

Aki Aalto, Teemu Janhunen

## Streifyflex™-DAFO:n käytettävyys asiakkaalla

Kävelyn analysointi Templo-ohjelmistolla ja Medilogic-paineantureilla

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Apuvälineteknikko (AMK)

Apuvälinetekniikan ko.

Opinnäytetyö

19.11.2013

Tekijä(t) Otsikko	Aki Aalto, Teemu Janhunen Streifyflex™-DAFO:n käytettävyys asiakkaalla
Sivumäärä Aika	33 sivua + 4 liitettä 19.11.2013
Tutkinto	Apuvälineteknikko (AMK)
Koulutusohjelma	Apuvälinetekniikan ko.
Suuntautumisvaihtoehto	Apuvälineteknikko
Ohjaaja(t)	Koulutuspäällikkö Maria Kruus-Niemelä Lehtori Tomi Nurminen Yliopettaja Kaija Matinheikki-Kokko
<p>Opinnäytetyön tarkoituksena oli tutkia Streifyflex™-DAFO:n käytettävyyttä asiakkaalla jolla on etenevä neurologinen sairaus ja sen seurauksena riippunilkka. Vertasimme Templo– ja Medilogic –liikeanalysointilaitteilla suoritettujen mittauksien avulla WalkOn®:n ja Streifyflex-DAFO:n ominaisuuksia sekä vaikutuksia kävelyyn. Pyrimme löytämään opinnäytetyössämme näyttöä sille, että Streifyflex-DAFO on kävelyyn vaikuttavilta ominaisuuksiltaan hyvä vaihtoehto WalkOn:lle. Lisäksi tarkoitus oli selvittää Streifyflex-materiaalin toimivuus alaraajaortotiikan sovelluksissa.</p> <p>Toteutimme opinnäytetyön yhteistyössä helsinkiläisen Orthonova Oy:n kanssa, jolta saimme opastusta opinnäytetyöhöme sekä tarvittavat ortoosit ja asiakkaan. Suoritimme kävelymittaukset Metropolia Ammattikorkeakoulun Vanhan viertotien toimipisteessä. Jalkapohjan painejakauma mitattiin Medilogic–laitteistolla asiakkaan kävellessä minuutin ajan kahdeksikon muotoista rataa tasaisella alustalla liikuntasalissa. Polven ja nilkan nivelkulmat mittasimme Templo-videoanalyysiohjelmalla sekä kehoon alustasta kohdistuvat voimat AMTI-voimalevyanturilla kävelylaboratoriossa.</p> <p>Mittauslaitteilla saavutetut tulokset eivät poikenneet merkittävästi toisistaan. Mainitsemisen arvoisia eroja polven nivelkulmissa ilmeni esiheilähdus- ja päätöstukivaiheessa. Medilogic–laitteistolla saaduissa painejakaumakuvioiden havaittiin poikkeavuuksia keskiarvoisissa paineissa sekä painokeskipisteen kulussa. Streifyflex-DAFO:lla saadut tulokset noudattelevat normaalia painejakaumaa. WalkOn:lla painejakauma sekä painokeskipiste kulkevat jalkaterän lateraalipuolelta. Suorittamiemme mittausten perusteella ortoosissa ei ole suurta kävelyyn vaikuttavaa toiminnallista differenssiä, koska kävelynopeus ja matka pysyivät vakioina. Tämän seurauksena voimme todeta, että Streifyflex-DAFO:a voidaan hyödyntää WalkOn:n tavoin riippunilkka-asiakkailla.</p> <p>Eroavaisuuksina asiakas piti Streifyflex-DAFO:n hioistavuutta, parempaa käyttömukavuutta sekä kosmeettisuutta. Kuitenkin hän koki, ettei ortoosien välillä ole toiminnallista poikkeavuutta.</p>	
Avainsanat	ortoosi, Streifyflex™, WalkOn®, kävelyanalyysi

Authors Title	Aki Aalto, Teemu Janhunen Streifyflex™-DAFO Usability on a Client
Number of Pages Date	33 pages + 4 appendices Autumn 2013
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Prosthetics and Orthotics
Specialisation option	Prosthetics and Orthotics
Instructors	Maria Kruus-Niemelä, Head of Degree Programme Tomi Nurminen, Senior Lecturer Kaija Matinheikki-Kokko, Principal Lecturer
<p>The aim of this study was to examine the usability of Streifyflex™-DAFO (Dynamic-ankle-foot-orthose) on a client with a drop foot as a result of a progressive neurological disorder. We compared WalkOn® and Streifyflex DAFO in terms of their overall attributes and their effect on gait, using Templo and Medilogic motion analysis software. With this study, our purpose was to prove that the effects on the client's gait make Streifyflex-DAFO a considerable alternative for WalkOn. Moreover, the aim was to find evidence of the suitability of Streifyflex in the applications of lower limb orthotics.</p> <p>The study was carried out in cooperation with Orthonova Ltd. which provided us with guidance, the orthoses and the client. The gait measurements were made at the premises of Metropolia University of Applied Sciences. The foot pressure distribution was measured with Medilogic software on an even surface while the client was walking a figure-of-eight for one minute. Templo video analysis software was used for measuring knee and ankle joint angles, and the ground reaction forces were measured with the AMTI force plate in a gait analysis laboratory.</p> <p>The measurement results on different devices did not differ from each other significantly. There was some noteworthy variation in knee joint angles in the pre-swing and terminal stance phases. In the pressure distribution patterns measured with Medilogic, there was variation within the average pressure and the course of the center of pressure. The results with Streifyflex-DAFO follow the normal pressure distribution. With WalkOn, the pressure distribution and the center of pressure are placed on the lateral side of the foot. According to our measurements there is no major functional difference in the orthoses in terms of gait, as the gait speed and distance remained constant. Thus we can state that Streifyflex-DAFO can be used instead of WalkOn on drop foot clients.</p> <p>According to the client, the orthoses differ in terms of sweating, comfort and cosmetics. The client experienced no functional differences between the different orthoses.</p>	
Keywords	orthosis, Streifyflex™, WalkOn®, gait analysis

## Sisällys

1	Johdanto	1
2	Tutkimuksessa käytetyt alaraajaortoosit	2
2.1	WalkOn®	2
2.2	Streifyflex™-materiaalista valmistettu yksilöllinen DAFO	3
3	Kävely ja sen analysoiminen	6
3.1	Tukivaihe	7
3.1.1	Alkukontakti	7
3.1.2	Kuormitusvaste	7
3.1.3	Keskituki	8
3.1.4	Päätöstuki (kannankohotus)	10
3.2	Heilahdusvaihe	11
3.2.1	Esiheilahdus (varvastyöntö)	11
3.2.2	Alkuheilahdus (kiihdytys)	11
3.2.3	Keskiheilahdus	12
3.2.4	Päätösheilahdus (loppuheilahdus)	12
4	Opinnäytetyöhön osallistuva asiakas	13
5	Mittausten toteuttaminen	15
5.1	Mittaustila	15
5.2	Mittauslaitteisto	16
5.2.1	Videoanalyysiohjelma Templo	16
5.2.2	Jalkapohjan painejakauma Medilogic	17
5.2.3	Voimalevyanturi AMTI	18
6	Tulokset	19
6.1	Templo	19
6.2	Jalkapohjan kuormittuminen	21
6.3	Yhteenveto	26
7	Pohdinta	29
	Lähteet	32

## Liitteet

Liite 1. Suostumuslomake malli

Liite 2. Nilkan ja polven nivelkulmat alkukontaktivaiheessa

Liite 3. Nilkan ja polven nivelkulmat päätöstukivaiheessa

Liite 4. Nilkan ja polven nivelkulmat esiheilahdusvaiheessa

## 1 Johdanto

Opinnäytetyön tavoitteena on mitata kävelynanalysointilaitteiden avulla kahden erityyppisen liikkuvuutta sallivan dynaamisen nilkkaortoosin eli DAFO:n (Dynamic Ankle Foot Orthosis) ominaisuuksia sekä selvittää ortoosien käytettävyyttä ja vaikutuksia asiakkaan kävelyyn mittaustilanteiden sekä asiakkaan kokemuksen perusteella. Streifyflex on lämpömuovattava kestopuovi LDPE (Low Density Polyethylene, suom. pienitiheyspolyeteeni), jota voi hyödyntää ortotiikassa ja protetiikassa. LDPE:llä on silikonin omaisia ominaisuuksia (pehmeys, elastisuus, itseensäkiinnittymisominaisuus). (Streifeneder 2013 A; Streifeneder 2013 B.) Medilogic -laitteistoa hyödyntämällä saadaan tietoa jalkapohjaan kohdistuvasta paineesta. Lisäksi Templo -videoanalyysilaitteen avulla saamme videomateriaalia, jonka avulla kävelyä on helpompaa analysoida. Nivelien kohdalle kiinnitettävät markkerit auttavat tulkitsemaan nivelkulmien muutoksia.

Saimme idean aiheeseen Kyösti Lassilan apuvälinetekniikan vuoden 2012 opinnäytetyöstä, jossa oli tutkittu Streifyflex-muovin soveltuvuutta alaraajaortotiikkaan (Lassila 2012). Teemme yhteistyötä Orthonova Oy:n kanssa, joka oli mukana myös edellä mainitussa opinnäytetyössä. Aihe on ajankohtainen, koska materiaali on uusi ja aiheesta ei ole varsinaista teoretietoa tässä sovelluksessa. Halusimme myös perehtyä paremmin kävelylaboratorioon sekä siellä tehtäviin mittauksiin ja tulosten analysointiin. Koimme, että aiheen mukanaan tuoma kävelylaboratorion hyödyntäminen ja uuteen materiaaliin tutustuminen lisää ammatillista osaamista. Kävelylaboratorion käyttäminen lisää tietotaitoa kävelyn analysoimisesta, koska analysointiohjelmien avulla on helpompaa havainnoida kävelyn eri lainalaisuuksia.

Tutkimuksella pyrimme löytämään näyttöä sille, että Streifyflex-DAFO on kävelyn vaikuttavilta ominaisuuksiltaan hyvä vaihtoehto WalkOn:lle. Streifyflex:n käytöstä ja sovelluksista ei ole vielä tehty klinisiä tutkimuksia, jotka puoltaisivat materiaalin toimivuutta. Uusien materiaalien hyödyntäminen edistäisi apuvälinealaa sekä mahdollistaisi uusien innovaatioiden syntyvän alaraajaortotiikkaan.

## 2 Tutkimuksessa käytetyt alaraajaortoosit

Ortoosi on apuväline, joka tukee, linjaa, estää tai korjaa epämuodostumia ja virheasentoja sekä lisää toiminnallisuutta (Terveyden ja Hyvinvoinnin Laitos. 2013). Ortoosi on toiminnallisesti vajaaseen kehon osaan esimerkiksi remmeillä kiinnitettävä apuväline.

Ortooseissa käytettäviä materiaaleja ovat erilaiset metallit, nahat, tekstiilit, muovit, komposiitit, vaahtomuovit tai viskoelastiset polymeerit (muovi/kumi). Ortoosit voidaan jaotella valmiisiin, puolivalmiisiin ja yksilöllisesti valmistettuihin ortooseihin. (Kogler 2007: 17; Lin 2007: 223.) Opinnäytetyössämme käsitellyistä ortooseista Streifyflex-DAFO on yksilöllisesti valmistettu ja WalkOn valmis ortoosi, joka muokataan yksilöllisesti vastaamaan asiakkaan tarpeita.

DAFO on dynaaminen nilkkaortoosi, joka sallii laajemmat liikeradat kuin AFO (Ankle Foot Orthosis, suom. jäykkä nilkkaortoosi). DAFO on käytöltään suunniteltu asiakkaille, joilla on rakenteellisia tai toiminnallisia vajavuuksia. Epästabiilin tai lihasepätasapainoisen nilkan hoidossa DAFO:n tehtävänä on tukea jalkaa ja nilkkaa optimaaliseen linjaan, sekä mahdollisesti rajoittaa liikkeitä suojellakseen paranevia kudoksia. Neurologisia ongelmia omaavilla asiakkailla DAFO:n tehtävänä on korvata puutteellista lihastointia tietyissä kävelyvaiheissa, korjata raajan linjausta, hallita epänormaalia lihastonusta tai minimoida virheasentojen synnyn riskiä. (Lin 2007: 219.)

### 2.1 WalkOn®

WalkOn (Kuvio 1.) on Otto Bockin valmistama hiilikuiturakenteinen DAFO. Rakenteeltaan WalkOn eroaa muista vastaavista muun muassa hiilikuituisen rungon/rakenteen sijainnilla säären takana pohkeella. WalkOn on suunnattu aktiivisille käyttäjille, joilla on heikko tai puuttuva jalkaterän dorsifleksio. WalkOn:ssa on taipuisat kantapäät ja varpaiden alueet, sekä jäykkä keskiosa ja pyloni, jolloin ortoosi mukailee luonnollisia liikkeitä ja nostaa tehokkaasti jalkaterää. (Otto Bock. 2013.) WalkOn:n hiilikuiturakenteen ansiosta ortoosi varastoi energiaa alkukontaktivaiheessa ja luovuttaa esiheilaudusvaiheessa, jolloin kävelystä tulee taloudellisempaa.



Kuvio 1. WalkOn®.

