocrurale gewricht wat invloed kan hebben op initieel contact. Maar zoals eerder genoemd kan ook de hoogte van de schoen en de stijfheid van de schacht een effect hebben op de hoek in het talocrurale gewricht (27). Uit de resultaten van dit onderzoek blijkt dat met alle schoencondities geen initieel teencontact meer plaatsvond, waarbij er tevens een significant verschil is gevonden tussen OSB schoenen zonder voetplaat en blote voeten en tussen confectieschoenen en blote voeten. Op basis van deze bevindingen zou in de praktijk geadviseerd kunnen worden om idiopathische tenenlopers voornamelijk op schoenen te laten lopen omdat deze effectief zouden kunnen zijn in het voorkomen van initieel teencontact. Zang et al. (30) vonden in hun onderzoek dat ook met sportschoenen een grotere inclinatiehoek richting dorsaalflexie met de vloer werd bereikt in vergelijking met blote voeten tijdens initieel hielcontact bij kinderen met een normaal gangpatroon. Er werd geen verklaring gegeven voor het gevonden verschil. In het onderzoek van Herrin en Geil (22), waarin het effect van rigide steunzolen werd vergeleken met het effect een enkel-voetorthese in de behandeling van idiopathische tenenlopers, liepen idiopathische tenenlopers op sportschoenen als controleconditie. Met deze schoenen hadden 20% van de deelnemers initieel teencontact en 80% hadden initieel contact met de hiel of de volledige voet. De schoenconditie is niet vergeleken met blootvoets. Het is dus onduidelijk welk effect de

schoenen hadden op het tenenlopen. Het effect van een schoen op de kinematica en kinetica van idiopathische tenenlopers is ook niet eerder onderzocht. Een andere verklaring kan zijn dat het gewicht van schoenen een effect heeft op de strekking van de knie tijdens de zwaafase en er daardoor initieel hielcontact ontstaat. Uit het onderzoek van Crenna et al. (14) blijkt namelijk dat de onderzochte idiopathische tenenlopers een grotere knieflexiehoek van 23 graden hebben tijdens initieel contact dan de controlegroep uit het onderzoek. Een grotere knieflexiehoek kan er toe bijdragen dat er initieel teencontact ontstaat. Het verschil in knieflexiehoek voor de verschillende condities in de verschillende gemeten fases van dit onderzoek zou waarschijnlijk waardevolle informatie opleveren. Dit zou deel uit kunnen maken van een vervolgonderzoek. Hiermee zal een beeld worden verkregen van het effect van een stijve voetplaat op mogelijk grotere knieflexiehoeken. Bij een gebleken effect zouden behandelaars dan mogelijk de stijve voetplaat kunnen adviseren aan andere cliënten met problemen als gevolg van het lopen met een grotere knieflexiehoek.

Een grotere knieflexiehoek samen met een dorsaalflexiebeperking kan er ook toe bijdragen dat er een vervroegde hielheffing ontstaat. Dit zou een verklaring kunnen zijn voor de vervroegde hielheffing die in alle condities plaatsvond en waargenomen is tijdens de hoekmeting van de vroege midstance fase ($\angle VMS$). Volgens de biomechanische werking van de stijve voetplaat verplaatst het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht naar distaal, zie figuur 1 in hoofdstuk 1. De vector van de grondreactiekracht komt hierdoor mogelijk voor de knie te lopen en genereert dan een extenderend kniemoment. Dit zou een bijkomend positief effect van de stijve voetplaat kunnen zijn en bij kunnen dragen aan het verlengen van de tijdsduur van het volledige voetcontact en daarmee de duur van het tenenlopen kunnen verminderen. Het waargenomen tijdstip van hielheffing (T_{hh}) op de krachtenplaat voor OSB schoenen met voetplaat (55,2% ($\pm 10,8$)) vindt ook significant later plaats dan op blote voeten (49,9% ($\pm 10,2$)). Echter beide waarnemingen liggen rond de normale waarden van 50% (23), terwijl de hoekmetingen tijdens de late midstance fase ($\angle VMS$) voor alle condities al een vervroegde hielheffing liet zien. Deze resultaten komen niet overeen. Dit verschil kan te maken hebben met mogelijk stapgericht gedrag om de voet goed op de krachtenplaat te plaatsen wat invloed kan hebben op het looppatroon. Er is van beide voeten per conditie één opname op de krachtenplaat gemaakt die gebruikt is om het tijdstip van hielheffing te berekenen. Effectiever zou zijn om met behulp van drie dimensionale gangbeeldanalyse het tijdstip van hielheffing bij meer stappen op de volledige loopbaan te berekenen (31). Hiermee wordt het mogelijke effect van stapgericht gedrag uitgeschakeld en de natuurlijke gang van de idiopathische tenenloper beter benaderd. In de praktijk lopen kinderen met verschillende snelheden over divers terrein en over en langs verschillende obstakels. Het zou waardevolle informatie opleveren als ook deze situatie in een onderzoek nagebootst kan worden en daarmee meer praktijkgericht het effect van de stijve voetplaat zichtbaar gemaakt kan worden als onderbouwing voor het advies van behandelaars.

