

Ville Saari

Nilkkaortoosien käyttö ja säädettävyys

Systemaattinen kirjallisuuskatsaus

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Apuvälineteknikko

Apuvälinetekniikka

Opinnäytetyö

14.6.2016

Tekijä(t) Otsikko	Ville Saari Nilkkaortoosien käyttö ja säädettävyys
Sivumäärä Aika	45 sivua + 1 liite 14.6.2016
Tutkinto	Apuvälinetekniikka (AMK)
Koulutusohjelma	Apuvälinetekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Apuvälineteknikko
Ohjaaja(t)	Tutkintovastaava Toni Nisula Lehtori Tomi Nurminen VTL Päivi Kaljonen
<p>Opinnäytetyön tavoitteena on koota yhteneviä piirteitä tutkimuksista, jotka käsittelevät nilkkaortoosien käyttöä ja testaamista. Menetelmänä on systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tulosten perusteella huomioidaan esiintyvät ja yhtenevät asiat. Oletuksena on saada selville, miten säätelyä tehdään ja millä tavoin sitä käytetään esiintyviin kävelyn ongelmiin. Tutkimuskysymykset: Mitä poikkeavan kävelyn ongelmaa hoidetaan nilkkaortoosilla? Miten muutokset kävelyssä saadaan aikaan? Mitä muutoksia saatiin aikaan käytetyillä työmenetelmillä?</p> <p>Tutkimuksien haku toteutettiin systemaattisen kirjallisuuskatsauksen avulla. Haku tehtiin internetissä olevien hakupalvelujen avulla. Löydetyt tutkimukset rajattiin koskemaan nilkkaa ja sen säätöä. Löydettyjä yhdeksää tutkimusta vertailemalla saatiin tietoa aiheesta. Tutkimuksissa huomio kiinnitettiin sagittaalisen tason liikkeisiin. Tässä opinnäytetyössä huomio kiinnitetään näiden tutkimuksien osalta nilkan ja polven muutoksiin opinnäytetyön aiheen tiimoilla.</p> <p>Tutkimuksien kävelynanalyysin menetelmät olivat hyvin yhtenevät, laitteistoinen ja mittauskohteinen. Kohderyhminä tutkimuksissa toimi halvauspotilaita sekä cp-lapsia. Nilkkaortoosin käyttö oli tehokasta kävelyn ongelmien korjaamiseksi. Nilkkaortoosin säätötapana käytettiin toistuvasti kantakulmia säärikulman (SVA) säätämiseksi ja maan vastavoiman (GRF) suuntaamiseksi, kävelyä parantaen. Vastaavasti näiden tekijöiden (SVA & GRF) avulla seurattiin myös kävelyn ominaisuuksia ja muutoksia. Nilkkaortoosin pohjan tai pohjallisen koivuuteen kiinnitettiin myös huomio, sen vaikuttaessa kävelyn muuttujiin. Tutkimuksissa SVA:n säätöä käytettiin usein korjaamaan polven toimintaa. Nilkan muutokset nilkkaortoosin käytöllä ja säädöllä painottuivat sisäisiin momentteihin. Kahdessa tutkimuksessa vertailtiin myös 3D-kävelyanalyysejä perinteisempiin menetelmiin.</p> <p>Systemaattinen kirjallisuuskatsaus tuotti yhtenevää tietoa nilkkaortoosin käytöstä ja säädettävydestä. Säärikulman (SVA) käyttö säätöön ja seurantaan oli toistuvaa ja tuloksellista. Tutkimuksissa mainittiin yleiseksi ongelmaksi nilkkaortoosien määrittelyn puute tutkimusmaailmassa. Myös työmenetelmien kuvailun puute oli tunnistettu ongelma. Kohderyhmien koon kasvattaminen ja seurannan pidentäminen tuli esille suosituksissa jatkotutkimusaiheista. Lisäksi katsauksen tuloksena voidaan kiinnittää huomio nilkkaortoosien määrittelyyn tutkimuksissa, kohderyhmien kokoon ja seurannan pituuksiin sekä 3D-kävelyanalyyseilaitteistojen saatavuuteen ja kustannustehokkaampiin käytännön vaihtoehtoihin.</p>	
Avainsanat	nilkkaortoosi, afo, käyttö, säätö, säädettävyys, systemaattinen, kirjallisuuskatsaus, säärikulma, sva, kävelyanalyysi

Author Title	Ville Saari Tuning and Usage of Ankle Foot Orthosis
Number of Pages Date	45 pages + 1 appendix Spring 2016
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Prosthetics and Orthotics
Specialisation option	Prosthetics and Orthotics
Instructors	Toni Nisula, Senior Lecturer Tomi Nurminen, Senior Lecturer Päivi Kaljonen, Lic. Soc. Sc.
<p>The aim of this thesis was to find similarities from researches that study the usage and tuning of ankle foot orthosis (AFO). Systematic literature review was made of the subject, and its results were examined as to find similarities and other presented issues. Assumption was to find out how tuning is done and how it is utilized to correct disorders in gait. Research questions were: What gait disorders are corrected with AFO? How are the corrections made? What changes were achieved by the working methods that were used?</p> <p>Systematic literature review was used to search the studies and it was made by using search engines on the internet. Studies considering ankle and its tuning were included. Information on the subject was acquired by comparing the nine studies found. In the studies focus is on movement of leg and joints in sagittal-plane, and in this thesis attention is paid to changes of ankle, knee and shank.</p> <p>Similarities were found in gait analysis, in equipment and in targets of measurements. Subjects of studies were stroke patients and children with cerebral palsy. Using AFOs was effective in correcting gait disorders. Heel wedges were repeatedly used to tune shank-to-vertical-angle (SVA) that sorted the ground reaction force vector (GRFV) in order to correct gait. Quality and variables of gait were also monitored by using SVA and GRFV. Stiffness of sole in the AFO was a noted factor, since it affected the variables of gait.</p> <p>In studies SVA was often used to correct function of knee. Changes in ankle occurred mainly in internal moments. Two studies focused on comparing 3D-gait analysis with more traditional methods.</p> <p>Systematic literature review produced consistent information on the usage and tuning of AFO. Utilizing SVA as a tool in both tuning and monitoring was constant and profitable. Lack of description of AFOs and tuning methods were considered as a problem in some studies. Having larger subject groups, and prolonging the time that subjects are monitored were recommended in the studies. In addition as a result of this thesis, future attention can be paid to the description of AFOs in studies, the size of the subject groups and monitoring periods, and the accessibility and cost-effective alternatives to 3D-gait analysis systems.</p>	
Keywords	ankle foot orthosis, AFO, usage, tuning, systematic, literature review, shank to vertical angle, SVA, gait analysis

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Keskeiset käsitteet	2
2.1	Nilkkaortoosi (AFO)	2
2.2	Kävely	3
2.3	Nilkan vaikuttavat lihakset	8
2.4	Polveen vaikuttavat lihakset	10
2.5	Kävelynanalyysi	13
2.6	Säärikulma (SVA)	14
2.7	Maan vastavoima (GRF)	15
2.8	Ekstension ja fleksion, sisäiset ja ulkoiset momentit	16
2.9	Kävelyssä esiintyvät ongelmat	16
2.9.1	Halvaus ja kävely	17
2.9.2	CP	19
3	Systemaattinen kirjallisuuskatsaus	22
3.1	Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen rakenne	22
3.2	Haun tekeminen	23
4	Kirjallisuuskatsauksen toteuttaminen	24
4.1	Hakukoneet, hakusanat ja tutkimuskysymykset	24
4.2	Otsikoiden ryhmittely	26
4.3	Valitut tutkimukset ja niiden käsittely	27
5	Kirjallisuuskatsauksen keskeinen sisältö	29
5.1	Tutkimusten tutkimuskysymykset ja kohderyhmät	29
5.2	Tutkimusten työmenetelmät	32
5.3	Tutkimusten tulokset	34
6	Johtopäätökset tutkimustuloksista	38
7	Tutkimuksen luotettavuuden pohdinta	41
8	Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen arviointi	42
	Lähteet	44

Liite	1
Tutkimuksien tiivistelmät	1
Tutkimus 1	1
Tutkimus 2	2
Tutkimus 3	4
Tutkimus 4	5
Tutkimus 5	7
Tutkimus 6	9
Tutkimus 7	12
Tutkimus 8	13
Tutkimus 9	16

1 Johdanto

Opinnäytetyön tavoitteena on koota yhteneviä piirteitä tutkimuksista, jotka käsittelevät nilkkaortoosien käyttöä ja testaamista. Tutkimuksien tarkastelussa rajataan alue nilkan ja polven asennon muutoksiin. Aiheesta tehdään systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja tarkastellaan, mitä samankaltaisuuksia niistä löytyy. Näin saadaan oletettavasti selville mihin tekijöihin on kiinnitetty huomio ja mikä koetaan nilkkaortoosien käytössä ja testauksessa tärkeäksi.

Nilkkaortooseja on käytetty jo vuosia hoitokeinoina alaraajojen ongelmiin. Nilkkaortoosien käytöstä on selkeitä seurauksia ihmisten elämään, niiden avustaessa kävelyssä. Esim. halvauspotilaille nilkkaortoosista on suuresti hyötyä, niiden tukiessa toimintoja joita lihakset eivät enää voi hoitaa. Apuvälineteknikon työelämässä nilkkaortooseja käytetään paljon ja niiden säätely on osa arkipäivää. Siitä miten säätelyä tehdään ja millä tavoin sitä käytetään, ei ole yksityiskohtaisesti ihan selvää tai yhtenevää.