## 2.2 Streifyflex™-materiaalista valmistettu yksilöllinen DAFO

Streifyflex-DAFO on Streifenederin lanseeraaman Streifyflex-muovista yksilöllisesti valmistettu dynaaminen nilkkaortoosi. Streifyflex-DAFO on Kyösti Lassilan suunnittelema ja valmistama hänen aikaisempaan opinnäytetyöhönsä, jonka tarkoituksena oli tutkia Streifyflex-muovin soveltuvuutta ortotiikkaan. Materiaalin ominaisuuksia tutkiesaan yhdessä Orthonovan yhteistyöhenkilöiden kanssa, he päätyivät tekemään SAFO:a (Silicon-Ankle-Foot-Orthosis) vastaavan tuotteen.



SAFO on Dorset Orthopaedic Company Ltd -yrityksen valmistama yksilöllinen dynaaminen ja elastinen ortoosi riippuniikan aiheuttaman toimintavajauksen hoitoon. Tuen anteoripuolella on silikoniin vulkanoitu vahvike, joka jäykistää rakennetta ja estää nilkan läpsähtämistä alustaan alkukontaktivaiheessa. Heilahdusvaiheessa ortoosi pitää nilkan asennon suorassakulmassa, jolloin jalkaterä ei pääse osumaan maahan. Rakenteellisten ominaisuuksien ansiosta ortoosia voidaan käyttää ilman kenkiä. Kiinnitys tapahtuu säären takana sijaitsevan tarran avulla. (Orthonova, 2013.)



Kuvio 2. SAFO (©Orthonova)

Kävelymittauksissa käytetty Streifyflex-DAFO (Kuvio 3.) on yksilöllisesti valmistettu asiakkaan käyttöön jo aiemmin, ortoosin ominaisuuksiin tutustuttaessa. Tavoiteltavat ominaisuudet, joita oli sauman vulkanoiminen, kenkämäinen iltti, dorsaalipuolen vahvike (jalkapöydän vahvike), nilkan ympäri kiinnitettävät tarrat, ohut rakenne plantaari puolella (jalkapohjan puolella) sekä ortoosin dynaamisuus mallinnettiin SAFO:sta (Lassila. 2012).



Kuvio 3. Streifyflex™ -DAFO (Kyösti Lassila 2012)

Romkesin ja Brunnerin (2001) tutkimuksessa todettiin, että suurimmalla osalla ortoosin käyttäjistä nilkan kontrollointi paranee ortoosin pitkän vipuvarren ansiosta. Pienempi osa käyttäjistä hyötyi DAFO:n edellyttämästä aktiivisesta nilkan kontrolloinnista, joka pätee myös meidän mittauksissamme käytettyihin ortooseihin.

### 3 Kävely ja sen analysoiminen

Kävelyn aikana alaraajoilla on kolme tehtävää. Jalka toimii iskunvaimentajana, kun kehon massa siirtyy jalan päälle. Jalkaterä pyrkii minimoimaan törmäysvoiman, joka välittyy alustan kautta polviniveliin, lonkkaniveliin sekä selkään. Kävelyalustan kaltevuuden, materiaalin sekä muotojen vuoksi jalalta edellytetään mukautuvuutta alustaan. Liikkuminen erilaisissa maastoissa kuormittaa jalkaa eri tavoin ja täten vahvistaa lihaksia sekä parantaa nivelten liikkuvuutta. Optimaalisen liikkuvuuden lisäksi jalkaterän on kävelyn aikana myös jäykistyttävä vipuvarreksi, joka on edellytys vahvalle ponnistukselle sekä nopeuden ylläpitämiselle. (Ahonen 1998: 166.)

Kävelyn päävaiheet jaetaan tukivaiheeseen (stance phase) ja heilahdusvaiheeseen (swing phase). Tukivaihe käsittää kävelyssä sen ajan, jolloin jalkaterä on kontaktissa alustaan. Tukivaiheeseen kuuluu alkukontakti (initial contact, heelstrike = kantaisku), kuormitusvaste (loading response), keskitukivaihe (midstance), päätöstukivaihe (terminal stance) ja esiheilahdus- eli varvastyöntövaihe (pre-swing, toe off). Heilahdusvaihe koostuu alkuheilahduksesta (pre swing), keskiheilahduksesta (mid swing) sekä loppuheilahduksesta (terminal swing). (Ahonen 2004: 141.)

Kävelyn analysoimista (engl. gait analysis) voidaan määritellä tietyn liikkumismuodon (kävely/juoksu) systemaattiseksi erityistutkimiseksi. Kävelyn analysointia voidaan tehdä kvalitatiivisesti analyysoijan omilla aisteilla tai sitten kvantitatiivisesti tarkoituksen mukaisilla kävelynanalysointilaitteilla. Kävelyn analysointi jaetaan karkeasti kahteen kategoriaan: kävelyn kliiniseen arviointiin, joka pyrkii auttamaan ja ohjaamaan yksittäistä asiakasta sekä kävelyn tieteelliseen arviointiin, jolla pyritään lisäämään kävelyn ymmärrystä kokonaisuudessaan. (Kauranen – Nurkka 2012: 380.) Opinnäytetyössämme tekemä kävelynanalysointi on kävelyn kliinistä arviointia.

Kävelyn analysoinnin tavoitteena on määritellä poikkeavuudet normaalin kävelyn mallista ja mahdollisesti hyödyntää tuloksia ja havaintoja lääketieteellisen diagnoosin selvittämisessä. Lisäksi kävelyn analysoiminen mahdollistaa fysioterapian tuloksellisuuden arvioinnin sekä auttaa apuvälinetarpeen arvioinnissa. (Ahonen 1998: 64.) Meidän tekemillä mittauksilla ja kävelyanalyysillä ei ole niinkään tarkoitus löytää poikkeavuuksia normaalin kävelyn mallista vaan vertailla eri ortoosien vaikutuksia kävelyyn.

Seuraavassa käsittelemme kävelyn kahdeksan eri vaihetta sekä yhden kävelysyklin, joka alkaa alkukontaktista ja loppuu saman jalan alkukontaktiin (Ahonen 1998: 148).

### 3.1 Tukivaihe

#### 3.1.1 Alkukontakti

Kantaisku on korvattu yleisesti alkukontakti termillä, sillä erilaisten kävelytapojen ja toiminnallisten poikkeamien vuoksi kannan sijaan ensimmäisenä alustaan voi osua varpaat tai päkiä ennen kantapäättä. Alkukontaktissa tapahtuu kaksoistukivaiheesta ensimmäinen puolikas, kun samaan aikaan alustassa ovat päätöstukivaiheessa sekä alkukontaktissa olevat alaraajat. (Ahonen 2004: 141, 143.)

Tarkastellaan kävelysykliä siten, että oikean jalan kantapää osuu ensin alustalle. Kantapään osuessa maahan nilkka on  $90^{\circ}$  dorsifleksiossa aavistuksen supinaatiossa (sääri kiertyy ulospäin jolloin paine siirtyy jalkaterän ulkoreunalle) m. tibialis anteriorin (etummainen säärilihas) aktivaation myötä, polvi ojentuu suoraksi ja lonkka on noin  $30^{\circ}$  fleksiossa. Kävelijän paino on lähes kokonaan vielä takana olevan vasemman jalan päällä. Paino siirtyy nopeasti oikean jalan varaan, jolloin subtalaarinivelen (alempi nilkkanivel) lievästä supinaatiosta johtuen oikean jalan kuormitus kohdistuu ensin ulkoreunalle josta edelleen 3. ja 4. jalkapöydänluiden seudulle. Talocruraalinivel (ylempi nilkkanivel) on neutraalissa ( $90^{\circ}$  kulma jalan ja säären välissä) dorsifleksiossa. (Ahonen 1998: 175–177; Kauranen – Nurkka 2010: 383.)

Säären etuaition lihakset (m. tibialis posterior, m. extensor hallucis, m. digitorum longus) ovat valmiita vastaanottamaan jalan päälle tulevan kuorman ja tästä syystä aktivoituneet. Polvinivelen loppuojennuksesta johtuen sääri on ulkokierrossa reiteen verrattuna. Loppuojennuksen tekee m. quadriceps femoris (nelipäinen reisilihas), pois lukien passiivinen m. rectus femorista (suora reisilihas). (Ahonen 1998: 182.)

#### 3.1.2 Kuormitusvaste

Vastakkaisen jalan alustasta irtoamisen seurauksena kehon paino siirtyy kokonaan oikealle jalalle. Kuormitusvaste on kehoon kohdistuvan kuormituksen iskunvaimennusvaihe, jolloin jalan on tarkoitus vaimentaa, nopeudesta riippuvaista, alustasta kohdistu-

vaa reaktivoimaa (ground reaction force = GRF). Painopisteen kautta kulkeva luotilin- ja halkaisee jalkaterän 3. ja 4. jalkapöydän luiden kohdalta. Jalkaterä osoittaa suoraan menosuuntaan tai on abduktiossa (raajan loitontaminen keskilinjasta) tai adduktiossa (raajan lähentäminen keskilinjaan) henkilön ominaisuuksista riippuen. Samalla kun mediaalinen pitkittäiskaari antaa joustoa ja sen seurauksena laskeutuu, tuo lisäjoustoa myös etuosan poikittaiskaaren laskeutuminen.

Alemman nilkkanivelen  $5^{\circ}$  -  $8^{\circ}$  joustopronaatio koostuu kantaluun (lat. calcaneus) ever- siosta (ulospäin kääntyminen) ja plantaarifleksioista sekä telaluun (lat. talus) plantaari- fleksiosta ja lievästä vertikaaliakselin ympäri kohdistuvasta kiertoliikkeestä, jossa tela- luun etuosa kääntyy osoittamaan sisäänpäin. Telaluun kierron seurauksena sääri kääntyy sisäänpäin muuttamatta kuitenkaan polven linjausta. Polvinivel on  $15^{\circ}$ - $20^{\circ}$  fleksiassa ja reisiluu kiertyy sääriluun mukana sisäkiertoon. Tukijalan lonkka kääntyy adduktioon ja heilahtavan puolen eli vasemman jalan lonkka tekee abduktioliikkeen, jotta liike on etenevää ja taloudellista eikä painopiste tee turhaa ylösalas liikettä. (Ahonen 1998: 185, 187–188; Ahonen 2004: 143–144.)

Lihakset pyrkivät estämään kehon painopisteen romahtamista alaspäin. Nilkan kohtuut- toman suurta pronatiota (sääri kiertyy sisäänpäin jolloin jalkaterän alueella paine siir- tyy sisäpuolelle) estää säären takapuolella oleva m. tibialis posterior (takimmainen sää- rilihas). Takana sijaitsevat myös m. gastrocnemius (kaksoiskantalihas) ja m. soleus (leveä kantalihas), joiden tehtävä on estää nilkan dorsifleksoitumista ja sen kautta pai- nopisteen laskeutumista. Polvinivelen liian suureen koukistumiseen vaikuttavat m. vas- tus lateralis (ulompi reisilihas), m. vastus medialis longus (sisempi reisilihas), m. vastus medialis obliquus (sisemmän reisilihaksen osa) ja m. vastus intermedius (keskimmäi- nen reisilihas). M. quadriceps femorikseen edellä mainittujen lisäksi kuuluva m. rectus femoris ei osallistu toimintaan, koska sen ensisijainen tehtävä on koukistaa lonkkaa. (Ahonen 1998: 191.)

### 3.1.3 Keskituki

Keskitukivaihe jaetaan varhaiseen ja myöhäiseen vaiheeseen, sillä sen aikana kehon painopiste siirtyy eteenpäin merkittävän paljon. Keskitukivaiheen alussa kuormitus kohdistuu kantaan ja lopussa päkiään sekä varpaisiin. (Ahonen 2004: 145.)

Keskitukivaiheen alussa lonkkanivelessä on suurin fleksio ( $n.35^0$ ). Samalla kun polven fleksio on noin  $20^0$ , painopiste liikkuu ylemmän nilkkanivelen yli (ankle rocker = nilkka-keinu) ja kohdistuu sen jälkeen jalkaterän keskellä sijaitsevien os navicularen (veneluu) ja os cuboideumin (kuutioluu) nivelrakoon. Myöhäinen vaihe päättyy, kun painopiste saavuttaa päkiälinjan. Tarkasteltaessa asiaa mediolateraaliossa (sisäulko) suunnassa, painopiste seuraa jalkaterän lateraalista kaarta päättyen 2. varpaan jalkapöydänluun distaalipäähän. Samaan aikaan liikkeen alussa jalan etuosa on inversiossa, kunnes painopiste siirtyy myöhäisessä vaiheessa päkiälinjalle, jolloin etuosa kääntyy eversiioon. Mediaalipuolella sijaitseva pitkittäiskaari on madaltuneimmillaan keskitukivaiheen varhaisessa vaiheessa. Keskitukivaiheen loppua kohti kaari kohoaa kannankohotuksen ja nilkan supinaation seurauksena. (Ahonen 1998: 195–197; Ahonen 2004: 145; Kauranen – Nurkka 2010: 384.)

Alempaan nilkkaniveleen niveltävä kantaluu on varhaisessa vaiheessa lievässä eversiiossa ja plantaarifleksiossa. Sen sijaan telaluu on sisäkierron kantaluuhun nähden. Keskitukivaiheen lopussa painopisteen siirryttyä päkiälinjalle, kantaluu kääntyy keskilinjaa päin ja inversioon. Varhaisessa vaiheessa havaittu kantaluun plantaarifleksio vaihtuu lopussa dorsifleksioon. Ylemmän nilkkanivelen rooli keskitukivaiheessa on pieni. Liikkeen alussa nivel on  $90^0$  kulmassa ja loppua kohden ilmenee dorsifleksiota sääriluun liikkuessa eteenpäin. (Ahonen 1998: 197.)