Het uitgangspunt van de stijve voetplaat is dat deze dusdanig stijf is dat deze in combinatie met de halfhoge schoen vrijwel niet buigt ter hoogte van de derde rocker om tenenstand tegen te gaan. De verwachting was dat dit een negatief effect zou hebben op de afzet. Door het ontbreken van de derde rocker verplaatst het aangrijpingspunt van de grondreactiekracht zich sneller naar distaal. De arm van de kracht ten opzichte van

het talocrurale gewricht wordt langer (32) en het dorsaalflexiemoment groter bij gelijkblijvende kracht. Zowel een plantairflexiemoment in het talocrurale gewricht als de derde rocker zijn mechanismen die een belangrijke bijdrage hebben in de afzet en propulsie (23,32). Een volledig stijve voetplaat ter hoogte van de MTP-gewrichten kan de afwikkeling en daarmee de afzet blokkeren blijkt uit de case studie van Carmick (32). Uit de resultaten van dit onderzoek blijkt dat er geen significant verschil is in de afzetkracht in verticale richting (hZ) en het moment van de hoogste piek van deze kracht (mhZ) tussen de OSB schoen met stijve voetplaat en de andere condities. Dit is niet volgens verwachting. Een verklaring kan zijn dat een groter dorsaalflexiemoment een groter plantairflexiemoment tot gevolg kan hebben door het gebruik van de elastische energie die in de achillespees opgeslagen wordt tijdens het dorsaalflexiemoment (23,34,35). Het moment van de hoogste afzetkracht in horizontale richting (mhY) vindt wel significant later plaats met de OSB schoenen met stijve voetplaat ten opzichte blote voeten (8,8%) en ten opzichte van confectieschoenen (1,8%). Er is in de literatuur geen verklaring gevonden die dit verschil onderbouwt. Mogelijk kan de oorzaak liggen in dat er afgezet wordt met het meest distale deel van de hallux en de voetplaat. Normaal gesproken wordt met het deel van de voet ter hoogte van de MTP-gewrichten en de hallux afgezet (23,35) waardoor waarschijnlijk de hoogste piek eerder in de tijd plaatsvindt. Om helder te krijgen wat het effect is van de stijve voetplaten op de afzet is er meer informatie nodig over de stijfheid ter hoogte van de MTP-gewrichten. Indien er verende eigenschappen aanwezig zijn kan dit mechanisme het grotere dorsaalflexiemoment compenseren en een bijdrage leveren aan de afzet. Indien de mogelijkheid tot buiging ter hoogte van de MTP-gewrichten te groot is, kan dit ten koste gaan van het gewenste effect om volledig en langer voetcontact te bereiken. Voor elk kind is de opbouw van de stijve voetplaat momenteel hetzelfde. Bij verschillende gewichten van de kinderen kunnen de voetplaten verschillende uitwerkingen hebben en zal mogelijk de stijfheid van de voetplaat aangepast moeten worden. In een vervolgonderzoek kunnen de mechanische eigenschappen van de stijve voetplaat onderzocht worden en mogelijk aangepast worden op de gewenste eigenschappen en gewichten van de gebruikers. Dit kan een uitgebalanceerd recept opleveren waarmee orthopedisch schoentechnologen de meest effectieve, op elke idiopathische tenenloper aangepaste stijve voetplaat kunnen ontwikkelen.

Bij één deelnemer is voor beide voeten het verschil tussen OSB schoenen met stijve voetplaat en OSB schoenen zonder stijve voetplaat gemeten. Er zijn minimale verschillen (niet significant) gevonden die erop zouden kunnen wijzen dat de stijve voetplaat een bijdrage heeft in het verminderen van de tenenstand tijdens vroege en late midstance. Echter is dit een te gering aantal dat is vergeleken en daarmee niet representatief.

Sterke en zwakke punten

Er zijn een aantal factoren die van negatieve invloed zijn op de validiteit van de hoekmetingen. Tijdens hoekmetingen van een lichte hielheffing was er als gevolg van de hoogte van de cameraopstelling en daarmee de ontstane opnamehoek een abductiestand van de voeten zichtbaar. Dit vertekent het beeld en daardoor is het niet mogelijk de exacte hoek te bepalen ten opzichte van horizontaal. Grunt et al. (31) onderschrijven dit effect bij het uitvoeren van hoekmetingen met behulp van videobeelden. De hoeklijnen van de goniometer zijn relatief dik ten opzichte van de vrij kleine beelden, de schuine hoeklijnen zijn door

middel van korte strepen opgebouwd. Ondanks dat het beeld maximaal was uitvergroet en er met een groot beeldscherm is gewerkt, bleek dat ten koste te gaan van de nauwkeurigheid. Door de weergave van 25 beelden per seconde is het verschil van de positie van de voet tussen twee beelden ook aanzienlijk. Hierdoor is het niet altijd mogelijk het beeld stil te zetten op het moment van de gewenste voetpositie wat een vertekent beeld geeft van de resultaten.

De loopsnelheid tussen de verschillende condities is niet gekwantificeerd noch gecontroleerd. Verschillende loopsnelheden beïnvloeden de kinematica en de kinetika van de onderste ledematen (36). Uit het onderzoek van Schwartz et al. (36) blijkt dat bij een hoge loopsnelheid van 83 normaal ontwikkelende kinderen van gemiddeld 10,5 (3,5) jaar er relatief eerder een hielheffingsmoment plaatsvond en dat de pieken van de antero-posterieure wrijvingskracht en de verticale grondreactiekracht significant hoger waren ten opzichte van een lage loopsnelheid. Mogelijk zijn er variaties in loopsnelheden tussen de verschillende condities in dit onderzoek geweest. Als gevolg hiervan kunnen er dus verschillen zijn ontstaan in de gemeten parameters en is onduidelijk of het effect plaatsvindt als gevolg van verschillen in loopsnelheid of als gevolg van de interventie of andere conditie. De kinderen is gevraagd om op een comfortabele loopsnelheid te lopen. Door het exact controleren van de loopsnelheid en hierop aan te sturen, kan dit extra stress voor de kinderen opleveren wat mogelijk stapgericht gedrag tot gevolg kan hebben. Dit is ook niet wenselijk. Door de kinderen vaker in dezelfde conditie te laten lopen, de comfortabele loopsnelheid te kwantificeren en deze te vergelijken tussen de condities, kan bepaald worden of de verschillen in loopsnelheid acceptabel zijn en of over eventueel gevonden verschillen betrouwbare uitspraken kan worden gedaan. Dit kan zowel in wetenschappelijke als in gangbeeldonderzoeken in de klinische praktijk worden toegepast.