Tieto nilkkaortoosien käytöstä ja tutkimisalan kiinnostuksesta auttaa terveydenalan ammattilaisia, erityisesti apuvälineteknikkoja, kehittämään työsuorituksiaan nilkkaortoosien säädön ja seurannan osalta. Opinnäytetyöstä tulee syventävä työ nilkkaortoosien käytön osa-alueisiin. Ja tutkimuksissa esiintyvä yksityiskohtainenkin tieto avaa aiheen seikka-peräisiä osa-alueita.

Opinnäytetyön käsittelemissä tutkimuksissa (ks. liite Tutkimuksien tiivistelmät) nilkkaortoosien käyttöä ja ominaisuuksia tutkitaan kävelyanalyysin kautta. Seurattavia muutoksia ovat mm. nivelten toiminta ja raajojen asennot, sekä kävelyn mitattavia tuloksia kuten nopeus, askeltiheys ja askelväli. Näiden keinojen kautta selvitetään kunkin tutkimuksen ongelmakohtia joihin tehdään mahdolliset interventiot, jotka taasen vaikuttavat esim. virheellisen kävelymallin korjaamiseen. Interventiona käytetään tämän opinnäytetyön tutkimuksissa nilkkaortoosia. Jalan liikkeiden seuranta keskittyy sagittaalisen tason muutoksiin.

Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen kautta ja siihen käytettävien hakusanojen avulla, on tarkoitus löytää tutkimuksia jotka rajoittuvat nilkkaortoosin käyttöön ja sen säätöön.

2 Keskeiset käsitteet

2.1 Nilkkaortoosi (AFO)

Nilkkaortoosista käytetään ammattikielessä yleisesti lyhennettä AFO (ankle foot orthosis). AFO on ortoosi jolla tuetaan ja korjataan nilkan asentoa sekä liikettä, ja jolla voidaan vaikuttaa polven toimintaan.

Puolet halvauksesta selvinneistä kärsii liikkeiden vajaavaisuudesta. Jotta saavuttaisimme parempia tuloksia, tulee meidän ymmärtää paremmin liikettä haittaavia mekanismeja. Tarvitsemme parempia käytäntöjä apuvälinetarpeen määrittelemiseksi ja niiden optimaalisen toiminnon saavuttamiseksi. AFO on apuväline jota yleisesti käytetään kävelyn parantamiseksi halvauksen jälkeen. Useat tarjolla olevat mallit tarjoavat tukea ja asennon hallintaa, kompensoimaan lihasten heikkoutta ja näin torjutaan lihasten epänormaalia kehitystä. (Choi - Bjornso - Fatone 2015.)

Hemiplegiassa (toispuolihalvaus) jalka kadottaa tai menettää osan voimastaan ja jalkaterää ei voida kontrolloida tarpeeksi, jolloin se roikkuu ja haittaa kävelyä. AFO voi tukea jalkaa niin, että se ei roiku ja ainakin tältä osalta ehkäisee virheellistä kävelymallia. Tähän sopii myös kevytrakenteinen hiilikuidusta valmistettu peroneustuki. Vahvempirakenteisella lämpömuovista valmistettavalla AFO:lla voidaan vaikuttaa isompiin kävelyvirheisiin ja jalan virheasentoihin. AFO:lla voidaan vaikuttaa kevyempirakenteisia tukia enemmän jalan toimintoihin, ja sillä voidaan tukea jalkaa vahvemmin toiminnallisten tai rakenteellisten poikkeuksien ollessa kyseessä.

Varsinkin englanninkielisissä yhteyksissä käytössä olevaan lyhenneyhdistelmään AFO-FC (ankle foot orthosis - footwear combination) törmää yleisesti. Termi yhdistää AFO:n kokonaisuuteen kengät. Kenkiin voidaan tehdä muutoksia, jotka vaikuttavat myös AFO:n toimintaan.

Esimerkiksi tämän opinnäytetyön käsittelemissä tutkimuksissa esiintyvä kannankorotus on käytössä oleva jalkineisiin tehtävä muutostyö. Sillä pyritään vaikuttamaan säärikulmaan (SVA). Kannan korotus voidaan tehdä AFO:on tai kenkään. Opinnäytetyön käsittelemissä tutkimuksissa ei ole aina kerrottu kumpaan näistä kantakulmien lisäys on tehty.

AFO:n käytön yhteydessä voidaan käyttää myös pohjallisia, niillä vaikutetaan jalkapöydän rakenteellisiin ominaisuuksiin ja sitä kautta ohjata jalan asentoa ja toimintaa kävelyssä, esim. jalkaholvin korotus lattajalassa. Varsinkin jäykempimuovisissa AFO:issa sisäpuolella on pehmeämpiä rakenteita tukemassa jalkaa, tai mahdollisesti pohjallinen myötäilemään jalkapöydän rakenteita ja tukemaan niitä hienovaraisemmin, kuin kova lämpömuovi. AFO:n yksi pääasiallinen vaikutuskohde on nilkkanivelen toiminta, jäykkämuovinen AFO voi myös tukea jalkapöydän rakenteita.

AFO:ssa voi olla nivelrakenteita suuntaamaan nilkkanivelen toimintaa, mutta tässä opinäytetyössä käsiteltävissä tutkimuksissa AFO:t ovat jäykkämuovisia ilman niveltä, ellei toisin ole mainittu (ks. kuvio 1).



Kuvio 1. Peroneustuki ja lasten AFO. (Truelife; Soleus Proteor)

2.2 Kävely

Kävely koostuu moninivelisten jäsenien toistuvasta liikesarjasta, joka liikuttaa kehoa eteenpäin ja pitää yllä tasapainoa. Toisen jäsenen toimiessa liikkeen tukipisteenä, toinen liikkuu uuteen tukipistepaikkaan, ja jäsenien rooli vaihtuu. Siirtymävaiheessa, kun molemmat jalat koskevat maata, kehon paino siirtyy etenevälle jalalle. Tämä toimintaketju on nimeltään askelsykli. (Perry - Burnfield 2010: 3-4.)

Edellä mainitut kävelyn vaiheet näkyvät esitettynä kuviossa 2.

Liikesarja itsessään soljuu katkeamattomana ketjuna ja jatkuvana liikkeenä. Yleisesti askelsyklin aloituspisteenä on käytetty alkukontaktia (initial contact). Normaalilla yksilöllä alkukontaktissa alustaa koskettaa ensimmäisenä kantapää. Kuitenkin on poikkeuksia joiden termin neutraalius johtuu tästä. (Perry - Burnfield 2010: 4.)

Askelsykli (gait cycle) on jaettu kahteen vaiheeseen: tukivaihe (stance) ja heilahdusvaihe (swing). Tukivaiheessa jalka koskettaa alustaa, alkaen alkukontaktista. Heilahdusvaihe alkaa, kun jalka irtoaa alustasta (toe-off), ja jatkuu sen ajan kun jalka on irti alustasta alkukontaktiin asti. (Perry - Burnfield 2010: 4.)

Tukivaihe on jaoteltu 3 jaksoon, sen mukaan miten kumpikin jalka koskettaa alustaa: alkukaksoistukivaihe (initial double limb stance), yhden jalan tukivaihe (single stance), loppukaksoistukivaihe (terminal double limb stance). Alkukaksoistukivaihe alkaa alkukontaktista. Yhden jalan tukivaihe alkaa kun vastakkainen jalka on nostettu heilahdukseen, tällöin kehon koko paino on yhden jalan varassa. Loppukaksoistukivaihe alkaa toisen heilahduksessa olevan jalan alkukontaktista ja loppuu, kuten alkutukivaihekin, tukivaiheessa olleen jalan alustasta irtoamiseen. (Perry - Burnfield 2010: 4.)