Oikean alaraajan säären ja jalkaterän välinen kulma on pienimmillään keskitukivaiheen lopussa, juuri ennen kuin kanta irtoaa alustasta. Sääri sekä reisi rotatoituu sisään eniten kohdassa, jossa kehon painopiste on jalkaterän keskellä etu-takasuunnassa. Mitä lähemmäs loppua keskitukivaihe etenee sitä vähemmän säären sekä reiden sisärotaatiota on havaittavissa. Tukivaiheessa on toivottavaa polven lievä fleksio, koska tällöin polvi ei pääse yliojentumaan. (Ahonen 1998: 198.)

Keskitukivaiheen alkaessa nilkassa tapahtuu muutos, kun dorsifleksoreiden aktiivisuus päättyy ja plantaarifleksorit aktivoituu painon siirtyessä oikealle jalalle. Plantaarifleksioon osallistuvien m. soleuksen ja m. gastrocnemiuksen aktiivisuus kasvaa aina päätöskeskitukivaiheen puoliväliin asti, kun taas M. tibialis posterior osallistuu plantaarifleksioon vasta keskitukivaiheen lopussa. M. flexor hallucis (1. varpaan koukistaja) on merkittävässä roolissa keskitukivaiheen lähestyessä loppua, koska isovarvas tasapainottaa kehoa sekä ohjaa jalan toimintaa ja kävelyä. Keskituen varhaisessa vaiheessa polven joutaessa sekä ojentuessa m. quadriceps femoriksessa on havaittavissa aktivaatiota

(pl. m. rectus femoris, joka osallistuu heilahdusvaiheessa lonkan fleksioon m. iliacuksen (suoliluulihak) kanssa). Keskitukivaiheessa liikkeen kulkiessa ylemmän nilkkanive-  
len läpi m. popliteus (polvitaivelihak) ja m. gastrocnemius (polven fleksoreita) tukevat polvea ettei se pääse yliojentumaan alaraajan ollessa vipuvartena. (Ahonen 1998: 201–203.)

#### 3.1.4 Päätöstuki (kannankohotus)

Päätöstukivaihe käynnistyy, kun kantapää irttaa alustasta resultanttivektorin kasvaes-  
sa vahvasti menosuuntaan päin. Kävelysykyssä kannankohotusvaihe aloittaa kävelijää  
eteenpäin vievän ja työntävän vaiheen. Päkien nivelet ovat pääasiallisena liikeakselina  
sillä aikaa, kun kehon painopiste kulkee niiden yli (forefoot rocker = päkiäkeinu). Pol-  
vinivel on saavuttanut tässä kohtaa maksimaalisen ojentumisen. (Kauranen – Nurkka  
2010: 384; Ahonen 2004: 146.)

Ylempi nilkkanivel jäykistyy  $90^{\circ}$  kulmaan. Painon siirtyessä eteenpäin kantaluu irttaa  
alustasta, varpaat kääntyvät ekstensioon ja pitkittäiskaari kohoaa sekä jäykistyy. Edellä  
mainittujen muutosten seurauksena jalkaterästä tulee jäykkä vipuvarsi, jota kutsutaan  
myös windlass-efektiksi. Liikkeen aikana m. gastrocnemius sekä m. soleus aktivoituvat  
voimakkaimmin, sillä ne pyrkivät stabiloimaan tibian (sääriluu) nilkkaan ja jalkaterään.  
Subtalaarinivelessä on havaittavissa supinaatio, joka alkaa samalla hetkellä, kun kanta  
irttaa alustasta. Kannankohotusvaiheen alussa nilkassa on noin  $10^{\circ}$  dorsifleksio. Pol-  
vinivelen lievän koukistumisen ( $3^{\circ}$ ) vuoksi reisi ja sääri ovat yhtenäisessä linjassa  
ulospäin rotatoituneena. (Ahonen 1998: 205-207; Ahonen 2004: 147.)

M. gastrocnemius ja m. popliteus estävät polven yliojentumisen. Nilkan plantaariflekso-  
rit pyrkivät tuottamaan vastavoiman alustasta syntyneelle reaktiovoimalle (GRF), jolloin  
sääri pysyisi tuettuna. Jalkaterän lateraalireunan irrotessa alustasta, plantaarifleksorei-  
den tehtävä on auttaa painonsiirrossa mediaalipuolelle. Isovarpaan koukistajalihas (fle-  
xor hallucis longus) pyrkii koukistumaan jolloin se kumoaa reaktiovoiman (GRF) ja saa  
aikaiseksi isovarpaan painautumisen tiukasti alustaa vasten. Yhdessä jalkaterän lyhyi-  
den lihasten kanssa isovarpaan koukistajalihas saa varpaat pysymään alustassa estä-  
en etujalkaterän leviämistä. (Ahonen 2004: 147.)

## 3.2 Heilahdusvaihe

### 3.2.1 Esiheilahdus (varvastyöntö)

Esiheilahdusvaihe alkaa vasemman jalan saavuttaessa alkukontaktivaiheen ja päättyy, kun oikean jalan varpaat irtoavat alustasta. Varpaiden irrottua kaksoistukivaiheen jälkimmäinen puolisko loppuu ja kehon painopiste siirtyy toiselle jalalle. (Kauranen – Nurkka 2010: 384.)

Vaiheen lähestyttyä loppuaan jalan mediaalinen pitkittäiskaari lyhentyä ja nousee korkeimmilleen. Varpaat taipuvat äärimmilleen dorsifleksioon. Jalan toiminnalla on suuri rooli varvastyönnössä, koska se määrittää miten hyvin kävely pysyy tasapainoisena. Alempi nilkkanivel supinoituu noin  $4^{\circ}$  ja ylempi nilkkanivel plantaarifleksoituu noin  $20^{\circ}$ . Polvinivel saavuttaa passiivisesti nilkan ojentumisen sekä säären etusuuntaisen liikkeen vuoksi tarvittavan noin  $40^{\circ}$  fleksion, jotta heilahtava jalka pysyy irti alustasta ja pienistä esteistä. Kävelyä tarkasteltaessa kävelijän etupuolelta, havaitaan, että linjaus kulkee normaalisti lonkan, polven, nilkan ja 2. varpaan kautta. (Ahonen 1998: 214–215; Ahonen 2004: 148.)

Jalkaterässä lyhyiden lihaksien tehtävät on tukevoittaa päkiäalue, jotta liike voi rullata kevyesti sen yli. Sen sijaan pitkät lihakset tehostavat nilkassa tapahtumaa plantaarifleksiota ja edesauttavat siltä osin keinuliikettä päkiän ylitse. (Ahonen 1998: 217; Ahonen 2004: 148.)

### 3.2.2 Alkuheilahdus (kiihdytys)

Välittömästi varpaiden irrottua alustasta käynnistyy heilahdusvaihe, joka koostuu kolmesta yhtä pitkästä jaksosta; alkuheilahdus, keskiheilahdus ja päätösheilahdus. Kiihdytysvaihe tulee päätökseen, kun heilahtava jalka liikkuu tukijalan vierelle. Heilahdusvaiheen tarkoitus on siirtää jalka niin pienellä lihastyöllä kuin mahdollista seuraavan askeleen alkuun. (Ahonen 1998: 218; Ahonen 2004: 149.)

Lonkan koukistuessa polvi seuraa perässä  $60^{\circ}$  fleksioon, jolloin nilkan ei tarvitse jäykistyä ja se voi roikkua rentona. Nilkan alemmassa nivelessä voidaan havaita lievä supinaatio, myös kantaluu ja jalkaterän etuosa ovat kääntyneet inversioon. Ylempi nilk-



kanivel kääntyy  $20^{\circ}$  plantaarifleksiosta  $10^{\circ}$  plantaarifleksioon vaiheen aikana. Reiden sekä alaraajan abduktoitumista mediolateraalaisessa suunnassa säätelee m. adductor longus. (Ahonen 1998: 218–219.)

### 3.2.3 Keskiheilahdus

Keskiheilahdusvaihe käsittää ajanjakson, jossa heilahtavan raajan sääri liikkuu tukijalan viereltä pystysuoraan asentoon (Ahonen 2004: 149).

Jalkaterä kääntyy inversioon ja nilkka supinoituu dorsifleksoreiden kääntäessä nilkan normaaliin  $90^{\circ}$  kulmaan. Lihasaktivaatiot keskittyvät nilkan dorsifleksoreihin sekä polven koukistajiin ja lonkan ojentajiin, joiden tehtävä on laskea jalka tukevasti maahan päätösheilahduksen loppuvaiheessa. (Ahonen 1998: 220–221).

### 3.2.4 Päätösheilahdus (loppuheilahdus)

Loppuheilahdus alkaa säären saavutettua pystysuoran asennon sagittaalitasossa ja loppuu jalan laskeuduttua alustalle, jolloin myös liikkeen vauhti hidastuu ja polvinivel ojentuu lähes suoraksi (Ahonen 2004: 150).

Hamstring -lihakset supistuvat vaiheen puolella välissä voimakkaasti ja näin estävät polven yliojentumista, kontrolloivat säären heilahdusta ja rajoittavat lonkan liiallista koukistumista. Säären etuosan lihakset aktivoituvat ja hidastavat liikettä, jottei alkukontaktissa synny liian voimakasta törmäystä alustan ja jalan välille. Juuri ennen jalan kontaktia alustaan hamstring -lihaksien aktivaatio tipahtaa antaen näin polven ojentajien (m. quadriceps femoris) ojentaa nivel sopivaan asentoon. (Ahonen 1998: 223.)

## 4 Opinnäytetyöhön osallistuva asiakas

Ortoosien käyttäjäasiakkaana toimi noin 50-vuotias nainen, jolla on molemmissa alaraajoissa riippunilkat (eng. drop foot), jotka aiheutuvat hitaasti etenevän perinnöllisen neurologisen sairauden vuoksi. Sairaus on vaikuttanut vain nilkan dorsifleksoreihin.

Riippunilkka on oire peroneushermon vauriosta tai eri sairauksista kuten amyotrofinen lateraaliskleroosi (ALS), multippeliskleroosi (MS), Parkinsonin tauti, Charcot-Marie-Toothin tauti, guillan-barre syndrooma, polio tai aivohalvaus. Toisinaan riippunilkka voi olla komplikaatio lonkkaoperaatiosta, polven sijoiltaan menosta tai välilevyn pullistumasta. (Johns Hopkins Medicine 2013.)

Puuttuva nilkan dorsifleksio aiheuttaa patologista kävelyä. Heilahdusvaiheessa nilkka roikkuu ja jalan osumista maahan estetään erilaisilla kompensoivilla liikkeillä. Näkyvin näistä on lonkan nostaminen ja tukivaiheessa olevan jalan lievä plantaarifleksio. Toisena vaihtoehtona on jalan heilauttaminen sivukautta. Alkukontaktissa jalka ei tule kannalle vaan "läpsähtää" alustaan dorsifleksion puutteen vuoksi. Dorsifleksoreiden tehtävä on myös tukivaiheessa auttaa painon siirtoa jalkaterän "yli". (Perry – Burnfield 2010: 296.) Konservatiivisina hoitokeinoina käytetään ortooseja ja fysioterapiaa. Operatiivisina hoitokeinoina käytetään hermopinteen poistamista, katkenneiden hermopäiden yhteen kasvamisen mahdollistamista tai hermojen ja jänteiden uudelleen sijoittamista. (Johns Hopkins Medicine 2013.)

Asiakas oli kokenut ortoosien käyttäjä. Käytössä on ollut erilaisia ortooseja kymmenen vuoden ajan. Viimeisimpänä käytössä on ollut hiilikuidusta valmistetut WalkOn:t. Streifyflex-DAFO on ollut jokapäiväisessä käytössä yhden kuukauden. Asiakkaan työn toimenkuvaan kuuluu asiakaskäynnit, joissa on toivottavaa kulkea ilman kenkiä, jolloin WalkOn:t on otettava jaloista pois. Streifyflex-DAFO:n etuna on käyttömahdollisuus ilman kenkiä.

Asiakkaan käyttökokemusten perusteella Streifyflex-DAFO:n ja WalkOn:n välillä ei ole toiminnallista eroa. Ainoat eroavaisuudet on Streifyflex-DAFO:n hiostavuus, toisaalta parempi käyttömukavuus sekä kosmeettisuus. Phillips, Robertson, Killen, White, Barney (2011) tutki SAFO:n ja polypropyleenista valmistetun AFO:n vaikutuksia CMT-potilailla (Charcot-Marie-Tooth`n tauti). Molemmat ortoosit paransivat kävelyä merkittävästi, ja AFO tuloksellisesti hiukan enemmän. Ortoosien ominaisuudet ja potilaiden

mielipiteet erosivat tältä osin paljon. SAFO sai korkeammat pisteet mukavuudesta ja kivuttomuudesta. Asiakkaat pitivät myös hyvänä ominaisuutena kyykkyyntä pääsemistä. Samanlaisia tuloksia tutkimuksessaan sai myös Cartwright ja Glover (2009), jossa CMT-potilaat käyttivät SAFO:a kuukauden ajan. Tuloksissa kävely parani ja lateraalinen tasapaino parani merkittävästi sekä kaatumiset vähenivät. Potilaat raportoivat SAFO:n käytön olevan mielekästä ja suositeltavaa.