Ook zijn er verschillen tussen de deelnemers in dorsaalflexiebeperking, in de mate van tenenlopen, links-rechts verschillen en verschillen in eigenschappen van gebruikte schoenen. Dit zijn allemaal variaties die van invloed kunnen zijn op de gevonden verschillen tussen de condities. Het is nu onduidelijk of de gevonden verschillen zijn ontstaan als gevolg van de variaties of als gevolg van de gemeten condities. Hoe meer variaties hoe minder betrouwbaar de gevonden verschillen tussen de condities zijn. Hierdoor is het niet mogelijk betrouwbare uitspraken te doen op basis van de gevonden verschillen. Naast bovengenoemde beperkingen is de steekproefomvang van deze exploratieve studie bijzonder laag. Hierdoor zijn de statistische toetsen in zeer beperkte mate informatief. Om betrouwbaardere uitspraken te kunnen doen over het effect van de stijve voetplaat zijn er meer deelnemers nodig. De data van dit onderzoek geven nu naast informatie over de mate van tenenlopen blootvoets een indicatie van mogelijk positieve effecten van schoenen op dit gangbeeld en ook over mogelijk positieve effecten van stijve voetplaten. Het huidige onderzoek is echter een momentopname, belangrijk is te weten wat het effect van de stijve voetplaat op de langere termijn is. Door middel van het uitvoeren van prospectief onderzoek kan tevens gekeken worden naar het effect van de stijve voetplaat op de ontwikkeling van de voetvorm en op mogelijke andere genoemde klachten. Wellicht is dit de minder zichtbare interventie die andere behandelingen kunnen vervangen, operaties kunnen voorkomen en er voor zorgt dat kinderen pijnloos hun leeftijdsgenoten bij kunnen houden.

Een sterk punt van dit onderzoek is dat de OSB schoenen met stijve voetplaat zowel met OSB schoenen zonder stijve voetplaat als met blote voeten is vergeleken. Hierdoor wordt zowel informatie verzameld over de ernst van tenenlopen blootvoets als de mate van tenenlopen op OSB schoenen zonder stijve voetplaat. Hiermee kunnen uitspraken gedaan worden over zowel het effect van de schoen als het effect van de interventie (37,38). In een vervolgonderzoek zou op basis van een analyse van de conditie op blote voeten en de ernst van tenenlopen, deelnemers ingedeeld kunnen worden in homogene groepen volgens het classificatiemodel van Alvarez et al. (15). Vervolgens kunnen de effecten van de schoenen en de stijve voetplaten binnen de groepen geanalyseerd worden om de variatie tussen de deelnemers te verkleinen en daarmee betrouwbaarheid van gevonden verschillen te vergroten. De resultaten geven behandelaars vervolgens handvatten om elk type idiopathische tenenloper een passend advies te kunnen geven.

5. Conclusie

Door middel van dit onderzoek is getracht antwoord te geven op de vraag: Wat is het effect van een stijve voetplaat op de tenenstand, het tijdsmoment van de hielheffing, de afzetkracht en het tijdsmoment van de afzet tijdens de standfase van de loopcyclus van idiopathisch tenen lopende kinderen?. Er zijn minimale verschillen gevonden die erop zouden kunnen wijzen dat de stijve voetplaat een bijdrage heeft in het verminderen van de tenenstand tijdens vroege en late midstance. Echter vanwege onvoldoende steekproefomvang en onvoldoende deelnemers die zowel op OSB schoenen met stijve voetplaat als zonder voetplaat hebben gelopen, is het niet mogelijk betrouwbare uitspraken hierover te doen. Het onderzoek heeft daarnaast aanwijzingen opgeleverd dat met OSB schoenen met een stijve voetplaat mogelijk initieel teencontact verandert naar initieel hielcontact, dat de mate van tenenstand mogelijk verminderd tijdens de late midstance fase en dat er als gevolg van de combinatie mogelijk alleen het tijdsmoment van de afzet in antero-posterieure richting later plaatsvindt, ten opzichte van blootvoets lopen. Er is geen verschil gevonden in afzetkracht tussen deze twee condities. Er zijn ook mogelijke aanwijzingen dat de OSB schoenen zelf een effectieve bijdrage kunnen leveren in de behandeling van tenenlopen. Deze bevindingen geven aanwijzingen voor het gebruik van schoenen en stijve voetplaten in de klinische praktijk voor de behandeling van idiopathische tenenlopers. Tenslotte heeft het onderzoek een aantal suggesties opgeleverd voor aanpassingen van het gangbeeldonderzoek in de klinische praktijk en voor aanvullend wetenschappelijk onderzoek.