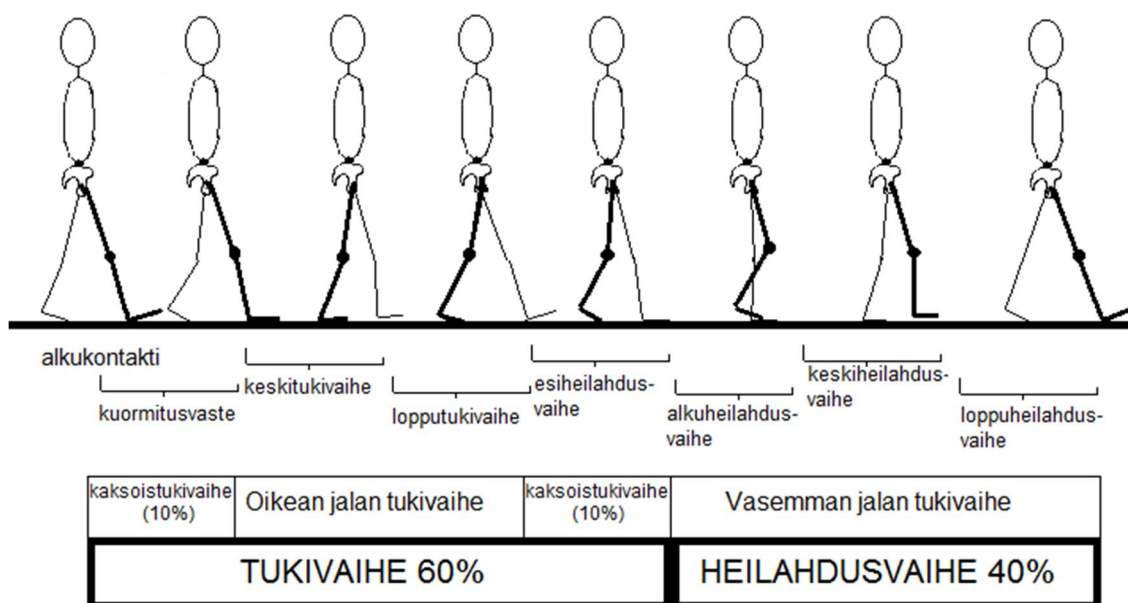
Heilahdusvaihe jakaantuu kolmeen osioon. Esiheilahdus edeltää ensimmäistä osiota, alkuheilahdusta, joka alkaa kun jalka irtoaa alustasta. Alkuheilahdus kestää 1/3 koko heilahdusvaiheesta ja loppuu, kun heilahtava jalka on sagittaalisessa tasossa rinnan tukijalan kohdalla. Keskitukivaihe alkaa alkuheilahduksen lopusta ja loppuu, kun heilahtava jalka on tukijalan edessä, ja tibia on vielä vertikaalissa eli pystysuorassa. Loppuheilahdusvaihe jatkaa tästä ja lopettaa heilahdusvaiheen, kun jalka koskettaa lattiaa. (Perry - Burnfield 2010: 13-16.)

Heilahdusvaiheen osiot ovat keskenään saman suuruisia verrattuna niiden osuuksiin askelsyklistä.

1. Alkuheilahdus (väliltä 62-75 % kokonaisaskelsyklistä) 13%
2. Keskiheilahdusvaihe (väliltä 75-87 % kokonaisaskelsyklistä) 12%
3. Loppuheilahdusvaihe (väliltä 87-100 % kokonaisaskelsyklistä) 13%

Normaali kävelysykli jakaantuu 60% tukivaiheeseen ja 40% heilahdusvaiheeseen. Kävelynopeuden kasvaessa vaiheiden kesto ajallisesti vähenee, mutta tukivaiheen kesto

kasvaa suhteellisesti heilahdusvaiheeseen. Kun on päästy sellaiseen nopeuteen, että kaksoistukivaihetta ei enää ilmene, niin on siirrytty kävelystä juoksuun. (Perry - Burnfield 2010: 4-6.)



Kuvio 2. Kävelyn vaiheet.

Tukivaihe:

1. Alkukontakti (0-2% askelsykleistä)
2. Kuormitusvaste (2-12% askelsykleistä)
3. Keskitukivaihe (12-31% askelsykleistä)
4. Päätetukivaihe (31-50% askelsykleistä)
5. Esiheiladusvaihe (50-62% askelsykleistä)

Tukivaihe jakaantuu viiteen eri osioon. Kaksi ensimmäistä vaihetta ovat kävelysyklin haastavin hetki. Iskunvaimennus, alustava raajan stabiliteetti ja eteenpäin tapahtuvan liikkeen säilyttäminen ovat keskeisiä tekijöitä kehon painon liikkua äkillisesti jalalta toiselle. Tukipisteenä toimii kantapää joka siirtää painoa keinumaisesti kohti jalkaterää (heel-rocker). (Perry - Burnfield 2010: 10.)

Alkukontaktivaiheessa kantapää koskee lattiaan, ja painon siirto tälle jalalle alkaa siitä. Paino varautuu jalalle lisää kuormitusvasteeseen siirryttäessä, tällöin toinen jalka on jo

alkuheilahdusvaiheessa. Painon ollessa jo varaavalla jalalla keskitukivaiheessa, yläruumis siirtyy varaavan jalan tasalle sivusta katsottuna ja päätetukivaiheessa keho alkaa siirtymään tukevan jalan suhteen edelleen eteenpäin. Esiheilahdusvaiheessa varaava jalka työntää kehoa eteenpäin toisen jalan ollessa jo kuormitusvasteessa. (Perry - Burnfield 2010: 13-14.)

1. *Alkukontakti (Initial Contact)* (ks.kuvio 2) vaihe alkaa heti kun jalka koskettaa lattiaa, tämä vaihe aloittaa painon siirtymisen varaavalle jalalle. Lonkka on fleksoitunut, polvi on suorana ja nilkka dorsifleksoitunut neutraaliin kulmaan. Aikaisempi termi kantaisku on korvattu, koska esimerkiksi halvauspotilailla koko jalkapohja koskettaa tässä vaiheessa lattiaa, joten termi on ollut hämäävä. (Perry - Burnfield 2010: 10.)

2. *Kuormitusvaste (Loading Response)* (ks.kuvio 2) jatkaa alkukontaktista ja loppuu siinä vaiheessa kun vastakkainen jalka irtoaa lattiasta. Kehon paino siirretään varaavalle jalalle. Kantapään luoma keinuliike fleksoi polvea, tämä pehmentää kuormitusta iskuvaimentimen tapaan. Nilkka tekee plantarifleksion, jolloin jalkaterä saa kontaktin alustaan ja jakaa kantapäähän kohdistuvaa rasitusta. (Perry - Burnfield 2010: 10-11.)

Tässä opinnäytetyössä ilmaantuva lyhenne ja termi IDSF (Initial drop speed of foot) ilmaisee kantapään kontaktin jälkeen tapahtuvaa jalkaterän laskeutumista alustaan (ks. liite tutkimus 8).

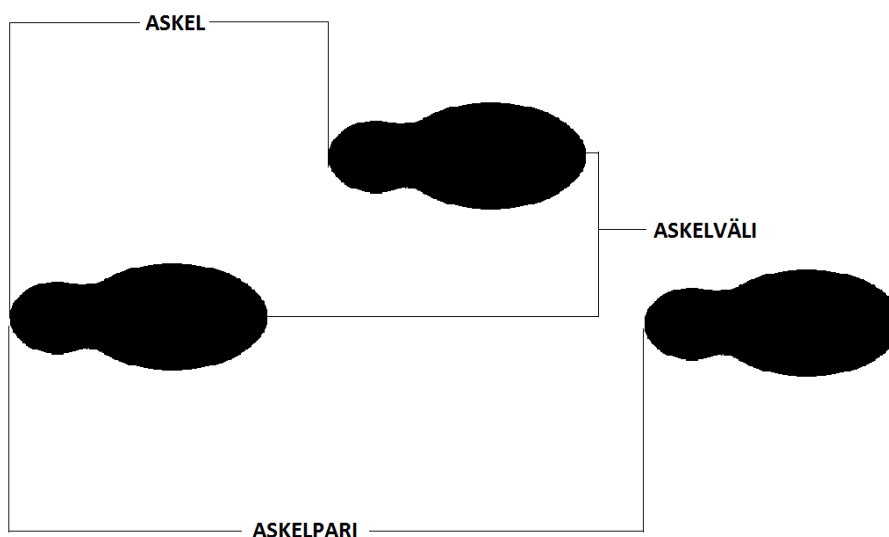
3. *Keskitukivaihe (Mid Stance)* (ks.kuvio 2) alkaa kun vastakkainen jalka nostetaan alustasta ja jatkuu kunnes kehon painopiste ohittaa jalkaterän. (Perry - Burnfield 2010: 12.) Yhden jalan tukivaiheessa koko keho on yhden jalan varassa. Tukevan jalan sääri ja reisi siirtyvät sagittaalisessa tasossa jalkaterän etupuolelle, nilkka tekee tämän johdosta dorsifleksion. Nilkan ollessa tukipisteenä (ankle rocker) polvi ja lonkka ekstensoituvat. Ekstensoituminen jatkuu, polvessa äärimmilleen, yhden jalan tukivaiheen loppua kohti.

4. *Päätetukivaihe (Terminal Stance)* (ks.kuvio 2) alkaa kantapään kohotuksella ja jatkuu kunnes vastakkainen jalka suorittaa alkukontaktin ja lopettaa yhden jalan tukivaiheen. Kehon painopiste kulkee edelleen jalkaterän etupuolelle koko vaiheen ajan. (Perry - Burnfield 2010: 12-13.)

5. Esiheilahdusvaihe (*Pre-Swing*) (ks.kuvio 2) alkaa vastakkaisen jalan alkukontaktista ja loppuu esiheilahdusvaiheessa olevan jalan toe-off vaiheeseen jossa jalka irtoaa kontaktista alustaan. Kehon paino vaihtuu tämän vaiheen aikana jalalta jalalle. Esiheilahdusvaiheessa oleva jalka luo työntävän voiman joka lisää tämän vaiheen kehoa eteenpäin työntävää vaikutusta. Esiheilahdusvaiheessa jalka latautuu heilahdusvaihetta varten. (Perry - Burnfield 2010: 12-13.)

Loppukaksoistukivaiheessa, esiheilahdusvaiheessa olevan jalan puoli reagoi painon siirtoon toiselle jalalle korostetulla plantaarifleksiollla nilkassa, polven fleksiolla ja ekstensiivissä olevan lonkan fleksoitumisella. Tämä mahdollistaa tarvittavan voiman saavuttamisen heilahdusvaiheeseen ja sen ettei jalkaterä osu lattiaan.