## 5 Mittausten toteuttaminen

Tutkimuksessa oli mukana yksi kohdehenkilö, jolle teimme mittaukset kävelylaboratoriossa. Lisäksi keräsimme taustatietoa ja tuntemuksia ortooseista haastatteleamalla häntä. Mittauksilla keräsimme numeraalista tietoa kävelyn muuttuvista parametreista.

Videoanalyysiohjelmalla ja siihen liitettyllä voimalevyanturilla saimme tietoa jalkapohjiin kohdistuvista reaktivoimista (Kauranen - Nurkka 2010: 394). Medilogic-laitteistolla keräsimme ja analysoimme numeraalista tietoa jalkapohjiin kohdistuvista paineista, kävelyn symmetrisyydestä sekä painokeskipisteen kulusta jalkaterien alueella kävelyn aikana. Lisäksi hankimme aineistoa haastatteleamalla ja havainnoimalla. Teoriatietoa keräsimme aiheeseen liittyvästä kirjallisuudesta sekä tietokannoista.

### 5.1 Mittaustila

Mittaukset suoritimme Metropolia Ammattikorkeakoulun Vanhan Viertotie 23:n kävelylaboratoriossa sekä pienessä liikuntasalissa, jossa asiakas käveli minuutin ajan 44 metrin pituisella kahdeksikon muotoisella radalla. Lähtö toteutettiin lentävän lähtönä kahdeksikon keskipisteestä.

Kävelylaboratoriossa teimme mittaukset Templo-videoanalyysiohjelmalla ja siihen synkronoidulla voimalevyanturilla. Voimalevyanturi sijaitsi keskellä 8 metriä pitkää kävelyrataa. Aluksi oli 3 metriä vapaata kävelytilaa, jotta kävely ehtii normalisoitua. Kävelylaboratoriossa olevat kolme suurnopeus kameraa olivat sijoitettu sivulle, taakse ja eteen. Sivukameran etäisyys oli voimalevyn keskipisteestä 466 cm, etukameran 400 cm ja takakameran 397 cm. Kamerat oli synkronoitu voimalevyanturille, jolloin saimme mahdollisimman luotettavat kamerakulmat.

## 5.2 Mittauslaitteisto

### 5.2.1 Videoanalyysiohjelma Templo

Perinteisin liikkeen analysointitapa on terapeutin tekemä visuaalinen ja kliininen havainnointi, joka on helppo ja nopea menetelmä. Puutteina on kuitenkin nopeiden liikkeiden havainnointi, suorituksen tallentuminen myöhempää tarkastelua varten sekä terapeutin taidoista ja kokemuksista riippuvat muuttuvat tulokset tai päätelmät. Tästä kehittyneempi analyysimenetelmä on käyttää valo- ja videokameroita, jolloin suoritusta voidaan katsoa useaan kertaan, tallentaa myöhempää tarkastelua varten sekä käydä asiakkaan kanssa suoritusta läpi, kuten näyttämällä mahdollisia virheitä kävelyssä. (Kauranen – Nurkka 2012: 371-372.) Yhden kameran analyysimenetelmissä saadaan vain kaksiulotteista kuvaa, jolloin rotaatioliikkeet jäävät havainnoimatta ja täten vaikuttavat sivulta kuvattuihin nivelkulmiin. Minimissään on suositeltavaa käyttää kahta kameraa. (Perry – Burnfield 2010: 410.)

Liikeanalysointilaitteistoja ja -järjestelmiä, joilla saadaan tarkempia kvantitatiivisia analyyseja, on monia erilaisia (Kauranen – Nurkka 2012: 373). Automaattiset kolmiulotteiset järjestelmät ovat hienostuneita tietokoneohjelmia, jotka muuttavat kuvat asiakkaan kävelystä numeraaliseksi jokaisen nivelen kattavaksi dataksi. Kameran jäljentävät liikkeitä laskemalla välittömästi markkereiden sijainteja ja tekemällä heti tietokoneelle dataa kävelystä, ilman visuaalista näkymää. Järjestelmistä riippuen saadaan numeraalista tietoa anatomisista sijainneista ja liikkeistä ajassa, sekä erikseen nivelnopeuksia. Automaattiset kolmiulotteiset järjestelmät käyttävät joko videopohjaista järjestelmää tai sitten aktiivista optoelektronista järjestelmää, jossa tietokone rekisteröi välkkyvien markkereiden sijainteja. (Perry – Burnfield 2010: 410-412.)

Templo-videoanalyysiohjelma on Contemplas yrityksen lanseeraama tietokoneohjelma, johon on Metropolia Ammattikorkeakoulun kävelylaboratoriossa yhdistetty kolme suurnopeuskameraa ja voimalevyanturi. Mahdollista on myös liittää Medilogic Templo-ohjelmaan. Ohjelma ei automaattisesti laskenut markkereiden sijainteja ja tehnyt tästä numeraalista dataa vaan analysointi perustui videokuvan analysointiin.

Templon käytöllä meidän oli helpompi analysoida kävelyä myöhemmin sekä tehdä selvittäviä raportteja opinnäytetyöhön. Markkereita käyttämällä pystyimme kuvista laskemaan nivelkulmia tietyissä kävelyn vaiheissa.

### 5.2.2 Jalkapohjan painejakauma Medilogic

Paineen jakautumisen selvittäminen antaa hyödyllistä informaatiota jalan rakenteesta ja toiminnasta. Kävelystä ja kuormituksesta saaduilla tuloksilla pyritään selvittämään jalkaterän käytettävyyttä sekä mahdollisen ortoosin valintaan vaikuttavat asiat. (Ahonen 1998: 70.) Medilogicilla selvitetään vaikuttaako ortoosit eri tavoin jalkapohjiin vaikuttaviin paineisiin, painepisteen kulkuun kävelyn aikana sekä painokeskipisteen kulkuun.

Medilogic-pohjallisten toiminta perustuu resistiivisiin paineantureihin mikä tarkoittaa, että paine muuttaa anturin sähkönjohtavuutta. Asiakkaan kenkään asetetaan laitteistoon kuuluvat pohjalliset, joista kulkee johdot vyöllä vyötäröllä pidettävälle modeemille. Asiakkaan modeemi lähettää tietoa telemetrisesti tietokoneella olevalle modeemille, josta tiedot siirtyvät edelleen tietokoneelle. (Medilogic 2012: 61.) Pohjallinen ei mahtunut Streifyflex-DAFO:n ja jalan väliin, joka saattoi jakaa paineita. Tilanpuutteen vuoksi se täytyi sijoittaa toisin kuin WalkOn:n kanssa, kengän ja ortoosin väliin.

Graafisissa kuvioissa jalkapohjan painejakaumat esitetään jalan rakenteen ja toiminnan mukaisesti. Paineiden erot ilmaistaan eri väreillä tai kolmiulotteisena kuviona, jossa kuvion korkeus kuvastaa paineen suuruutta. (Ahonen 1998:401.) Ohjelmalla on mahdollista saada tietoa korkeimmasta painepisteestä, keskimääräisestä painejakaumasta, paineen vaihtelun nopeudesta, paineen keskipisteen kulusta ja ”perhoskuvioista”, jolla nähdään painokeskipisteen kulku koko vartalon mukaan (Medilogic 2012: 21).

Jalkapohjan painejakaumat vaihtelevat jalkaterän alueella ja tähän vaikuttavat kengät ja kävelynopeus. Terveiden vanhempien henkilöiden (keskimäärin 70 vuotta) kävellessä mukavuusalueensa vauhtia (80 m/min), olivat maksimiarvot jalkapohjan paineissa isovarpaan alla 270 kPa, keskimmäisten metatarsaalien 250 kPa, kantapään 230 kPa, mediaalisten metatarsaalien 220 kPa ja muiden varpaiden 210 kPa. Pienimmät paineet mitattiin lateraalisten metatarsaalien 150 kPa, lateraalisen pitkittäiskaaren 110 kPa ja mediaalisen pitkittäiskaaren alla 110 kPa. Hitaammin käveltäessä (57 m/min) paineet laskivat merkittävästi ja vauhdikkaammin käveltäessä (97 m/min) paineet kantapäällä ja isovarpaalla nousivat huomattavasti. Paljain jaloin kävely nostaa merkittävästi jalkapohjaan kohdistuvia paineita verrattuna kengillä käveltäessä. Myös alusta vaikuttaa paineisiin, paljain jaloin kovalla alustalla käveltäessä paineet kasvavat varpaiden kohdalla verrattuna kävelyyn nurmikolla tai matolla. Kengät vähentävät alustan vaikutusta maksimaalisiin paineisiin. (Perry – Burnfield 2010: 467.)

### 5.2.3 Voimalevyanturi AMTI

Voimalevyanturi on keskeinen laite tehtäessä kävelynanalyysia, jonka tarkoituksena on mitata alaraajan alustaan välittämiä ja tuottamia reaktiovoimia. Kävelyanalysoinneissa pyritään mittaamaan vasemman ja oikean alaraajan tuottamat reaktiovoimat. Tämä voidaan mitata kahden tai useamman voimalevyn avulla, jolloin levyjen sijoittelu on haasteellista täydellisten kontaktien rekisteröintiin. Yhden voimalevyanturin käyttäminen ei tuota yhtä isoja haasteita sijoittamiseen. Tällöin pitää kävely suorittaa molempiin suuntiin ja saada kontaktit molemmille jaloille, mikä kuitenkin heikentää vertailukelpoisuutta, koska kontaktit ovat eri kävelynsykleistä. (Kauranen – Nurkka 2012: 394-395.)

Koulun kävelylaboratoriossa on käytössä ainoastaan yksi voimalevyanturi, jolloin kontaktit rekisteröityvät molemmille jaloille erikseen. Käytimme testeissä askelmerkkiä, minkä kohdalta asiakas lähtee aina samalla jalalla keskittyen normaaliin kävelyn kohdentamalla katseen vastakkaiseen seinään. Näin pyrimme saamaan askeleen osu- maan voimalevyille täydellisesti, ilman askeleen ”mallaamista” ja vähentämään kävelyn ”kliinisyttä”.

Kävelyn analysoinnin kannalta tärkeimmät tekijät, jotka voimalevyanturin avulla saadaan, on vertikaalinen kuormitus, horisontaaliset leikkausvoimat, vektoreiden linjat ja painokeskipiste. Vertikaalinen kuormitus eli ylös–alas -suunnassa kohdistuvat voimat kävelyn aikana luovat kaksi isompaa piikkiä ja yhden pienemmän laskun. Suuret arvot (noin 120 % painosta) ilmenevät alkukontaktin, tukivaiheen alussa sekä tukivaiheen lopussa ja varvastyönnössä. Arvojen pienentyminen tapahtuu keskitukivaiheessa (80 % painosta). (Perry – Burnfield 2010: 459.)

Seuraavaksi merkittävimmät arvot saadaan horisontaalisissa leikkausvoimissa anterioposteriorisessa -suunnassa, jossa alkukontaktissa arvot (20 % painosta) ovat negatiivisia eli voimat ovat vastakkaisia ja suurimmat positiiviset arvot (20 % painosta) saadaan varvastyönnössä eli eteenpäin vievässä vaiheessa. Pienimmät arvot (noin 5 % painosta) saadaan sivuttaissuunnassa, jossa negatiiviset arvot saadaan alkukontaktissa kun voimat vaikuttavat lateraaliseen suuntaan jalkaterän ollessa supinaatiossa. Tämän jälkeen voimat siirtyvät vaikuttamaan mediaaliseen suuntaan ja ovat suurimmillaan varvastyönnössä. (Kauranen – Nurkka 2012: 396-397.)

## 6 Tulokset

### 6.1 Templo

Hyödynsimme Temploa kävelyn tarkemmassa observoinnissa sekä nivelkulmien mitaamisessa. Mittauksien perusteella kävelyn parametrit eivät poikenneet kirjallisuusarvoista merkittävästi. Kävelyvideoiden objektiivisessa tarkastelussa ei havaittu kompensoivia liikkeitä. Lisäksi saimme Temploa avulla havainnollistavia kuvia sekä diagrammeja alustaan vaikuttavista voimista.

Mittasimme nivelkulmien suuruudet alaraajaan sijoitettujen markkereiden avulla. Pysäytimme videokuvan haluamamme kävelynvaiheen kohdalle ja asetimme viereiseen kuvaan kävelyvideoon synkronoidun diagrammin. Se auttoi hahmottamaan milloin mikäkin kävelynvaihe alkaa. Piirsimme Temploa työkalulla suorat kolmen markkerin kautta, jolloin kone laski automaattisesti nivelkulman. Nivelkulmien laskemiseen käytetyt kuvat liitteissä 2,3 ja 4. Alkukontaktin nivelkulmissa ei ollut ortoosien välillä eroavaisuuksia. Kirjallisuudessa kerrottu viitearvo ei poikennut nilkan nivelkulmien kohdalla (Taulukko 1).