6. Literatuur

1. Visser JD, Heeg M. Een consult kinderorthopedie 4. Groningen: Van Donderen; 2012. 92 p.
2. Perry J, Burnfield JM, Gronley JK, Mulroy SJ. Toe walking: Muscular demands at the ankle and knee. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(1):7–16.
3. Engelbert R, Gorter JW, Uiterwaal C, van de Putte E, Helders P. Idiopathic toe-walking in children, adolescents and young adults: a matter of local or generalised stiffness? *BMC Musculoskelet Disord.* 2011;12:61.
4. Sutherland DH, Sutherland DH, Olshen R, Olshen R, Cooper L, Cooper L, et al. The development of mature gait. *J Bone Jt Surg.* 1980;62:336–53.
5. Barrow WJ, Jaworski M, Accardo PJ. Persistent Toe Walking in Autism. *Journal of Child Neurology.* 2011;26(5):619-21.
6. Van Kuijk AAA, Kosters R, Vugts M, Geurts ACH. Treatment for idiopathic toe walking: A systematic review of the literature. *J Rehabil Med.* 2014;46(10):945–57.
7. Accardo P, Morrow J, Heaney MS, Whitman B, Tomazic T. Toe walking and language development. *Clin Pediatr (Phila).* 1992;31(3):158–60.
8. Williams CM, Tinley P, Curtin M. The Toe Walking Tool: A novel method for assessing idiopathic toe walking children. *Gait Posture.* Elsevier B.V.; 2010;32(4):508–11.
9. Engström P, Tedroff K. The prevalence and course of idiopathic toe-walking in 5-year-old children. *Pediatrics.* 2012;130(2):279.
10. Stricker SJ, Angulo JC. Idiopathic toe walking: a comparison of treatment methods. *Journal of pediatric orthopedics.* 1998;18(3):289.
11. Sobel E, Caselli MA, Velez Z. Effect of persistent toe walking on ankle equinus. Analysis of 60 idiopathic toe walkers. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* 1997;87(1):17.
12. Shulman LH, Sala DA, Chu MLY, McCaul PR, Sandler BJ. Developmental implications of idiopathic toe walking. *J Pediatr.* 1997;130(4):541–6.
13. Fox AE, Deakin S, Pettigrew G, Paton R. Serial casting in the treatment of idiopathic toe-walkers and review of the literature. *Acta Orthop Belg.* 2006;72(6):722–30.
14. Crenna P, Fedrizzi E, Andreucci E, Frigo C, Bono R. The heel-contact gait pattern of habitual toe walkers. *Gait Posture.* 2005;21(3):311–7.
15. Alvarez C, Vera M De, Beauchamp R, Ward V, Black A. Classification of idiopathic toe walking based on gait analysis : Development and application of the ITW severity classification. 2007;26:428–35.
16. Ruzbarsky JJ, Scher D, Dodwell E. Toe walking: causes, epidemiology, assessment, and treatment. *Current opinion in pediatrics.* 2016;28(1):40.
17. Hirsch G, Wagner B. The natural history of idiopathic toe-walking: a long-term follow-up of fourteen conservatively treated children. *Acta Paediatrica.* 2004;93(2):196-9.
18. Westberry DE, Davids JR, Davis RB, de Moraes Filho MC. Idiopathic Toe Walking. *J Pediatr Orthop.* 2008;28(3):352–8.
19. Goldstein M, Harper DC. Management of cerebral palsy: equinus gait. *Developmental Medicine and Child Neurology.* 2001;43(8):563-9.

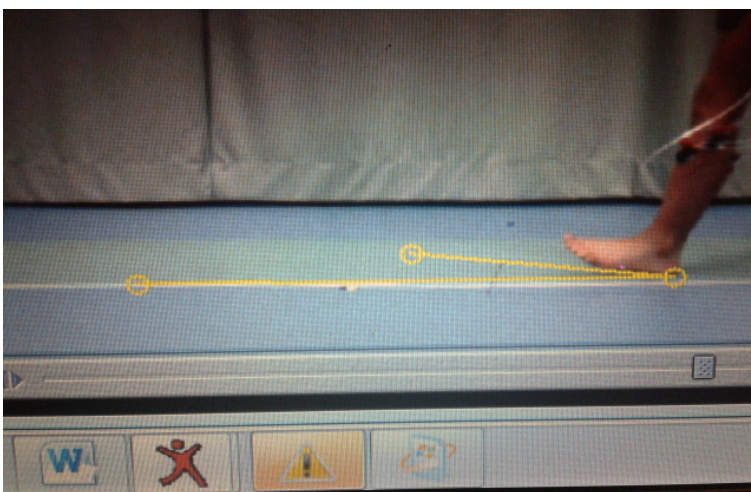
20. Lovell WW, Winter RB. Lovell and Winter's Pediatric Orthopaedics. 6th ed. Morrissy RT, Weinstein SL, editors. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. 1206 p.
21. DiGiovanni CW, Kuo R, Tejwani N, Price R, Hansen Jr ST, Cziernecki J, et al. Isolated Gastrocnemius Tightness. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 2002;84(6):962-70.
22. Herrin K, Geil M. A comparison of orthoses in the treatment of idiopathic toe walking: A randomized controlled trial. *Prosthetics and orthotics international*. 2016;2015;40(2):262.
23. Perry J, Burnfield JM. *Gait Analysis Normal and Pathological Function*. 2nd ed. Thorofare: SLACK Incorporated; 2010.
24. Out L, Harlaar J, Doorenbosch C. (TELE)MoXie Viewer—XML-based sharing of movement analysis results. *Gait & Posture*. 2006;24:S136-7.
25. RANDOM.ORG [Internet]. Dublin; 1998 [geraadpleegd op 14 maart 2016]. Beschikbaar via: <https://www.random.org/sequences/>
26. Wolf S, Simon J, Patikas D, Schuster W, Armbrust P, Do L. Foot motion in children shoes — A comparison of barefoot walking with shod walking in conventional and flexible shoes. 2008;27:51–9.
27. Cikajlo I, Matjacić Z. The influence of boot stiffness on gait kinematics and kinetics during stance phase. *Ergonomics*. 2007;50(12):2171.
28. Aboutorabi A, Bahramizadeh M, Arazpour M, Fadayevatan R, Farahmand F, Curran S, et al. A systematic review of the effect of foot orthoses and shoe characteristics on balance in healthy older subjects. *Prosthetics and orthotics international*. 2016;40(2):170.
29. Lord SR, Bashford GM, Howland A, Munroe BJ. Effects of shoe collar height and sole hardness on balance in older women. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1999;47(6):681.
30. Zhang X, Paquette MR, Zhang S. A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes. *Journal of foot and ankle research*. 2013;6(1):45-.
31. Grunt S, van Kampen PJ, van der Krogt, Marjolein M, Brehm M, Doorenbosch CAM, Becher JG. Reproducibility and validity of video screen measurements of gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture*. 2010;31(4):489-94.
32. Carmick J. Forefoot mobility in ankle and foot orthoses: effect on gait of children with cerebral palsy. *Pediatric physical therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*. 2013;25(3):331.
33. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: a review. *Research in sports medicine (Print)*. 2013;21(4):380.
34. Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *Journal of Applied Physiology*. 2005;99(2):665-9.
35. Hayafune Y, Hayafune N, Jacob HAC. Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot*. 1999;9(2):88-92.
36. Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(8):1639-50.
37. Churchill AJ, Halligan PW, Wade DT. Relative contribution of footwear to the efficacy of ankle-foot orthoses. *Clinical Rehabilitation*. 2003;17(5):553-7.