Termistössä askel tarkoittaa kummankin jalkojen maahan painuman etäisyyttä toisistaan kävelysuunnassa, mitaten joko kantapäätä kantapäähän, tai varpaasta varpaaseen. Askelpari tarkoittaa saman jalan perättäisten painaumien välistä etäisyyttä. Askelväli on jalkojen välinen etäisyys toisistaan sivusuunnassa. (ks. kuvio 3).

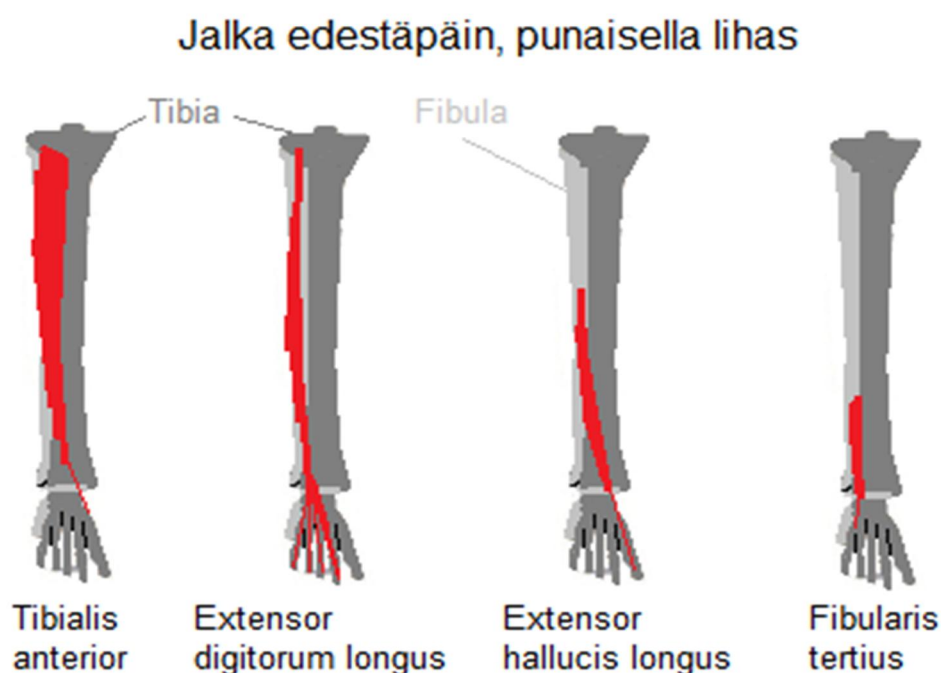


Kuvio 3. Askel ja askelpari kantapäätä mitattuna, sekä askelväli.

2.3 Nilkan vaikuttavat lihakset

Tämän opinnäytetyön käsittelemissä tutkimuksissa nilkan ja polven liikkeitä käsitellään vain niiden sagittaalisessa tasossa tapahtuvien liikkeiden osalta. Polven koukistus (fleksio) ja suoristus (ekstensio), ja nilkan koukistus varpaat ylöspäin (dorsaalifleksio) ja alaspäin (plantaarifleksio).

Nilkan toimintaan kävelyssä vaikuttavat lihasryhmät toimivat dorsifleksoreina ja plantaarifleksoreina. Kummatkin vaikuttavat nilkan liikkeisiin sagittaalisessa tasossa. Lihasten toiminnat ovat erotettavissa ajallisesti selviin vaiheisiin. Plantaarifleksorit ovat jatkuvasti toiminnassa tukivaiheessa. Dorsifleksorit osallistuvat alkukontaktissa ja kuormitusvaiheessa jarruttamaan plantaarifleksoreita ja jalan kontrollointiin heilahdusvaiheessa. (Perry - Burnfield 2010: 56.)

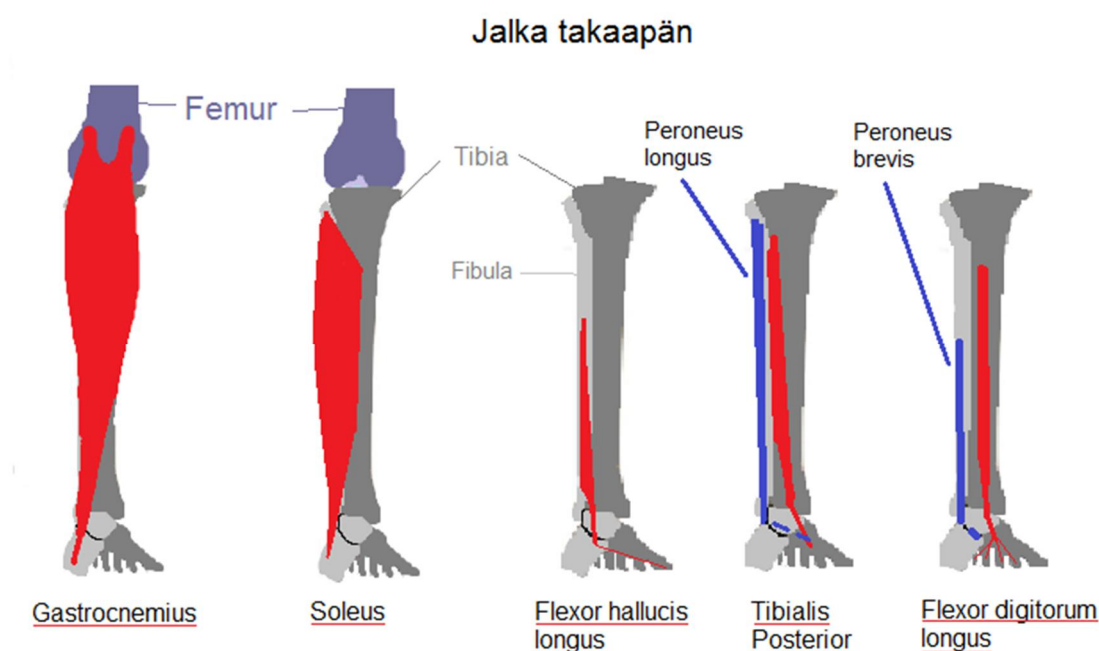


Kuvio 4. Nilkan dorsifleksorit.

Neljä nilkan nivelen anterioriselle puolelle sijoittuvaa lihasta muodostavat pääasiallisesti dorsifleksori-ryhmän (ks. kuvio 4). Tibialis anterior, extensor digitorum longus, extensor hallucis longus ovat suurimman työn tekeviä lihaksia, mutta myös pienempi lihas peroneus tertius (alias fibularis tertius) lasketaan mukaan. (Perry - Burnfield 2010: 56.)

Tässä opinnäytetyössä käsittelen tätä ryhmää yhtenäisenä (dorsifleksoreina), ja lihaksia harvemmin huomioidaan erikseen.

Alkukontaktissa kaikki dorsifleksorit aktivoituvat lähtökohtaisesti eksentrisesti. Ne jarruttavat liikettä jottei jalka ”läpsähdä” maahan hallitsemattomasti. Alkuheilahduksessa ja siitä eteenpäin, dorsifleksorit toimivat konsentrisesti vetäen varpaita ylös, jottei nämä tökkäisi maahan jalan heilahtaessa. Keski- ja loppuheilahduksessa dorsifleksorit pitävät jalan asentoa yllä isometrisesti. (Perry - Burnfield 2010: 57.)



Kuvio 5. Nilkan plantaarifleksorit.

Seitsemän lihasta jotka sijoittuvat nilkanivelen posterioriselle puolel muodostavat plantaarifleksorit (ks. kuvio 5). Mm. gastrocnemius ja soleus (yhteisnimike triceps surae) luovat massaltaan suurimman osan tästä ryhmästä ja niiden vipuvarsi-momentti on 5 kertaa suurempi verrattuna perimalleolaarisiin lihaksiin. Muut viisi lihasta ovat tibialis posterior, peroneus longus, flexor hallucis longus, flexor digitorum longus ja peroneus brevis (perimalleolaariset lihakset). Perimalleolaariset lihakset sijaitsevat lähellä malleoluksia, ja niiden pääasiallinen tehtävä on kontrolloida jalkaterän jänteitä. Nilkan toiminnossa ne stabiloivat hieman jänteiden kiristyessä, mutta vaikuttavat vähemmän itse nilkan varsinaiseen liikkeeseen. (Perry - Burnfield 2010: 58-61.)

Triceps surraen lihakset ovat keskenään aika erilaisia. M. gastrocnemiuksen lähtöpiste on reisiluun distaalisissa osissa ja se kiinnittyy akillesjänteeseen. Näin m.gastrocnemius vaikuttaa myös polven liikkeisiin! M. soleuksen lähtöpiste: proksimaalinen fibula & tibia, on polven nivelen alapuolella ja näin se ei vaikuta polven liikkeisiin (Perry - Burnfield 2010: 58.)