Taulukko 1. Nilkan nivelkulmat

Kävelynvaihe	WalkOn®	Streifyflex™	Viitearvo
Alkukontakti	92,1 <sup>0</sup>	92,2 <sup>0</sup>	90 <sup>0</sup>
Pääöstukivaihe	81,3 <sup>0</sup>	80,5 <sup>0</sup>	80 <sup>0</sup>
Esiheilahdus	103 <sup>0</sup>	99,6 <sup>0</sup>	110 <sup>0</sup>

Polven kohdalla kulmat olivat pienempiä. Mittauksissa käytetyt ortoosit on suunniteltu myös ehkäisemään polven yliojennusta, minkä vuoksi ne on suunniteltu ja valmistettu kääntämään jalkaterä lievään dorsifleksioon, jolloin polven nivelkulma ei ylitä 180<sup>0</sup> (Taulukko 2).

Taulukko 2. Polven nivelkulmat

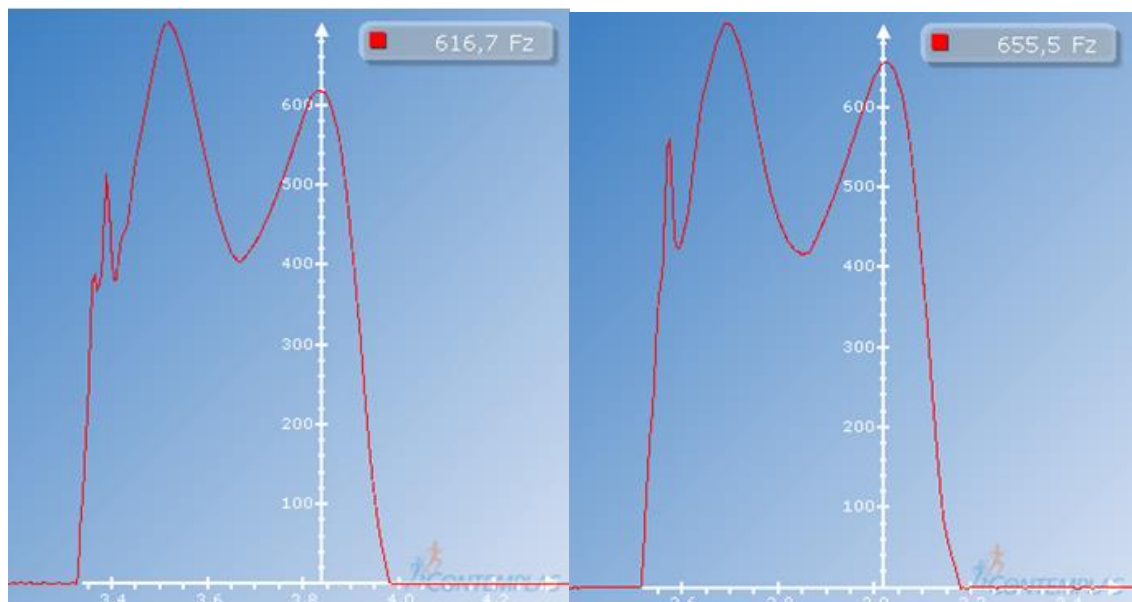
Kävelynvaihe	WalkOn®	Streifyflex™	Viitearvo
Alkukontakti	168,8 <sup>0</sup>	166,4 <sup>0</sup>	180 <sup>0</sup>
Pääöstukivaihe	168,2 <sup>0</sup>	162,8 <sup>0</sup>	177 <sup>0</sup>
Esiheilahdus	129,9 <sup>0</sup>	124,5 <sup>0</sup>	140 <sup>0</sup>



Päätöstukivaiheessa nilkan nivelkulmien mittaustulokset vastasivat viitearvoja (Taulukko 1). Polven kohdalla arvot jäivät alle viitearvon. Ominaisuuksiltaan jäykempi WalkOn erosi Streifyflex-DAFO:n päätöstukivaiheessa, jolloin kanta irtaana alustalta pienemmässä polven fleksiokulmassa (Taulukko 2).

Esiheilahdusvaiheessa nilkan sekä polven nivelkulmat jäivät Streifyflex-DAFO:n kanssa käveltäessä pienemmiksi (Taulukko 1 ja 2). Streifyflex-DAFO:n pienempi nivelkulma viittaa siihen, että se estää voimakkaammin nilkan plantaarifleksiota.

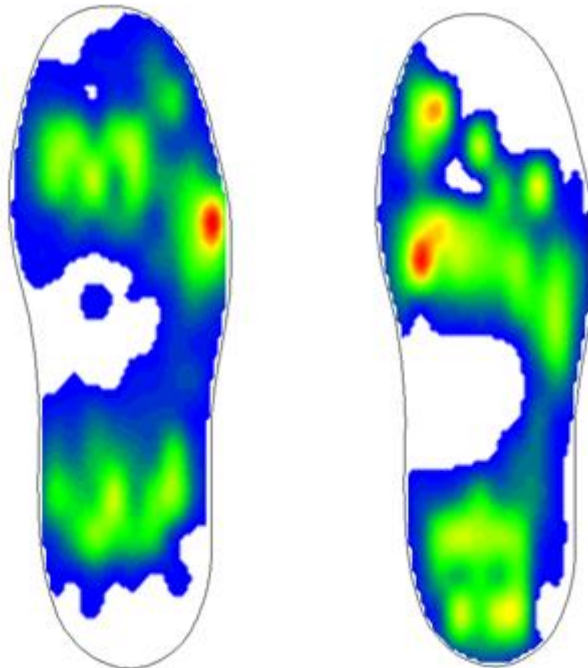
Templon voimalevyanturista saatu data näkyy alla olevassa kuvassa (Kuvio 4). Arvot vastasivat toisiaan diagrammien perusteella, lukuun ottamatta varvastyönön aikana kehoon kohdistuvaa voimaa. Streifyflex-DAFO:lla käveltäessä varvastyönön aikana kehoon kohdistuu suurempi voima kuin WalkOn:lla. Myös alkukontaktin aikana diagrammissa on nähtävissä eroavaisuus. WalkOn:n hiilikuiturakenteen kyky varastoida energiaa sekä jäykempi rakenne vaikuttavat lievään ylös–alas -liikkeeseen, joka näkyy vasemmanpuoleisessa diagrammissa matalana piikkinä ennen ensimmäistä huippua. Voiman kohdistuminen jalkapohjaan alkukontaktivaiheessa epätasaisemmin sekä matala



Kuvio 4. Kehoon kohdistuvat voimat, WalkOn® (vas.) ja Streifyflex™ (oik.)

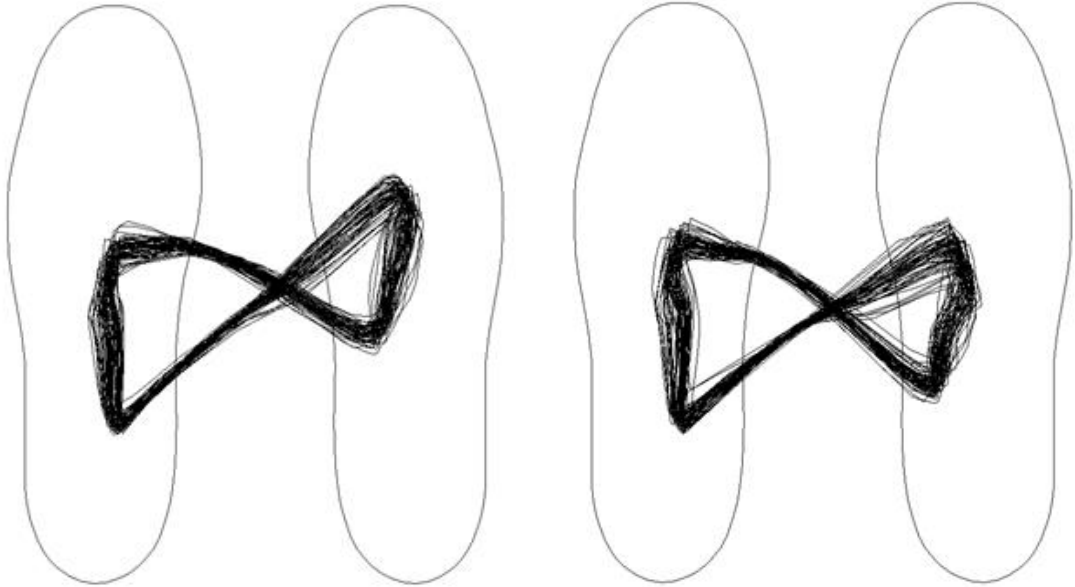
## 6.2 Jalkapohjan kuormittuminen

Medilogicilla keräsimme tietoa jalkapohjan painejakaumasta sekä painokeskipisteen kulusta jalkaterän alueella. Kuvio 5 havainnollistaa oikean jalan korkeimpien paineiden sijainnit. WalkOn:lla korkein paine sijaitsee lateraalireunalla 5. varpaan tyven kohdalla. Streifyflex:stä saatu painejakauma noudattelee normaalin kävelyn lainalaisuuksia, joissa paine kulkee kantapäähän kautta jalkaterän lateraalireunalle ja sieltä edelleen 1. varpaan tyveen.



Kuvio 5. Jalkapohjan painejakaumat. WalkOn® (vas), Streifyflex™ (oik.)

Painokeskipisteen siirtyminen jalalta toiselle eli perhoskuvio. Perhoskuvion muodostamat viivat kuvaavat kävelyn symmetrisyyttä. Toisistaan erillään olevat viivat kertovat kävelyn epäsymmetrisyydestä. Kuviosta 6 näkee, että oikean jalan askelsykli on nopeampi, koska jalkaterän suuntaiset viivat ovat silmämääräisesti tarkastellen lyhyempiä.



Kuvio 6. Perhoskuvio. WalkOn® (vas), Streifyflex™ (oik.)

Taulukosta 3 nähdään, että kävelynopeus sekä askelparin pituudet oli molemmilla ortoosilla käveltäessä samat. Kaksoistukivaiheen kesto ylittää tapauksissa viitearvon huomattavasti, mikä voisi viitata varovaiseen askellukseen. Painokeskipisteen kulku jalkaterän alueella ja siitä saatujen arvojen perusteella voidaan sanoa, että asiakas ei käytä hyväksi koko jalkaterän rullaavuusominaisuutta. Keskijalkaterään kohdistuva kuormitus on WalkOn:n hiilikuiturakenteen vuoksi pieni. Kuvion 4 mukaisesti WalkOn:lla kuormitus on suhteessa enemmän lateraalipuolella kuin mediaalipuolella.

Taulukko 3. Oikean jalan Medilogic mittausten tulokset kahdeksikko –kävelyssä.

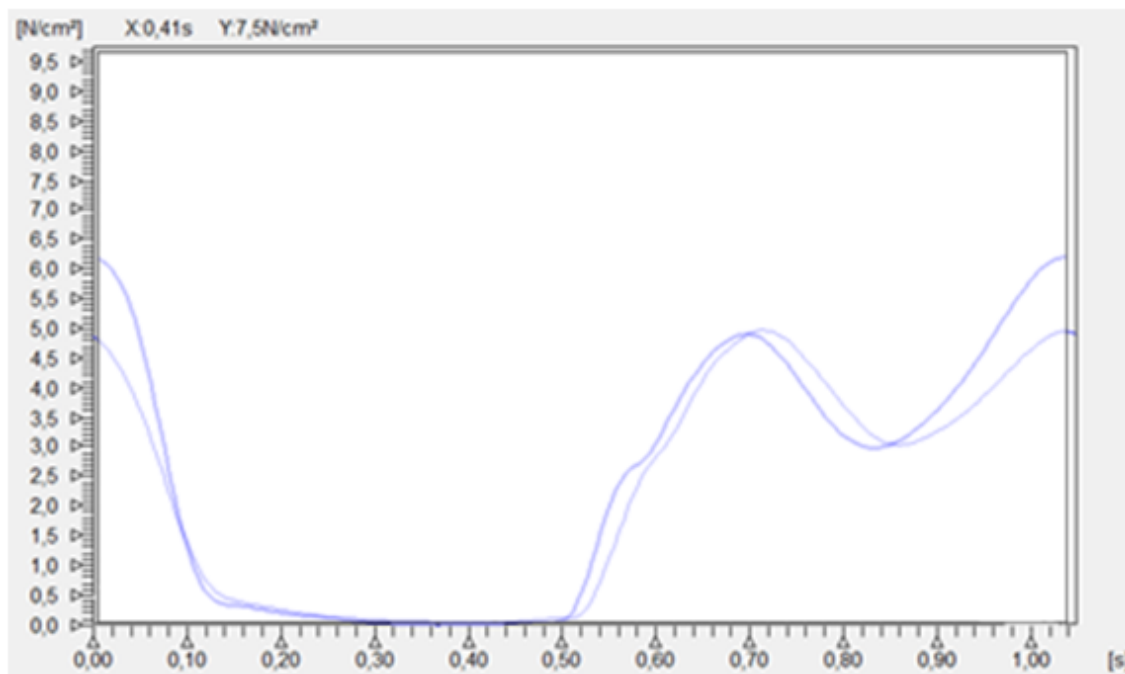
Parametri		Streifyflex™	WalkOn®	Viitearvo
Speed (km/h)	Nopeus (km/h)	5,3	5,3	-
Double Step Length (m)	Askelparin pituus (m)	1,54	1,55	1,45
Double Step Duration (s)	Askelsyklin kesto (s)	1,04	1,05	1,00
Two Leg Stance (% DSD)	Kaksoistukivaihe (% askelsyklistä)	26,50	29,50	19,70
Stancephase Duration (% DSD)	Yhden jalan tukivaihe (% askelsyklistä)	61,50	64,00	59,90
Effective Foot Length (%)	jalan rullaavuusominaisuuksien hyödyntäminen (% jalan mitasta)	54,20	45,50	69,70
Width of Gait Line (%)	Kävelylinjan medio-lateraalin leveys pohjallisen leveydestä (%)	3,40	3,30	3,80
Forefoot (N/cm <sup>2</sup> *s)	etujalkaterä (N/cm <sup>2</sup> *s)	2,49	3,01	2,50
Midfoot (N/cm <sup>2</sup> *s)	keskijalkaterä (N/cm <sup>2</sup> *s)	1,36	0,73	1,50
Heel (N/cm <sup>2</sup> *s)	kantapää (N/cm <sup>2</sup> *s)	3,72	2,97	4,10
Lateral (N/cm <sup>2</sup> *s)	ulkoreuna (N/cm <sup>2</sup> *s)	2,67	2,90	2,80
Medial (N/cm <sup>2</sup> *s)	sisäreuna (N/cm <sup>2</sup> *s)	2,44	1,85	2,70
Overall (N/cm <sup>2</sup> *s)	koko jalkaterä (N/cm <sup>2</sup> *s)	2,52	2,36	2,80

Kuviossa 7 viivat kuvaavat kuinka painokeskipiste on liikkunut jalkaterän alueella kävelyn aikana. Viivojen pituus kertoo, kuinka tehokkaasti kävelijä hyödyntää jalan rullavuusominaisuuksia kävelyssä. Lyhyet viivat viittaavat jalkaterän vajavaiseen käyttöön. Viivojen hajonta on merkki epästabiilista kävelystä.