38. Desloovere K, Molenaers G, Van Gestel L, Huenaerts C, Van Campenhout A, Callewaert B, et al. How can push-off be preserved during use of an ankle foot orthosis in children with hemiplegia? A prospective controlled study. *Gait & Posture*. 2006;24(2):142-51.

Polinder Reflex Zone Praktijk [Internet]. Steenwijk; z.j. [geraadpleegd op 21 maart 2016]. Beschikbaar via: <http://www.dansvlinders.nl/przp/metamorfose.html>.

Bijlage I: Meetprotocol

Om zo nauwkeurig mogelijk te kunnen meten en visueel te kunnen beoordelen wordt het videobeeld maximaal uitvergroot en wordt gebruik gemaakt van een HD beeldscherm met een diameter van 40 inch. Met behulp van de digitale goniometer in MoXie Viewer, zie in afbeelding 1, wordt de hoek van de onderzijde van de blote voet of de schoen ten opzichte van horizontaal gemeten (in graden) direct tijdens het visueel waargenomen initieel voetcontact ($\angle IC$). Bij initieel hielcontact krijgt de hoek een positieve waarde, bij initieel teencontact een negatieve. Bij visueel waargenomen volledig voetcontact wordt de hoekwaarde op nul graden gesteld, dit om te voorkomen dat er bij een ad- of abductiestand tijdens volledig voetcontact onterecht een hoek wordt gemeten. Er wordt gemeten vanaf proximaal plantaire zijde schoen of blote voet tot plantaire zijde ter hoogte van de metatarsophalangeale gewrichten ten opzichte van horizontaal. Tijdens eind fase loading response ($\angle LR$) en tijdens de vroege ($\angle VMS$) en late midstance fase ($\angle LMS$) vinden dezelfde hoekmetingen plaats. Bij tenenstand tijdens de fases krijgt de hoek een negatieve waarden. De vier hoekmetingen worden uitgevoerd bij de stap die op de krachtenplaat heeft plaatsgevonden en bij vier stappen op de volledige loopbaan voor beide benen en alle condities. Er wordt gekozen voor vier stappen om voldoende variatie te waarborgen. De eerste en de laatste stap op de loopbaan worden niet gemeten omdat verwacht wordt dat dit geen representatieve stappen zijn in verband met opstarten en stoppen op de loopbaan.



Figuur 8: De hoek van de onderzijde van de voet ten opzichte van horizontaal, gemeten met de digitale goniometer.

Meetmoment 1: Initieel contact ($\angle IC$)

Er wordt gemeten op het moment van het visueel waargenomen initieel contact. Bij de pas op de krachtenplaat wordt gemeten op het eerste contactmoment waarop de krachtenplaat een waarde aangeeft.

Meetmoment 2: Eind fase loading response ($\angle LR$)

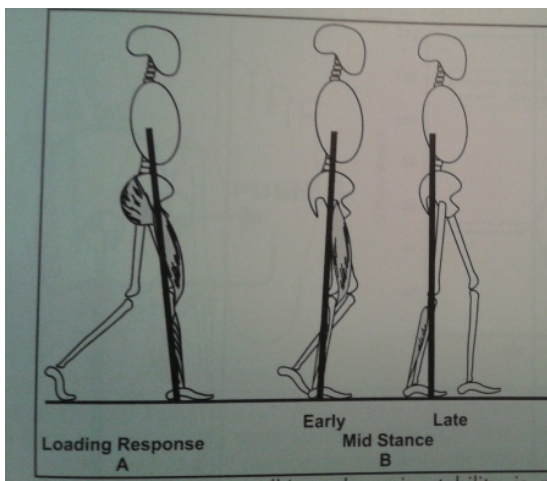
Er wordt gemeten op het visueel waargenomen laatste moment dat de contralaterale voet contact heeft met de vloer, zie afbeelding 2.