Triceps surraen osallisuudesta kävelyn työhön ei ole täyttää varmuutta voimantuoton kannalta. Vaikka myöhäisimmissä tukivaiheissa nilkanivel tekee plantaarifleksiomaisen liikkeen, niin se ei välttämättä tulekaan lihastyöstä. Voima syntyy pikemminkin triceps surraen tukevasta voimasta ja varsinainen liike tapahtuu tuettujen rakenteiden varassa. Tosin lihakset aktivoituvat enemmän pitemmissä askelissa ja nopeammassa vauhdissa. (Perry - Burnfield 2010: 58.)

2.4 Polveen vaikuttavat lihakset

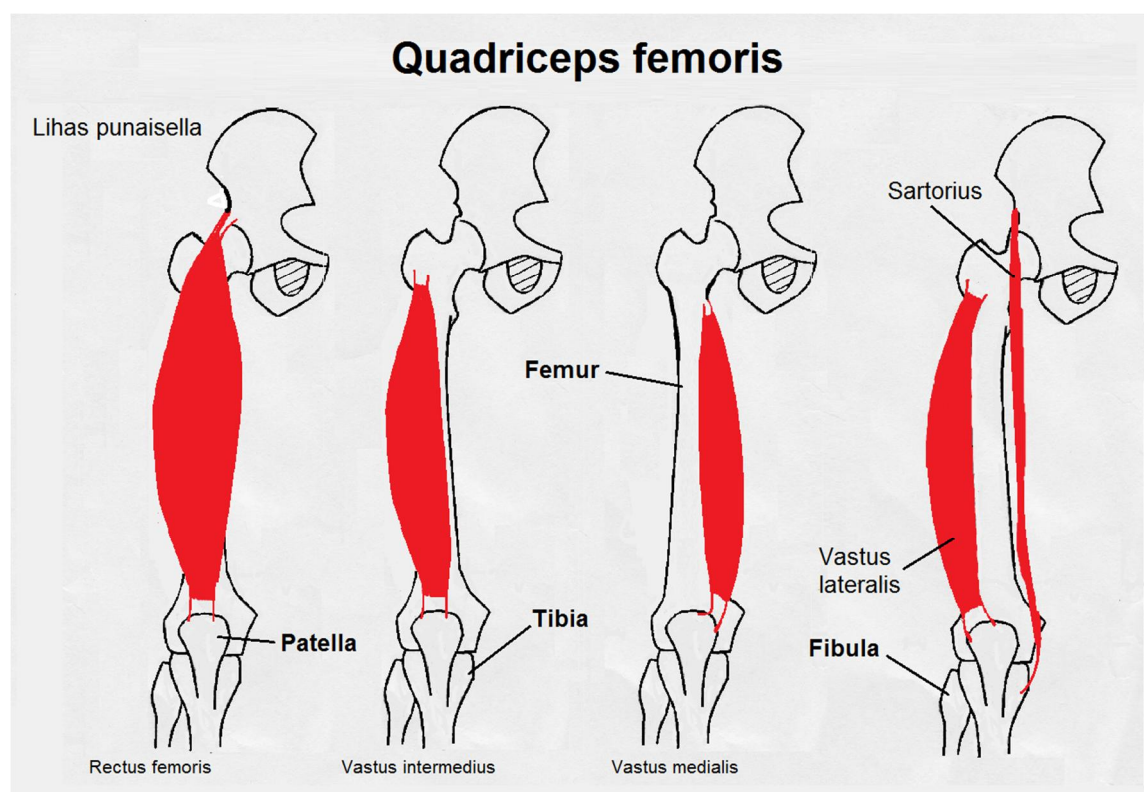
Polven kontrollointiin kävelysyklissä osallistuu 14 lihasta. Ne mahdollistavat stabiiliteetin ja liikkeet, lihakset ovat levossa mahdollisuuksien mukaan säästämällä energiaa. Kävelyn tukivaiheessa ekstensorit jarruttavat polven fleksiota. Heilahdusvaiheessa fleksorit sekä ekstensorit liikuttavat jalkaa.

Monesta polveen vaikuttavasta lihaksesta vain 6:lla ei ole vaikutusta kahteen niveleen. Näihin kuuluu quadricepsin neljä vastii-päätä (ks. kuvio 7). Ne vastustavat polven fleksiota tukivaiheessa ja avustavat ekstensiossa heilahdusvaiheen lopussa. M.popliteus ja m.biceps femoriksen lyhyt pää, jotka koukistavat polvea, kuuluvat myös näihin kuuteen lihakseen. M.gastrocnemius vaikuttaa kahteen niveleen, se toimii polven koukistajana, mutta sen päätehtävänä on nilkan plantaarifleksio. Muilla polven kontrollointiin osallistuvilla lihaksilla on vaikutus myös lonkanivelen liikkeisiin, ekstensio ja fleksio. (Perry - Burnfield 2010: 88.)

Quadriceps-lihasryhmä on polven liikettä dominoiva. Lihasryhmään kuuluu 4 lihasta jotka vaikuttavat vain polviniveleen, nämä ovat vastii-lihakset (vastus intermedius, vastus lateralis, vastus medialis oblique, vastus medialis longus). Viides lihasryhmään kuuluva

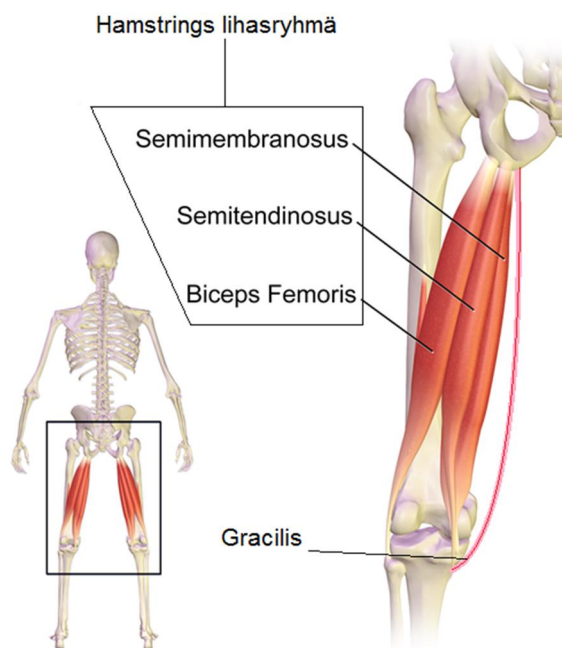
lihas, rectus femoris ylittää polven lisäksi lonkan nivelen ja vaikuttaa myös siihen. Quadriceps-lihakset kiinnittyvät kaikki patellan ligamenttiin joka kiinnittyy polvilumpion kautta tibian etukyhmyyn. (Perry - Burnfield 2010: 88.)

Aktiivisuus vastii-lihaksilla alkaa loppuheilahdusvaiheessa. Kuormitusvasteen alussa lihasten jännitys kasvaa nopeasti huippuunsa, josta se sitten laskee asteittain läpi tukivaiheen. Rectus femoris toimii vastii-lihaksiin nähden erilailla. Lihas toimii vain lyhyen hetken esiheilahduksen loppuvaiheessa ja alkuheilahdusvaiheen alussa. Se osallistuu harvakseltaan kuormitusvasteeseen vastii-lihasten kanssa. (Perry - Burnfield 2010: 88.)



Kuvio 6. Polven ekstensorit ja sartorius.

Kaksi polven koukistajista vaikuttaa vain polviniveleen, popliteus ja biceps femoriksen lyhyt pää. Biceps femoriksen lyhyt pää on toiminnassa pääosin alku- ja keskiheilahduksen aikana. M. popliteuksen toiminta vaihtelee yksilöittäin, se saattaa olla aktiivinen missä tahansa kävelyn vaiheessa, suurin aktiivisuus ilmenee esiheilahduksen alkuvaiheessa. (Perry - Burnfield 2010: 89.)



Kuvio 7. Polven koukistajat ja hamstring-lihakset. (BruceBlaus)

Semimembranosus, bicep femoriksen pitkä pää ja semitendinosus ovat päätoimeltaan lonkan ekstensoreita (ks. kuvio 7). Semimembranosus ja bicep femoriksen pitkä pää aloittavat toimintansa keskiheilahdusvaiheessa ja niiden toimintaan liittyy loppuheilahdusvaiheessa semitendinosus. Kaikki kolme lihasta ovat jännittyneimmillään loppuheilahdusvaiheessa, jonka jälkeen ne rentoutuvat asteittain jännityksen lauetessa kokonaan kuormitusvasteessa (bicep femoriksen pitkä pää) ja keskitekivaiheessa (semimembranosus ja -tendinosus). (Perry - Burnfield 2010: 89.)

M.gastrocnemius (ks.kuvio 6) vaikuttaa polven lisäksi myös nilkan plantaarifleksioon. Kävelyssykliissä se aloittaa toimintansa kuormitusvasteen lopussa, lihastonuksen noustessa lopputekivaihetta kohti. Nousun jälkeen tulee jyrkkä lasku ja lihas ei ole enää aktiivinen esiheilahdusvaiheessa. Gracilis (ks. kuvio 7) ja sartorius (ks. kuvio 6) ovat polven fleksion lisäksi toiminnaltaan myös lonkan fleksoreita. Ne ovat aktiivisia esiheilahdusvaiheessa. (Perry - Burnfield 2010: 91.)

Semitendinosusta, Biceps femorista ja semimembranosusta kutsutaan myös yhteisnimityksellä hamstrings (ks. kuvio 7).