Kuvio 7. Painokeskipisteen eteneminen jalkaterässä. WalkOn® (vas), Streifyflex™ (oik.)

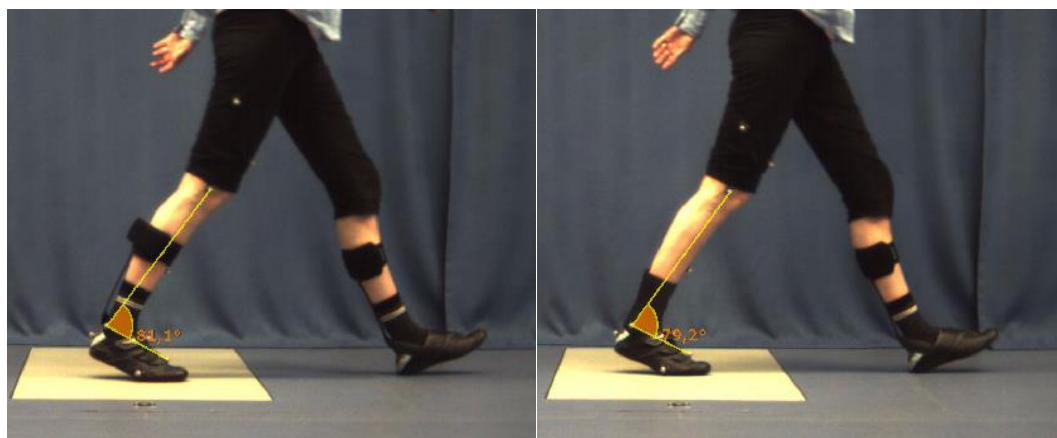
Kuviossa 8 on kuvattuna keskiarvoisen askeleen paineet yhden askelsyklin aikana. Diagrammien käyrät muistuttavat toisiaan. Streifyflex:llä kävellessä esiheilaudusvaiheessa alustaan kohdistuu suurempi paine.



Kuvio 8. Keskiarvoisen askeleen paineet yhden askelsyklin aikana Streifyflex™ tumma viiva, WalkOn® vaalea viiva.

Bregman ym. (2011) tutki AFO:n jäykkyyden vaikutuksia kävelyn energiankulutukseen sekä vaikutuksia kävelyn vaiheisiin laitteella, joka simuloi ihmisen kävelyä. Energiankulutuksen kannalta oli tärkeää löytää optimaalinen jäykkyys, jossa tulisi tapahtua mahdollisimman suuri nilkan plantaarifleksio ennen kontralateraalisen (vastapuolinen alaraaja) alaraajan alkukontaktia. Tällöin kuluisi vähiten energiaa alkukontaktissa ja painopiste siirtyisi optimaalisesti. Jäykin ortoosi ei ollut paras, koska varvastyöntö tapahtui liian aikaisin. Löysemällä ortoosilla vastaavasti ei tapahtunut plantaarifleksio suuntaista liikettä riittävästi. Bregmanin tutkimuksen pohjalta tutkittavan alaraajan nilkassa ei ehdi tapahtua maksimaalista plantaariflexiota, koska mitatut nilkan nivelkulmat ( $81,1^{\circ}$  ja  $79,2^{\circ}$ ) (Kuvio 9.) ovat huomattavasti pienemmät kuin esiheilaudusvaiheessa mitatut nilkan nivelkulmat (Taulukko 1). Tutkimuksen perusteella asiakkaan kävely ei ole ener-

giatehokkainta, koska kaksoistukivaihe on liian pitkä ja paino siirtyy aikaisin vasemmal-  
le jalalle.



Kuvio 9. Nilkan nivelkulmat vasemman jalan alkukontaktivaiheessa. WalkOn® (vas), Streifyflex™ (oik.)

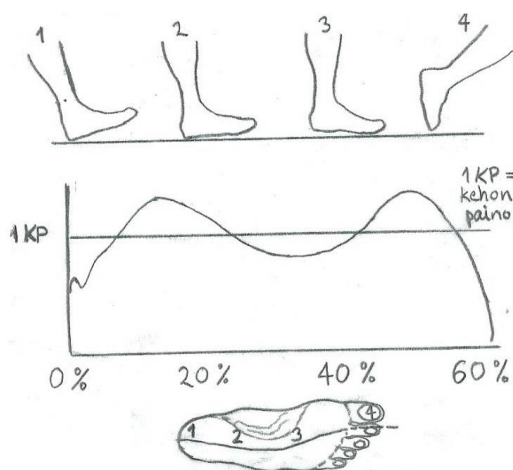
### 6.3 Yhteenveto

Mittauslaitteista saadut tulokset muistuttavat hyvin paljon toisiaan, eikä merkittäviä eroavaisuuksia löytynyt. Vertailimme keskenään Streifyflex-DAFO:n ja WalkOn:n nivelkulmien suuruuksia, joita saimme laskettua alaraajaan kiinnitettyjen markkereiden avulla. Suurimmat erot tulivat esille polven ja nilkan nivelkulmissa. Päätoistukivaihe- sekä esiheilahdusvaiheessa polven nivelkulmien väliseksi eroksi saimme  $>5^{\circ}$ . Streifyflex-DAFO:lla käveltäessä isompi polven fleksiokulma viittaisi tehokkaampaan plantaarifleksion rajoitukseen, joka estää polvea suoristumasta. Plantaarifleksiota rajoittaa jäykempi rakenne tai sitten rakenteellinen eroavaisuus, jossa Streifyflex-DAFO:n mitan otossa tai kipsin muokkauksessa nilkan asento on enemmän dorsifleksiossa. Streifyflex-DAFO:n mittauksista saatu nilkan pienempi nivelkulma esiheilahdusvaiheessa indikoi jäykempää plantaarifleksion rajoittamista tai alhaisempaa plantaarifleksoreiden lihasaktivaatiota. Tällöin asiakas ei käytä aktiivisesti lihaksia vaan tukeutuu enemmän ortoosiin sekä hyödyntää ortoosin vipuvartta kävelyssä.

Voimalevyanturilta esiheilahdusvaiheessa Streifyflex-DAFO:n kanssa saatu korkeampi vastavoima viittaa myös edellä mainittuihin asioihin. Voimalevyanturin tuloksia tukee Streifyflex-DAFO suuremmat arvot keskiarvoisen askeleen paineissa esiheilahdusvaiheen aikana. Lam, Leong, Li, Hu, Lu (2004) tutki kahden erilaisen ortoosin vaikutuksia

kolmentoista CP-vammaisen kävelyyn. Vertailussa oli staattinen korkea AFO sekä perinteinen DAFO, joka ylittää nilkkanivelen yläpuolelle. Tutkimuksessa todettiin, että jäykempi AFO lisää vastavoimia esiheilahdusvaiheessa enemmän kuin matalampi DAFO. WalkOn:n tuloksissa voimalevyanturilla on enemmän epätasaisuutta, joka voi osittain johtua hiilikuiturakenteen adaptoitumisesta alustaan sekä energianvarastoisuudesta. Edellä mainitut ominaisuudet tai alhaisempi kävelynopeus voivat selittää WalkOn:n kanssa voimalevyanturilta saadut pienemmät vastavoimat.

Medilogicilla saaduissa tuloksissa havaittiin eroja keskiarvoisissa paineissa ja painokeskipisteen kulussa. Streifyflex-DAFO:lla paineet muistuttivat normaalia paineja-kaumaa (Kuvio 10.), jossa suurimmat paineet sijaitsevat kantaluun lateraalisivulta lateraalisesti kulki tasaisesti päkiälle ja siitä mediaalipuolelle 1.varpaalle. WalkOn:n paineja-kauma kulki lateraalipuolella ilman siirtymistä mediaalipuolelle 1.varpaalle. Tuloksia tukee myös painokeskipisteen kulku lateralisemmin verrattuna Streifyflex-DAFO:on. Balmaseda, Koozekanani, Fatrehi, Gordon, Tanbonliong (1988) julkaisemassa tutkimuksessa on tutkittu painepisteen kulkua kävelyn aikana. Tutkimuksessa selvisi, että staattinen nilkkaortoosi ohjaa jalkaterän painepisteen kulun lateralisemmaksi kävelyn tukivaiheen aikana. Sen sijaan DAFO mahdollisti nilkan luonnollisemmat liikkeet. Tutkimuksen perusteella näyttäisi, että WalkOn ohjaa jalkaterän toimintaa voimakkaammin lateraalipuolelle, joka voisi johtua kehräsluun päältä kulkevan pylonin vaikutuksesta.



Kuvio 10. Paineen jakautuminen kävelyaskelen aikana.



Painokeskipisteen kulkua on havainnollistettu perhoskuviolla sekä painokeskipisteen kulkua jalkaterällä jäljittelevällä kuviolla. Perhoskuvioissa painokeskipiste siirtyy oikealta alaraajalta nopeammin vasemmalle, joka näkyy lyhyempänä jalkaterän suuntaisena piirtona oikealla alaraajalla. Streifyflex-DAFO:lla painokeskipisteen kulussa on enemmän hajontaa, joka viittaisi ortoosin pienempään jalkaterän ohjaamiseen ja laajemman mediolateraalisen liikkeen sallimiseen. Painokeskipisteen kulussa havainnollistetaan jalkaterän rullausominaisuutta. Molemmilla ortooseilla koko jalkaterän hyödyntäminen jää vajavaiseksi, WalkOn:lla enemmän.

Medilogicilla saadut numeraaliset arvot eivät poikkea toisistaan merkittävästi. Muutaman parametrin kohdalla erot kasvoivat suuremmiksi, jotka myös tukevat tekemiämme havaintoja. Kaksoistukivaiheen kesto askelsyklistä on liian pitkä normiarvoon verrattuna, joka ilmeni nopeampana painonsiirtona kontralateraalille jalalle. Jalkaterän rullaavuusominaisuuksien vajavainen käyttö ilmeni kaksoistukivaiheen pitkän keston lisäksi myös painokeskipisteen kulussa jalkaterän alueella, joka oli molemmilla tuilla käveltäessä normiarvoja pienempi. WalkOn:lla käveltäessä keskijalkaterän paineet jäivät yli puolet normiarvoja pienemmiksi, osasyynä tähän saattaa olla pronaation puute.

Suoritettujen mittauksien sekä niiden analysoinnin perusteella havaitsimme kaksi keskeistä eroa ortoosien ominaisuuksissa. WalkOn:n pyloni sekä pohjallisen jäykkä keski-osa estää jalan pronaatiota ohjaten painokeskipisteen kulun jalkaterän lateraalipuolelle. Streifyflex-DAFO:lla on suurempi plantaarifleksionrajoitus. Opinnäytetyössämme tehtyjen kävelyanalyysien perusteella voimme sanoa, että Streifyflex-DAFO on varteenotettava vaihtoehto WalkOn-ortoosille, koska edellä mainitut asiat eivät vaikuttaneet kävelynopeuteen ja käveltyyn matkaan.

## 7 Pohdinta

Opinnäytetyömme oli tapaustutkimus, jossa tavoitteena oli kuvailla kahden ortoosin välisiä eroja kävelyn aikana. Kävelymittauksista saatuja numeraalisia tuloksia emme käsitelleet tilastollisilla analyysimenetelmillä, vaan pyrimme selittämään mistä tuloksien erilaisuus johtuu.