Meetmoment 3: Vroege midstance fase ($\angle$ VMS)

Er wordt gemeten op het visueel waargenomen moment waarop de knie van het contralaterale been het standbeen is gepasseerd en de voet en enkel zich nog aan de posterieure zijde van het standbeen bevinden waarbij de contralaterale voet het dichtst bij het standbeen gepositioneerd is, zie afbeelding 2.

Moment 4: Late midstance fase ($\angle$ LMS)

Er wordt gemeten op het moment dat het contralaterale been het standbeen is gepasseerd en het onderbeen verticaal staat, zie afbeelding 2. Indien het beeld van MoXie Viewer niet op dit moment stilgezet kan worden dan wordt op het moment gemeten dat het onderbeen bijna verticaal staat en niet voorbij verticaal. De verticale stand van het onderbeen wordt gecontroleerd door de digitale goniometer te plaatsen op de mediale malleolus bij blote voeten en een hoekpunt van de goniometer te plaatsen op het midden tussen anterieure en posterieure zijde van de knie ter hoogte van de knieplooi. Bij schoenen wordt in plaats van op de mediale malleolus een hoekpunt geplaatst in het midden tussen anterieure en posterieure zijde ter hoogte van de overgang van de wreef naar het been.



Figuur 9: Momenten waarop tijdens loading response en vroege en late midstance wordt gemeten. BRON: Perry en Burnfield, 2010: p.29

Bijlage II: Stageovereenkomst

Mevrouw H.J. Micklei
Westbroekse binnenweg 72-b 103
3612 AK Tienhoven

Datum 14 maart 2016
Ons kenmerk P&O
Behandeld door
Onderwerp gastovereenkomst

merem
Behandelcentra

Soestdijksestraatweg 125
1213 VX Hilversum

T 045 - 688 1411
F 035 - 600 1499
E info@merem.nl
I www.merem.nl

Merem KvK nr. 41 19 40 54
ING Bank nr. 65 64 65 734

Geachte mevrouw Micklei,

Vanaf 7 maart 2016 tot en met 14 mei 2016 wordt aan u gastvrijheid verleend in het kader van wetenschappelijke stage binnen Merem Behandelcentra.

Gedurende deze periode dient u zich te houden aan de regels die gelden binnen Merem Behandelcentra. U dient aanwijzingen en instructies op te volgen die met het oog op de goede gang van zaken door mevrouw A. Beelen en/of mevrouw J. Voorman worden gegeven.

U bent verplicht tot geheimhouding van wat u als gast ter kennis komt, voor zover deze verplichting uit de aard der zaak volgt of uitdrukkelijk is opgelegd. Deze verplichting geldt ook na beëindiging van de gastovereenkomst.

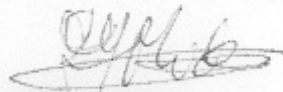
De door Merem aan u verstrekte bescheiden blijven eigendom van Merem. Aan het einde van de periode waarin u als gast in onze organisatie verblijft, dienen alle verstrekte bescheiden ingeleverd te worden bij uw contactpersoon. De personeelsbadge dient u op uw laatste werkdag in te leveren bij de afdeling P&O.

Deze gastovereenkomst wordt u in tweevoud toegezonden. Wij verzoeken u een exemplaar door u mede ondertekend te retourneren aan de afdeling P&O.

Wij wensen u een plezierige tijd bij Merem toe.