2.5 Kävelynanalyysi

Kävelynanalyysi voi perustua yksinkertaisimmillaan silmämääräiseen tarkasteluun. Tarkastelun avuksi kävely voidaan myös kuvata. Nykyään käytössä on suurnopeuskameroita joilla saadaan tähän tarkoitukseen käyttökelpoista materiaalia. Silmämääräisestä arvioinnista jää kuitenkin puuttumaan paljon tärkeitä tekijöitä (mm. kehoon vaikuttavat voimat ja niiden suunnat). Silmämääräinen arviointi vaatii asiantuntemusta sekä kokemusta, ja ei tarjoa tarkkoja mitattavia tuloksia.

Kehon liikkeitä kaikissa kolmessa liiketasossa voidaan seurata infrapunakameroiden ja kehoon kiinnitettävien markkereiden avulla. Tavallista videokuvausta voidaan tehdä yhdelläkin kameralla. Jotta infrapunakameran ja markkereiden tiedot olisivat paikkansa pitäviä, täytyy siinä käyttää useampaa kameraa kehon osien sijainnin määrittelemiseksi kolmiulotteisesti. Ideana on kiinnittää markkerit kehon kohtiin joiden liikkeet kertovat jäsenten liikkeistä. Markkerit kiinnitetään tarpeen mukaan, niin että jäsenien ja luiden muodot ja pituudet voidaan määrittää ja esittää graafisesti, esim. jäsenen pituuden määrittelemiseksi luiden pätekohtiin. Näiden markkereiden sijainnin ja liikkeen perusteella voidaan määrittellä jäsenen koko, sijainti ja liikkeen muutokset. Näin voidaan mallintaa vaikka koko luusto.

Painelevyllä mitataan askeleen ja kehon painon voimia alustaan. Sitä voidaan käyttää mitattaessa maan vastavoimaa (GRF) (ks. kuvio 9).

Maan vastavoiman ansiosta voidaan mitata vertikaalista vastavoimaa, ja anterioris-posteriorisia sekä medialis-lateralis suuntaisia vastavoimia. Lattiaan asennettavalla painelevyllä voidaan mitata maan vastavoiman suuntaa ja voimakkuutta (Perry - Burnfield 2010: 458). Askeleen täytyy osua painelevyyn oikein ja levyjä voikin olla useampi käytössä. Ne voidaan asentaa painematon alle jolla kävely suoritetaan.

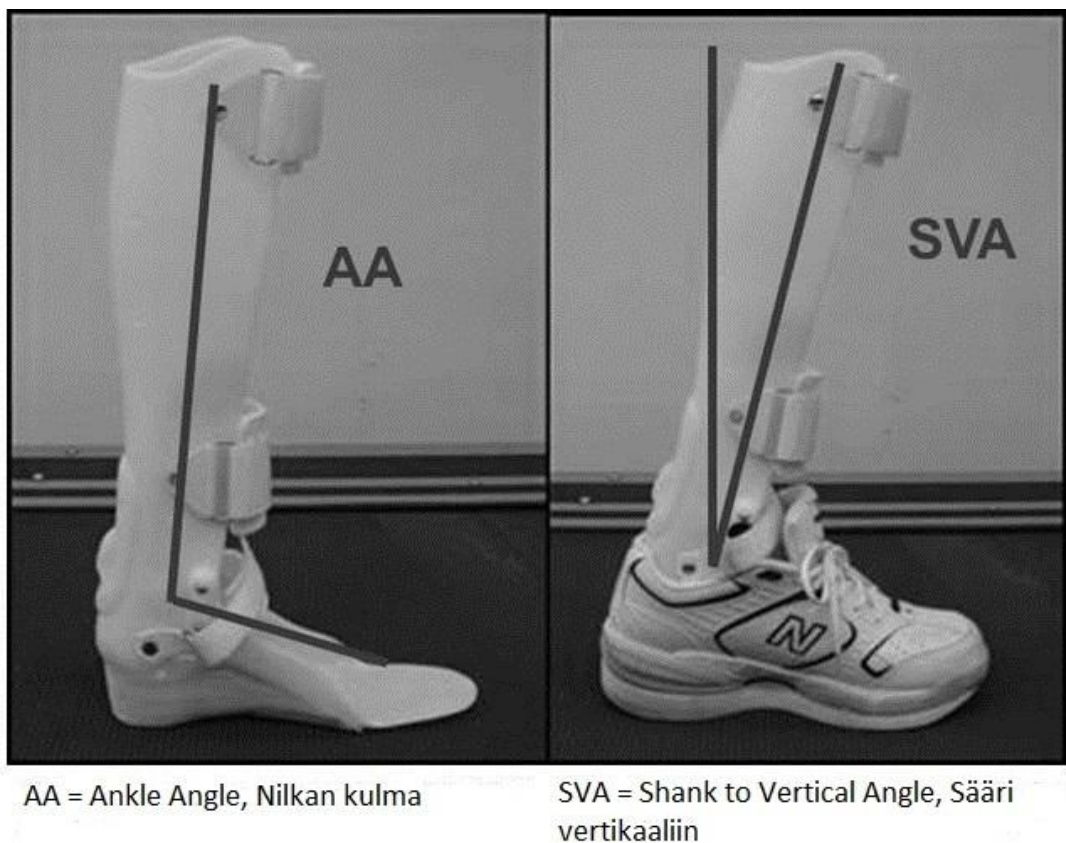
Kävelymattoa käytetään mittaamaan kävelyn perusmuuttujia kuten nopeutta, askeltiheyttä, askelväliä ja askelpituutta. Sillä voidaan tarkastella myös kehon painon jakautumista jalkapohjan alueella, sekä jalkaterän asentoa. Pitkä ja leveä matto mahdollistaa normaalin rennon kävelyn, ilman huolta tilasta tai suorituksesta. Henkilökunnan ei tarvitse kiinnittää erikseen huomiota askelten sijoittumisesta oikein mittalaitteistoon kuten painelevyn kanssa.

2.6 Säarikulma (SVA)

Säarikulma termiä käytetään ilmaisemaan säären kallistusta. Sen säätäminen tapahtuu kantakulmilla, jotka kiinnitetään suoraan AFO:on tai kenkään.

SVA-termi on tutkimuksissa paljon käytetty lyhenne. Se tulee sanoista *shank to vertical alignment*. Termi tarkoittaa säären kulmaa vertikaaliin nähden. Vertikaali toimii nollapisteenä ja säären kulma lasketaan tibian etupinnasta sagittaalisesti katsottuna. SVA-kulma yhdistää ortoosin luoman nilkkakulman ja jalkineen kannan korkeuden luoman kulman, yhdeksi käytännölliseksi termiksi (ks.kuvio 8). (Kerkum, - Houdjik- Brehm - Buizer - Kesels,- Sterk - van den Noort - Harlaar 2015: 269.)

SVA:ta voidaan käyttää apuna säädettäessä säären kallistuskulmaa. Sitä voidaan käyttää myös seurantaan kun halutaan tietää säären asento, vaikkapa keskituen aikana.



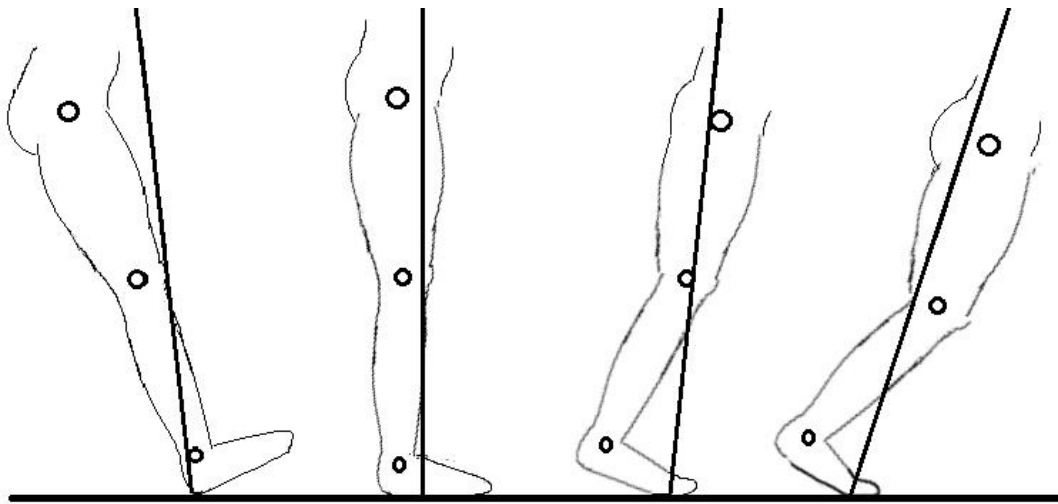
Kuvio 8. Nilkka-kulma verrattuna SVA-kulmaan. (Stefania Fatone)

2.7 Maan vastavoima (GRF)

Newtonin kolmannen lain eli voiman ja vastavoiman lain mukaan kun kappaleeseen vaikuttaa jokin voima, sille on aina olemassa yhtä suuri, mutta vastakkaiseen suuntaan vaikuttava vastavoima (Käytännön fysiikka -sivusto 2016).