Mittauksien suunnitteluun olisi pitänyt käyttää enemmän aikaa, sillä kaikkia asioita ei osattu ottaa huomioon etukäteen. Emme osanneet aavistaa, ettei Medilogic-pohjallinen mahdu Streifyflex-DAFO:n sisään. Tästä johtuen saadut mittaustulokset voivat olla hieman vääristyneitä, koska Streifyflex-DAFO jakaa Medilogic-pohjalliseen kohdistuvia paineita. WalkOn:ssa Medilogic-pohjallinen oli jalkaterän ja ortoosin välissä. Markkereiden hankalampaan sijoitteluun ortoosien vuoksi ei ollut varauduttu, ja tämän vuoksi tiettyjen markkereiden oikeasta sijainnista ei voida olla täysin varmoja. Asiakkaan aika-  
taulujen vuoksi kävelymittaukset tuli suorittaa yhtenä päivänä. Mahdollisimman todenmukaisten tuloksien saamiseksi yritimme ehkäistä asiakkaan liiallista väsymistä, jonka vuoksi tulokset saattaisi vääristyä. Teimme mittaukset Templolla vain oikean jalan osumilla voimalevyanturille sekä Medilogic-pohjallisilla tehdyillä mittauksilla jätimme pois eri kävelynopeudet.

Luotettavuuden parantamiseksi mittaukset olisi voinut toistaa useampaan kertaan, jolloin mittausten keskiarvojen avulla olisimme saaneet häivytettyä pienet muutokset tuloksissa. Alaraajaan kiinnitettyjä markkereita oli vaikea sijoittaa, niin etteivät ne liikkuisi kävelyn aikana, jolloin jälkeinpäin tehdyt nivelkulmien mittaukset ja niistä saadut arvot vääristyvät. Nivelkulmien suuruuteen vaikuttaa myös oleellisesti oikean kävelynvaiheen löytäminen videolta, mikä osoittautui silmämääräisesti katsomalla vaikeaksi. Tukena oli voimalevyanturista saatu diagrammi, josta pystyy hahmottaan kävelyn vaiheet. Templolla suoritettuja mittauksia häytti lyhyt kävelymatka, sillä kävely ei ehtinyt täysin normalisoitua ennen voimalevyanturia.

Mittauksissa käytettyjen kävelynanalysointilaitteiden osalta tutkimus on mahdollista toistaa, mutta verrattavia tuloksia ei voi saada asiakkaan etenevästä sairaudesta johtuen. Toistettavuutta ja tuloksien vertaamista hankaloittaa kahdeksikko kävelyssä WalkOn:a puettaessa eteenpäin siirtynyt Medilogic-pohjallinen, jonka vuoksi tuloksia tarkastellessa piti ottaa huomioon jalkaterän suhteen vääressä kohdassa oleva pohjallinen.

Saavutimme opinnäytetyön tavoitteet, saimme kävelymittauksista tuloksia, jotka viittaisivat Streifyflex-DAFO vaikuttavan kävelyyn WalkOn:n tavoin. Kävelyanalysointilaitteiden hyödyntäminen opinnäytetyössä laajensi ammatillista osaamista, helpotti kävelyn analysoimista sekä tuotti havainnollistavaa materiaalia opinnäytetyön tueksi. Lisäksi laitteiden käyttäminen auttoi hahmottamaan, minkälaista numeraalista tietoa kävelystä on mahdollista saada koulun kävelylaboratorion laitteilla.

Kävelymittauksissa saatujen tulosten analysoinnissa keskityttiin selvittämään ortoosien eroavaisuuksia. Rajauksena jätimme pois tulokset vasemmalta alaraajalta, sekä oikean alaraajan polvinivelestä ylöspäin saatavat tulokset. Keskityimme oikean jalan kävelyn analysoimiseen, koska asiakkaalle oli valmistettu Streifyflex-DAFO ainoastaan oikeaan jalkaan sekä ortoosien vaikutukset näkyivät selvimmin. Lisätutkimukseksi ehdotamme, kuinka ortoosit vaikuttavat lonkkaniveleen sekä rotaatio- ja kompensatioliikkeisiin.

Laitteista saadut tulokset eivät poikkea merkittävästi toisistaan. Nivelkulmien tulosten vertailussa keskityimme Streifyflex-DAFO:n ja WalkOn:n vertailuun. Viitearvoja emme verranneet mitattuihin tuloksiin, sillä emme voineet olla varmoja markkereiden oikeista sijainneista ja tämän vuoksi viitearvot pidettiin taulukoissa mukana vain normiarvojen hahmottamiseksi.

Mainitsemisen arvoiset erot tulivat polven ja nilkan nivelkulmissa, polven kohdalla päätöstukivaiheessa sekä esiheilahduksessa ortoosien väliseksi eroksi muodostui yli  $5^{\circ}$ . Streifyflex-DAFO:n kanssa kävellessä nilkan pienempi nivelkulma esiheilahdusvaiheessa viittaa jäykempään plantaarifleksion rajoittamiseen tai korkeampaan lihasaktivaatioon, jota puoltaa myös voimalevyanturilta saatu korkeampi arvo varvastyönnössä sekä Medilogic-pohjallisten korkeampi paine. Asiaan voisi saada selvyden hyödyntämällä EMG -mittausta, jolloin olisi mahdollista päätellä nojautuuko asiakas ortoosiin vai käyttääkö hän enemmän lihasvoimaa. WalkOn:n mediaalinen pyloni ja pohjallisen keskiosan jäykempi rakenne ohjaa jalkaterää enemmän kuin Streifyflex-DAFO, estäen jalkaterän adaptaation tukivaiheessa. Painokeskipiste siirtyy kulkemaan jalkaterän lateraalipuolelle, koska WalkOn:n ominaisuudet eivät salli pronaatiota ja painokeskipisteen kulkua kävelyn normien mukaisesti.

Kävelymittausten avulla tehdyn analyysin perusteella ortoosien kävelyyn vaikuttavat ominaisuudet eivät eroa merkittävästi toisistaan, koska kävelynopeus ja -matka eivät poikenneet toisistaan. Asiakkaan käyttökokemusten perusteella Streifyflex-DAFO:n ja

WalkOn:n välillä ei ole toiminnallista eroa. Ainoat eroavaisuudet on Streifyflex-DAFO:n hiostavuus, mutta parempi käyttömukavuus sekä kosmeettisuus. Opinnäytetyömme tapauksessa voidaan perustella, että Streifyflex-DAFO on hyvä vaihtoehto WalkOn:lle. Lisäksi uudesta materiaalista tehty ratkaisu on työmme pohjalta toimiva, joka voisi edesauttaa Streifyflex-materiaalin leviämistä alaraajaortotiikkaan. Kiitämme yhteistyökumppaniamme Orthonova Oy:tä saamastamme ohjauksesta, opinnäytetyöhön osallistuvan asiakkaan sekä ortoosien tarjoamisesta.

## Lähteet

Ahonen, Jarmo 1998. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Lahti : VK-Kustannus.

Ahonen, Jarmo 2004. Kävely. Teoksessa Liukkonen, Irmeli – Saarikoski, Riitta 2004. Jalat ja terveys. Helsinki: Duodecim. 141-150.

Balmaseda, MT Jr. – Koozekanani SH – Fatrehi, MT – Gordon, PH – Tanbonliong, EC 1988. Ground reaction forces, center of pressure, and duration of stance with and without an ankle-foot orthosis. Ohio State University, Columbus. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 69 (12). 1009-1012. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3214258?dopt=Abstract>>. Luettu 19.2.2013.

Cartwright, N - Glover, S.L. 2009. The impact of silicone ankle foot orthosis (SAFO's) in patients with Charcot-Marie-Tooth (CMT) disease on cadence, balance and falls. Queen Elizabeth Hospital Birmingham, United Kingdom. Neuromuscular Disorders 19 (8-9). 565. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960896609002284#>>. Luettu 10.9.2013.

Johns Hopkins Medicine 2013. Peroneal Nerve Injury (Foot Drop). Verkkodokumentti. <[http://www.hopkinsmedicine.org/neurology\\_neurosurgery/specialty\\_areas/peripheral\\_nerve\\_surgery/conditions/foot\\_drop\\_injury.html](http://www.hopkinsmedicine.org/neurology_neurosurgery/specialty_areas/peripheral_nerve_surgery/conditions/foot_drop_injury.html)>. Luettu 10.9.2013.

Kauranen, Kari – Nurkka, Niina 2010. Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille. Helsinki : Liikuntatieteellinen seura.

Kogler, Geza F. 2007. Materials and Technology. Teoksessa Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Elsevier. 15-34

Lam, W.K. – Leong, J.C.Y. – Li, Y.H. – Hu, Y. – Lu, W.W. 2004. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. Science Direct. Verkkodokumentti. <<http://www4.fct.unesp.br/docentes/fisio/augusto/artigos%20cient%EDficos/Biomechanical%20and%20electromyographic%20evaluation%20of%20ankle%20foot%20orthosis%20and%20dynamic%20ankle%20foot%20orthosis%20in%20spastic%20cerebral%20palsy.pdf>>. Luettu 19.2.2013.

Lassila, Kyösti 2012. Streifyflex™ -muovin soveltuvuus alaraajaortotiikkaan. Theseus. Verkkodokumentti. <[https://publications.theseus.fi/bitstream/handle/10024/49641/Opinnaytetyo\\_Kyosti\\_Lassila.pdf?sequence=1](https://publications.theseus.fi/bitstream/handle/10024/49641/Opinnaytetyo_Kyosti_Lassila.pdf?sequence=1)>. Luettu 18.2.2013.

Lin, Robert S. 2007 Ankle-Foot Orthoses. Teoksessa Lusardi, Michelle M. – Nielsen Caroline S. (toim.): Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. Second Edition. St. Louis: Elsevier. 219.

Liukkonen, Irmeli – Saarikoski, Riitta 2004. Jalat ja terveys. Helsinki: Duodecim.

Medilogic Manual 2012. Manual medilogic. Verkkodokumentti.

<[http://www.medilogic.com/uploads/media/medilogic\\_manual.pdf](http://www.medilogic.com/uploads/media/medilogic_manual.pdf)>. Luettu 4.4.2013.

Otto Bock. Käyttöohjeet. 2013. Verkkodokumentti.  
<[http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob\\_com\\_en/hs.xsl/3306.html?id=4702#t4702](http://www.ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/3306.html?id=4702#t4702)>.  
Luettu. 18.04.2012

Orthonova Oy. n.d. Tuotteet. Verkkodokumentti.  
<<http://www.orthonova.fi/tuotteet.php?l=1&p=3&id=310>>. Luettu 13.11.2013.

Terveyden ja Hyvinvoinnin Laitos 2013. Ortoosit. Verkkodokumentti.  
<[http://www.thl.fi/fi\\_FI/web/fi/tutkimus/tyokalut/oppimateriaali/kuntoutusala/ortoosit](http://www.thl.fi/fi_FI/web/fi/tutkimus/tyokalut/oppimateriaali/kuntoutusala/ortoosit)>.  
Luettu 30.9.2013.

Perry, Jacquelin – Burnfield, Judith M. 2010. Gait Analysis : normal and pathological function, Second Edition. Thorofare, NJ : SLACK Incorporated.

Phillips, Margaret F – Robertson, Zoe – Killen, Brian – White, Barney 2011. A pilot study of a crossover trial with randomized use of ankle-foot orthoses for people with Charcot-Marie-Tooth disease. SAGE. Verkkodokumentti.  
<<http://cre.sagepub.com/content/early/2011/11/15/0269215511426802>>. Luettu 15.10.2013.

Romkes, Jacqueline – Brunner, Reinald 2001. Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. University of Limerick. Verkkodokumentti.  
<[http://www.ecestudents.ul.ie/Course\\_Pages/MSc\\_BMe/dynamic%20and%20hinged%20PDF.pdf](http://www.ecestudents.ul.ie/Course_Pages/MSc_BMe/dynamic%20and%20hinged%20PDF.pdf)>. Luettu 19.2.2013.

Streifeneder 2013 A. Brochures & Flyers. Verkkodokumentti.  
<[http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=586&no\\_cache=1&L=2&tx\\_abdownloads\\_pi1%5Baction%5D=getviewclickeddownload&tx\\_abdownloads\\_pi1%5Buid%5D=306&tx\\_abdownloads\\_pi1%5Bcid%5D=1270](http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=586&no_cache=1&L=2&tx_abdownloads_pi1%5Baction%5D=getviewclickeddownload&tx_abdownloads_pi1%5Buid%5D=306&tx_abdownloads_pi1%5Bcid%5D=1270)> Luettu 12.4.2013.

Streifeneder 2013 B. Materials and Equipment. Verkkodokumentti.  
<[http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=272&no\\_cache=1&L=2&tx\\_abdownloads\\_pi1\[action\]=getviewclickeddownload&tx\\_abdownloads\\_pi1\[uid\]=73&tx\\_abdownloads\\_pi1\[cid\]=325](http://www.gmbh.streifeneder.de/index.php?id=272&no_cache=1&L=2&tx_abdownloads_pi1[action]=getviewclickeddownload&tx_abdownloads_pi1[uid]=73&tx_abdownloads_pi1[cid]=325)> Luettu 12.4.2013.

Suostumuslomake malli

**Metropolia Ammattikorkeakoulu****Suostumuslomake****Opinnäytetyö Streifyflex™ -DAFOn käytettävyydestä asiakkaalla**

Hyvä asiakas,

Pyydämme teitä osallistumaan Metropolia Ammattikorkeakoulun apuvälinetekniikan-opiskelijoiden tekemään opinnäytetyöhön, jonka aihe käsittelee Streifyflex™ -muovista valmistetun DAFOn käytettävyyttä. Tutkimukseen etsimme henkilöä, jolla on kävelyssä riippuniilikka-oireita. Teemme opinnäytetyön Metropolia Ammattikorkeakoululle yhteistyössä Orthonova Oy:n kanssa. Opinnäytetyön tarkoituksena on saada kliinistä näyttöä sille, että Streifyflex™ -DAFO on korvaava sekä kustannustehokkaampi vaihtoehto SAFOLle.