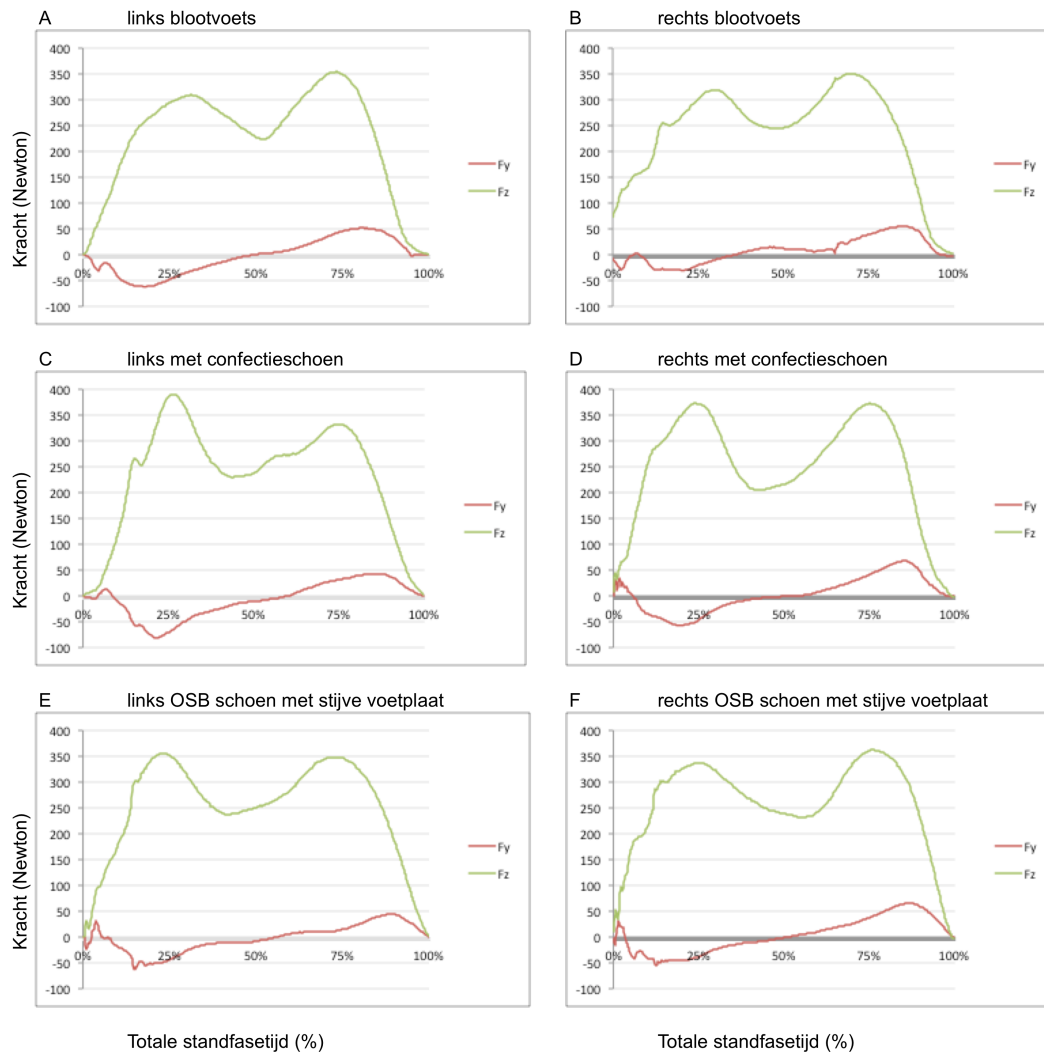


S.D. van Vegten
Voorzitter raad van bestuur

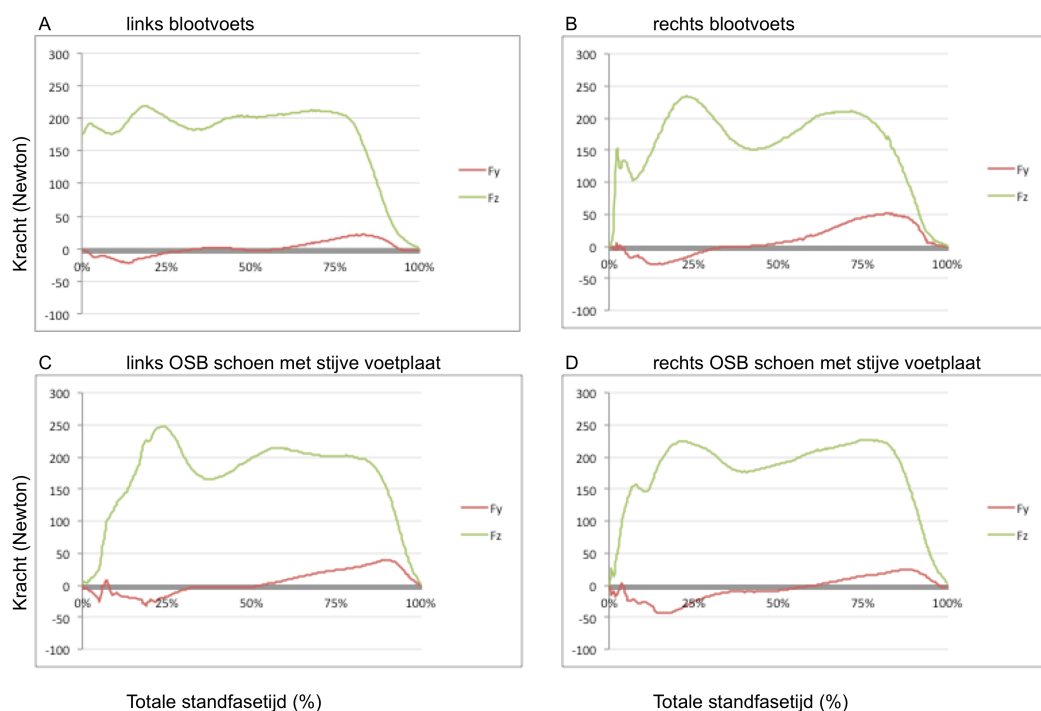


Voor akkoord:
J.H. Micklei

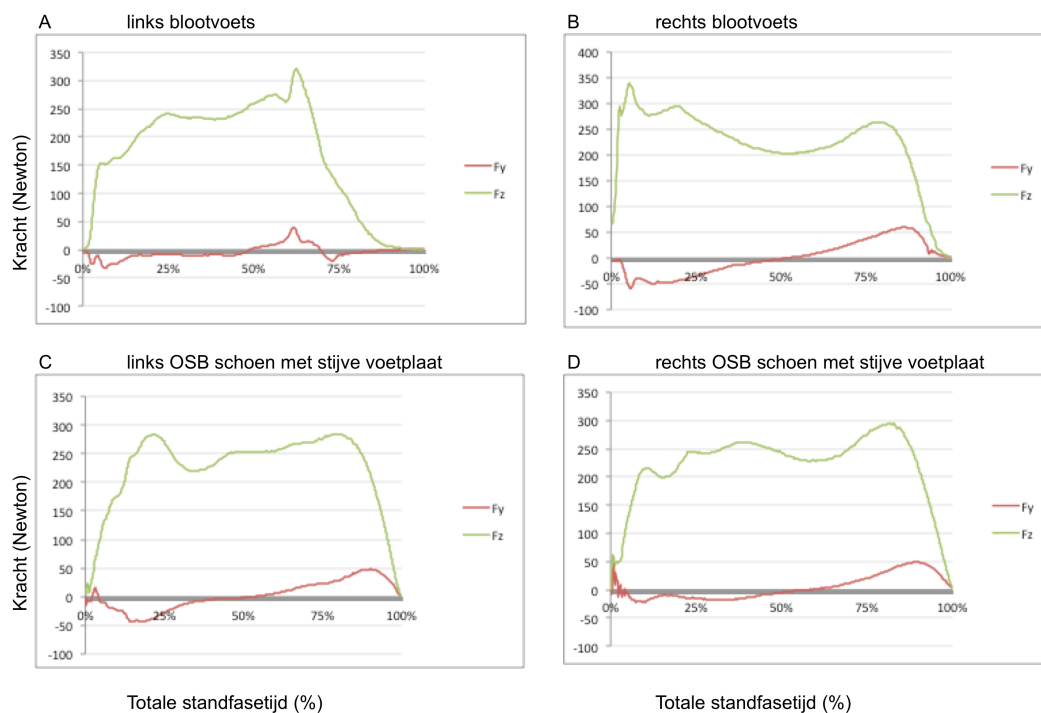
Bijlage III: Grafieken grondreactiekrachten van de overige deelnemers



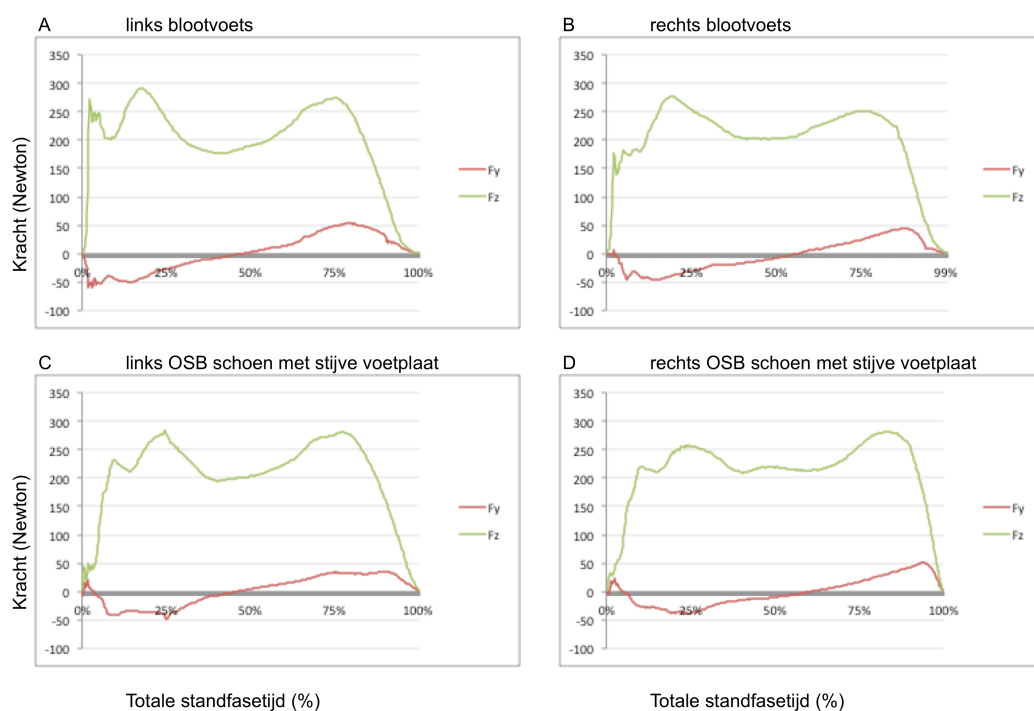
Figuur 10. Grafieken van de verticale (F_z) en antero-posterieure (F_y) grondreactiekrachten van beide benen van deelnemer 1. Bij de rechervoet in de conditie op blote voeten, zie grafiek B, heeft eerst een deel van de linkervoet op de krachtenplaat gestaan. De grafiek is gestart op het punt waarop initieel voetcontact met de rechervoet plaatsvond. Dit is vastgesteld aan de hand van het snel oplopen van waarden van F_z .



Figuur 11. Grafieken van de verticale (Fz) en antero-posterieure (Fy) grondreactiekrachten van beide benen van deelnemer 2. Bij de linkervoet in de conditie op blote voeten, zie grafiek A, heeft eerst een deel van de rechervoet op de krachtenplaat gestaan. De grafiek is gestart op het punt waarop initieel voetcontact met links plaatsvond. Dit is beoordeeld op basis van het videobeeld waarop initieel contact zichtbaar was en de Fy en Fz waarden werden getoond.



Figuur 12. Grafieken van de verticale (Fz) en antero-posterieure (Fy) grondreactiekrachten van beide benen van deelnemer 3. Bij de rechervoet in de conditie op blote voeten, zie grafiek B, heeft eerst een deel van de rechervoet op de krachtenplaat gestaan. De grafiek is gestart op het punt waarop initieel voetcontact met links plaatsvond. Dit is beoordeeld op basis van het videobeeld waarop initieel contact zichtbaar was en de Fy en Fz waarden werden getoond.



Figuur 13. Grafieken van de verticale (Fz) en antero-posterieure (Fy) grondreactiekrachten van beide benen van deelnemer 5.