Kehon painon aiheuttamaa ilmiötä, seisomisen ja kävelyn aikana, kutsutaan maan vastavoima vektoriksi (*ground reaction force vector*, GRFV). Kun kehon paino kohdistuu maata kohti syntyy vastavoima, joka suuntautuu maasta takaisin kohti kehoa vastaavalla voimalla. Kävelyn aikana GRFV:n sijoittuminen niveliin nähden vaihtelee jatkuvasti (ks. kuvio 9). Epästabiiliuksien suuruusluokat ja suunnat voidaan määrittellä tarkastelemalla GRFV:n muutoksia. Tämä antaa tietoa lihasten ja ligamenttien kyvystä tukea stabiiliteettia tai luoda liikettä niveliin. (Perry - Burnfield 2010: 24.)

Tämän opinnäytetyön käsittelemissä tutkimuksissa käsitellään paljon maan vastavoimaa ja siitä käytetään yleisesti lyhennettä GRF (*ground reaction force*). Tätä lyhennettä käytän tästedes myös tässä opinnäytetyössä.



Kuvio 9. Vastavoimavektori (GRF) normaalissa kävelyssä, pisteillä merkittyjen nivelien suhteen.

2.8 Ekstension ja fleksion, sisäiset ja ulkoiset momentit

Kun GRF ohittaa nivelen anterioriselta puolelta nilkan suhteen sekä posterioriselta puolelta polven ja lonkan suhteen, lihakset toimivat vastavaikuttajina suojellakseen niveltä yliliikkuvuudelta, luoden voimamomentin toiminnan vastakkaiseen suuntaan (kts.kuvio 9). Esimerkkinä, kun voimavektori kulkee polven takaa se fleksoi polvea (ulkoinen momentti), quadriceps lihasryhmä aktivoituu polvien ekstensoreina ja luovat polven ekstensio momentin (sisäinen momentti). Joten momentti tarkoittaa lihasaktiivisuutta joka tapahtuu tiettyä hetkenä. (Thomas, Susan Sienko - Supan, Terry J 1990.)

Jos fleksio- ja ekstensio-momentteja ei selvästi määritellä, on mahdollista että kirjoittajan tai puhujan alkuperäinen tarkoitus kääntyy pääläelleen.

Kineettisiä tutkimuksia voidaan suorittaa kun kehoon vaikuttavat ulkoiset voimat (external moment) on mitattu, sekä jäsenien ominaisuudet, kuten massa, massan inertia momentit, ja massan keskipisteet on arvioitu. Ulkoiset voimat (GRF), on yleensä mitattu painelevyillä. Nivelten nettomomentit lasketaan käyttämällä liikeanalyysilaitteistoa, joka laskee jäsenien liikkeen ja niveliin vaikuttavat voimat. (Haideri, Nasreen F 2005.)

Biomekaanikot tarkastelevat tyypillisesti nivelen sisäisiä netto momentteja (internal net moments). Ne koostuvat kaikista niveleen vaikuttavista sisäisistä voimista, kuten lihasten työ, ligamentit, nivelen kitka, ja rakenteelliset rajoitteet. (Haideri, Nasreen F 2005.)

Puhuttaessa sisäisistä netto momenteista nilkassa, nilkan sisäinen plantaari-fleksio momentti tarkoittaa nilkan plantaari-fleksoreitten (gastrocnemius ja soleus) vallitsevuutta nilkkanivelen suhteen ja niiden luomaa momenttia niveleen. (Haideri, Nasreen F. 2005.)

2.9 Kävelyssä esiintyvät ongelmat

Asentoon ja liikkumiseen voi tulla virhemalleja pienistäkin syistä. Halvaus voi olla lähtökohtainen syy kävelyn heikentymiseen. Sen johdosta lihakset ovat heikentyneet, tehotomat tai spastiset. Kävelyn ollessa monimutkainen liikesarja voi virhe korostua entisestään. Kuten muutenkin kehon asennoissa ja liikkeissä, virheliike ilmenee monen osatekijän johdosta

2.9.1 Halvaus ja kävely

Halvauspotilaiden lihasten käytön puutteellisuudet näkyvät kävelyn ominaisuuksien heikentymisenä.

Lantion fleksion heikentyessä jalka ei heilahdusvaiheessa etene niin pitkälle, kuin normaalisti ja askeleen pituus vähenee. Hemiplegiassa jotkut ihmiset kompensoivat lantion fleksion puuttumista kallistamalla taaksepäin loppuheilahdusvaiheessa, ja jalka saadaan edemmäksi. Tähän liikkeeseen voi liittyä myös kontralateraalinen nilkan dorsifleksio ja polven fleksio. (Moore - Schurr - Wales - Moseley - Herbert 1993.)

Pelkän lihasheikkouden lisäksi, saattaa esiintyä myös lihasten yliaktiivisuutta, tai lihasten väärinajoitettua toimintaa.

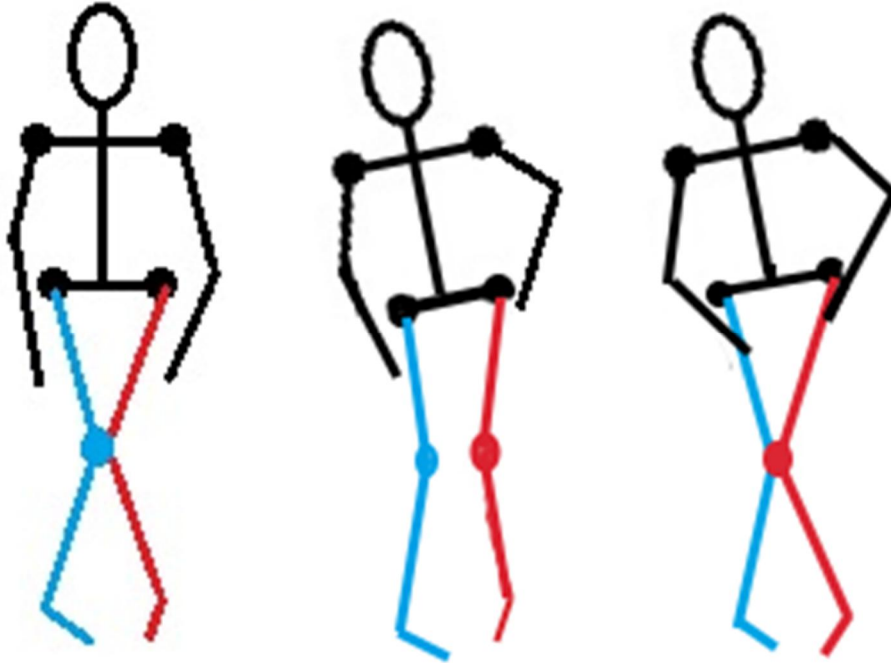
Polven fleksion heikentyessä jalka laahaa lattiaa. Monilla halvauspotilailla on tämän kaltaisia ongelmia. Ongelma saattaa johtua myös polven ekstensoreiden yliaktiivisuudesta. Myös nilkan plantaari-fleksoreiden toiminta saattaa heijastaa polven fleksioon. Plantaarifleksoreiden toiminta ja lihasten pituus voivat ehkäistä painopisteen liikkumista tukivaiheessa jalan yli. Tällöin polven fleksion alkaminen ei ajoitu esiheilahdusvaiheeseen, ja normaalia polven fleksion huippua ei saavuteta ilman epätavallisen suuria fleksio momenteja alkuheilahdusvaiheessa. (Moore - Schurr - Wales 1993.)

Toiminnalliset virheet alkavat vaikuttaa kehon rakenteisiin.

Polven ekstension puuttuessa heilahdusvaiheessa askeleet lyhenevät. Yleensä ihmiset korjaavat tätä nopeuttamalla askeleen rytmiä ja ylikorostavat vastakkaisen puolen lantion ekstensiota. Vastakkaisen puolen tukivaiheessa fleksio on ylikorostunut. Huomattavan monella ihmisellä, jotka eivät saa suoristettua polvea heilahduksen loppuvaiheessa, on lyhentyneet hamstring- tai gastrocnemius-lihakset. (Moore - Schurr - Wales 1993.)

Kompensoivat liikkeet vajaan polven fleksion esiintyessä, lyhentävät toiminnallisesti alaraajaa. Lantiota kohotetaan heilahtavan jalan puolella, jotta tämän puolen jalka abdukoitisi ja tekisi kiertävän liikkeen. Lantion kohotusta seuraa kehon kallistus vastakkaiselle puolelle. Ja kun on tämän vastakkaisen puolen tukivaihe lantio tekee korostuneen liikkeen lateraaliin suuntaan. (Moore - Schurr - Wales 1993.)

Tämä johtaa heiluvaan kävelyn jossa lantion virheliikkeen johdosta yläruumis tekee laajaa heiluvaa liikettä, kuten saksikävelyssä (ks. kuvio 10).



Kuvio 10. Saksikävely.