Annan suostumukseni haastattelun, havainnoinnin sekä kävelyanalyysilaitteiden avulla saadun tiedon käyttöön opinnäytetyössä sekä opinnäytetyön julkaisuun Theseus-tietokannassa.

Kaikki tiedot käsittelemme luottamuksellisesti, eikä henkilöllisyys ilmene tuloksista.

Tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista ja siitä on oikeus kieltäytyä milloin tahansa syytä ilmoittamatta.

Tutkittavan allekirjoitus \_\_\_\_\_

Nimen selvennys \_\_\_\_\_

Paikka ja aika \_\_\_\_\_

Apuvälinetekniikkaopiskelijat

---

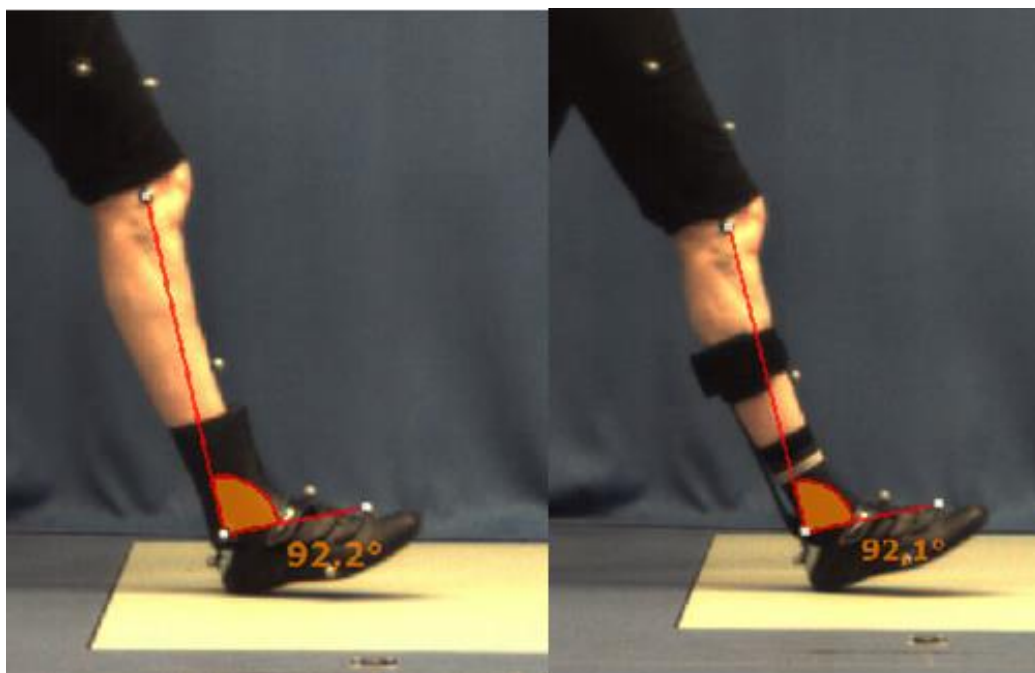
Aki Aalto

---

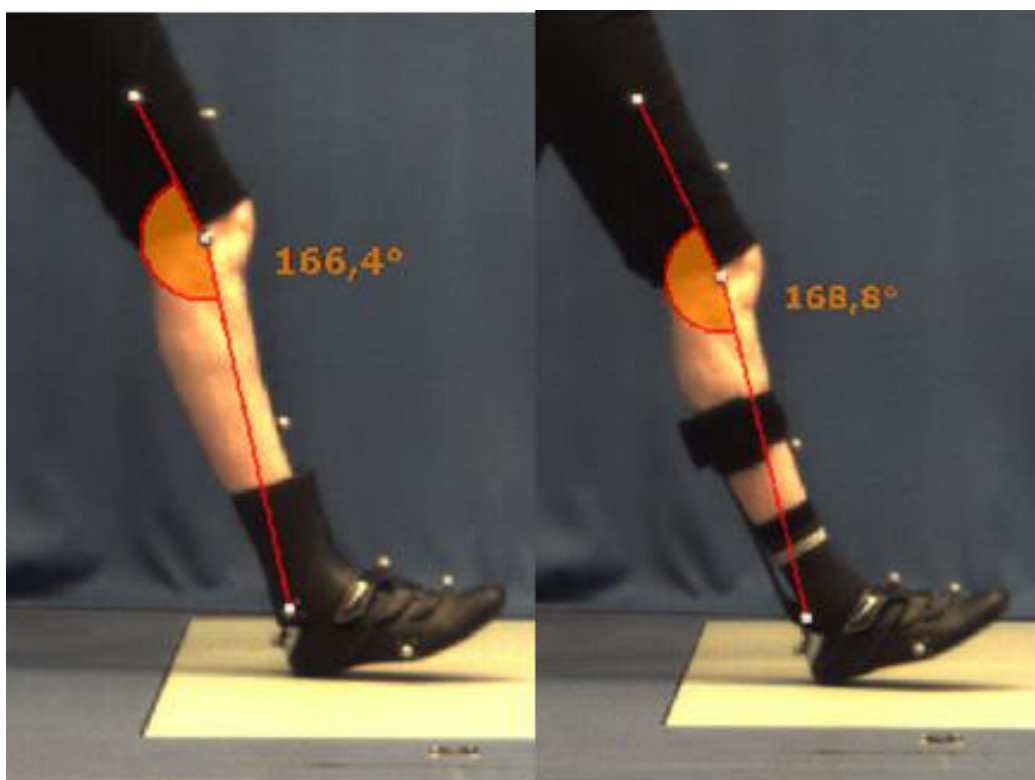
Teemu Janhunen

Nilkan ja polven nivelkulmat alkukontaktivaiheessa

**Nilkan nivelkulmat alkukontaktissa**



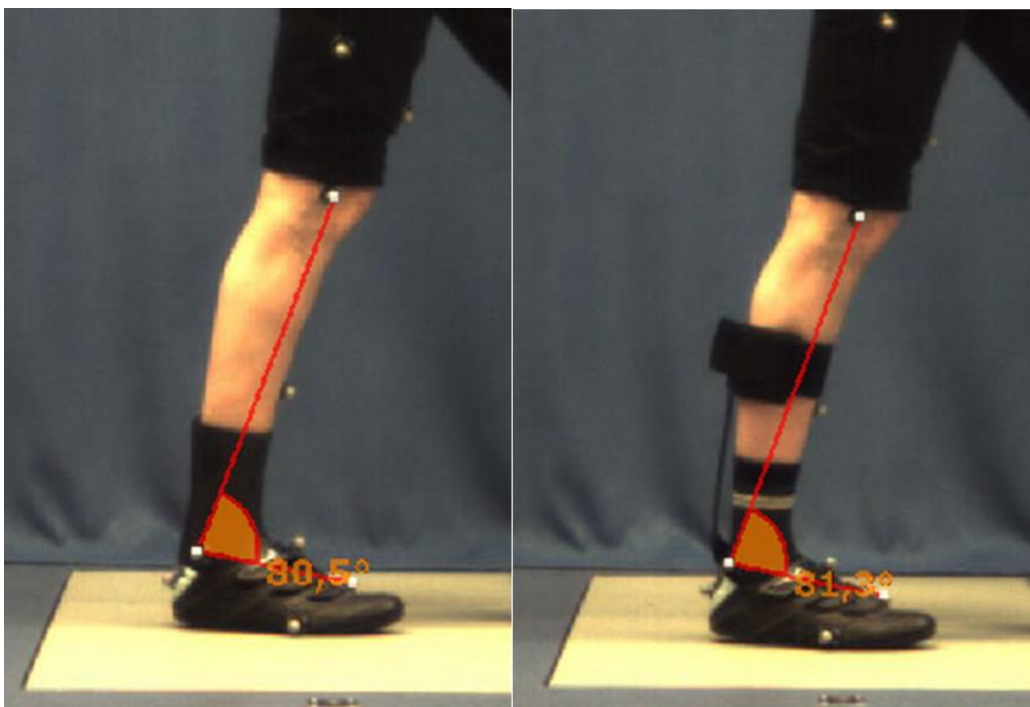
**Polven nivelkulmat alkukontaktissa**



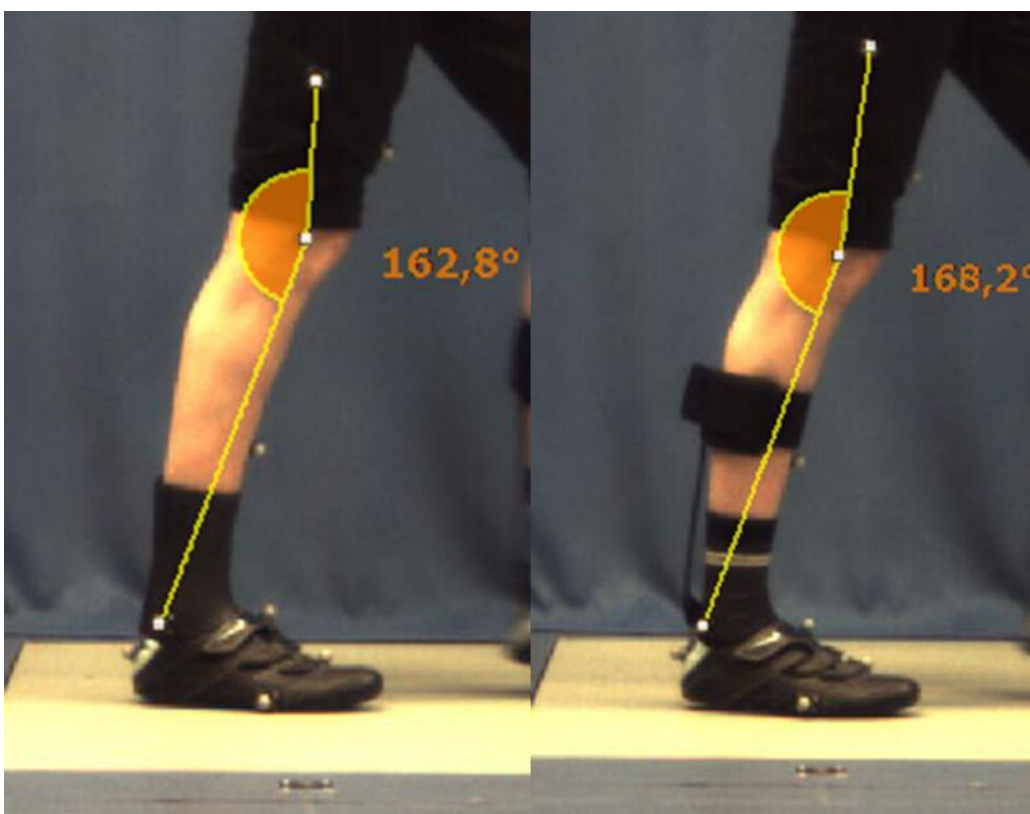


Nilkan ja polven nivelkulmat päätöstukivaiheessa

**Nilkan nivelkulmat päätöstukivaiheessa**

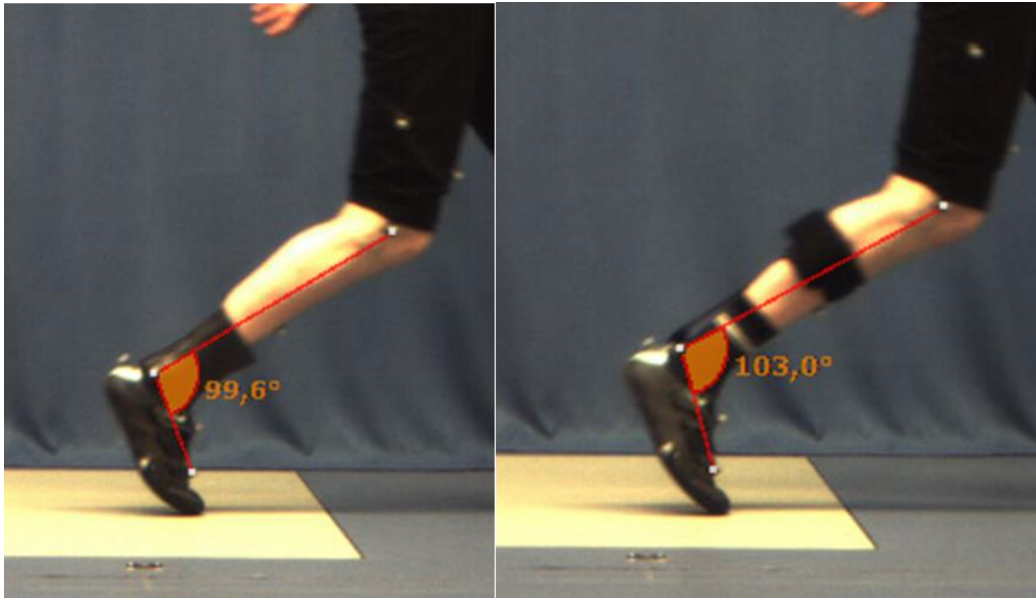


**Polven nivelkulmat päätöstukivaiheessa**



Nilkan ja polven nivelkulmat esiheilahdusvaiheessa

**Nilkan nivelkulmat esiheilahdusvaiheessa**



**Polven nivelkulmat esiheilahdusvaiheessa**