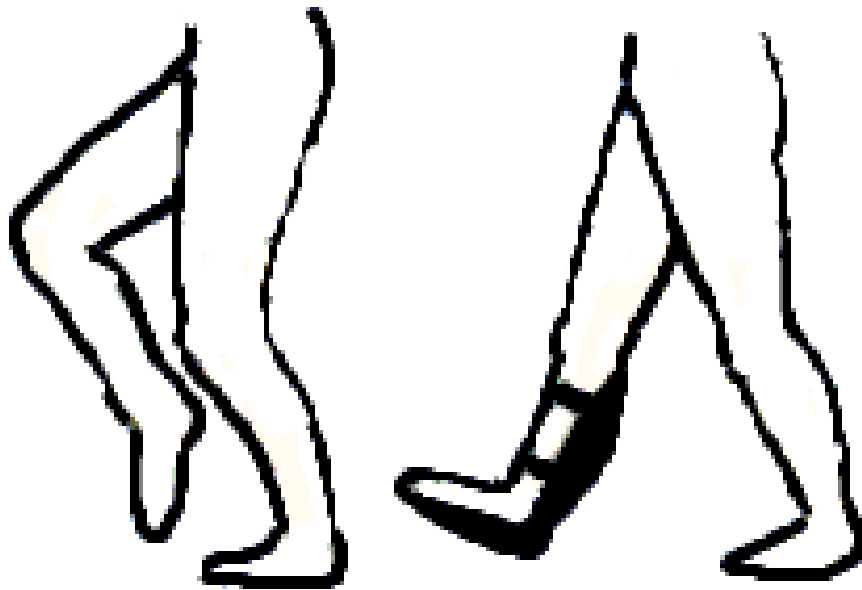
Toimiva kävely on pienestä kiinni, pienen virheen korjaamiseksi voidaan päätyä suurieleiseen liikkeeseen

Normaalisti jalka heilahtaa vain muutaman sentin päästä lattiasta. Heikentyneiden dorsifleksoreiden vuoksi varpaat osuisivat lattiaan. Korjaavana liikkeenä nostetaan lantiota ja mahdollisesti heilahtavaa jalkaa abduktoidaan kiertävään liikkeeseen, jotta se ei osuisi lattiaan. Lisäksi voidaan kallistaa vartaloa vastakkaiselle puolelle. (Moore - Schurr - Wales 1993.)

Virheelliset kävelymallit tai niiden ilmentymät kävelyssä nimetään yleensä kuvaavasti. Nimi kuvaa tapahtuvaa virhettä vaikkapa kävelyssä tai muussa liikkumisessa. Pelkkä maininta hyper-ekstensiosta tai jonkin lihaksen heikkoudesta ei yksin riitä kuvaamaan vaivaa käytännöllisesti. Käytännössä Suomessa vierasperäiset nimitykset ovat monesti korvanneet kotimaisen vastikkeen, tai kotimaista vastinetta ei ole. Esimerkiksi *Foot drop* (roikkunilkka) voidaan määritellä nilkan ja varpaiden dorsifleksoreiden heikkoudeksi.

Nämä lihakset auttavat jalan hallinnassa heilahdusvaiheessa ja plantaarifleksion hallinnassa alkukontaktissa. Roikkunilkasta johtuva *Steppage gait* (ks. kuvio 11), johtuu edellä mainittujen heikkouksien kompensoinnista kävelyssä. Jotta varpaat eivät osuisi maahan, korostuu lantion ja polven fleksiot. (Medscape 2015.)

Virheasentoa voidaan korjata ortoosilla joka tukee jalkaterää, niin ettei se roikkuisi.



Kuvio. 11. Steppage gait. Ilman ortoosia ja sen kanssa.

2.9.2 CP

CP-kävelyn ongelmissa on paljon yhtäläisyyksiä halvaantuneiden kävelyn ongelmien kanssa. Opinnäytetyön tutkimuksissa merkittävät erot näitä ryhmiä käsittelevissä tutkimuksissa on kohderyhmien ikäjakauma, CP-kohteiden ollessa kummassakin tapauksessa lapsia. Kävelyn ongelmia hoidettaessa, kun kyseessä on alaraajojen virheasennot, kohteet ovat sitä otollisempiä mitä nuorempia he ovat. Virheasennot ja opitut tavat ovat helpompia korjata nuorilla potilailla.

CP-oireyhtymällä (cerebral palsy) tarkoitetaan kehittyvissä aivoissa tapahtunutta kertavauriota, välillä sikiöajasta varhaislapsuuteen. Vaurio vaikuttaa liikkumiseen ja asennon ylläpitämiseen sekä rajoittaa toimintaa. Motoristen rajoitusten lisäksi esiintyy rajoituksia

myös tuntoaistissa, havainnointikyvyssä ja kommunikaatiossa, sekä epilepsiaa ja sekundaarisia tukielin ongelmia. (Rosenbaum - Paneth - Leviton - Goldstein - Bax 2006: 9.)

CP-vamma voi ilmetä usealla eri tavalla. Termeistä käy ilmi mikä kehon osa on oireinen. Hemiplegiassa poikkeava lihastonius ja liikemallit esiintyvät vain toisella puolella kehoa, kehon toinen puoli toimii lähes tai täysin normaalisti. Kliiniset oireet määräytyvät riippuen aivovaurion sijainnista ja syntyajankohdasta. Hemiplegia on yleensä spastinen (hemiplegia spastica). Jos aivovaurio ulottuu syviin tumakkeisiin asti, voi erityisesti yläraajassa esiintyä selkeää pakkoliikkeisyyttä. Liitännäisongelmien esiintyvyyteen vaikuttaa vaurion laajuus ja sijainti, yleisimpiä ovat oppimisen erityisvaikeudet, epilepsia ja näkökenttäpuutokset. (Suomen CP-liiton kotisivu n.d.)

Diplegian osuus on noin 50-60 prosenttia kaikista CP-oireistoista. Diplegia on yleensä spastinen ja liikkeiden vaikeus painottuu molempiin alaraajoihin, mutta usein myös yläraajojen toiminnassa on vaihtelevan asteisia vaikeuksia. Tärkeimmät liitännäisongelmat ovat toiminnallisen näönkäytön vaikeudet, kehon hahmottamisen vaikeudet sekä oppimisen erityisvaikeudet, aivovaurion sijainnista riippuen mukana voi olla myös lihasjänteiden vaihtelua ja pakkoliikkeisyyttä. (Suomen CP-liiton kotisivu n.d.)

Tetraplegian osuus on noin 10-15 prosenttia kaikista CP-oireistoista. Tetraplegiassa molempien yläraajojen toiminta on vähintään yhtä vaikeaa kuin alaraajojen. Kehon kaikki osat ovat täten vammautuneet. (Suomen CP-liiton kotisivu n.d.)

Atetoosilla tarkoitetaan tilaa, jossa henkilön on vaikea stabiloida asentoaan. Hänellä on jatkuvaa pientä tai suurta tahatonta lihasliikettä. Lihasjänteys on yleensä alhainen. Yleensä tähän liittyy koordinaatiovaikeutta. Osuus kaikista CP-muodoista on alle 5 prosenttia.

Ataksialla tarkoitetaan motorista häiriötä, jossa lihakset eivät toimi koordinoitusti. Usein on tasapainovaikeutta ja liikkeen kohdistamisen vaikeutta. Syynä ovat tavallisimmin pikkuaivojen epämuodostumat. Usein CP-vamman oireet ovat ns. sekamuotoja edellä mainituista. (Suomen CP-liiton kotisivu n.d.)

Oireet vaihtelevat vakaavuudeltaan laidasta laitaan. Karkeamotorista toimintaa kuvaava *Gross Motor Function Classification Scale* (GMFCS) - luokituksen mukaan, tason 1 henkilö kävelee ilman rajoitteita, ja vaikeuksia on vain taitoa vaativissa tehtävissä. Kun taas tason 5 henkilö pystyy liikkumaan itsenäisesti erittäin vaikeasti, ja myös sähköisten liikumisen apuvälineiden käyttömahdollisuudet ovat rajoittuneet. (Suomen CP-liiton kotisivu n.d.)

CP:n oireet aiheuttavat kävelyyn erilaisia ongelmia. Huojuvassa ja jäykässä kävelyssä voi olla ominaisia piirteitä joiden mukaan ne on voitu nimetä.

Varvaskävely johtuu triceps surraen (gastrocnemius, soleus) lihasten spastisuudesta. Hoitona voidaan käyttää tenotomia-leikkausta akillesjänteeseen tai gastrocnemiukseen, tai hermonpoistoleikkauksella tibialis-hermon yhteen tai useampaan haarakkeeseen. (Tugui - Antonescu 2013.)

Muita hoitokeinoja ovat venytys, kipsaus, botulinum-pistokset ja ortoosihoito AFO:illa. Menetelmissä pakotetaan jalka normiasentoon, venyttämällä jäniteitä ja lihasta, jotka ovat lyhentyneet spastisuuden vuoksi ja provosoivat jalan varvaskävelyä. (Medscape 2014.)

Hyppykävelyssä spastisuutta ilmenee triceps surraen lisäksi hamstring-lihaksissa, sekä psoas-lihaksissa jotka koukistavat lantiota ja adduktoivat reittä. Tällöin lapsi varvistaa, koukistaa polvea ja lantiota, ja nämä toiminnot johtavat hyppivään kävelyyn. Hoitamattomana polven fleksio vahvistuu, niin ettei polvi enää liiku. Hoitoina käytetään tenotomiaa, venytys-, sähkö- ja botulinumpistos-hoitoja, sekä ortooseja. (Medscape 2014.)

Crouch-kävely, koukkumallinen kävely johtuu hamstring- ja psoas-lihaksista, sekä nilkan dorsifleksorien spastisuudesta. Hoitoina on tenotomia hamstringeihin, lantion fleksoreihin ja adduktoreihin. Leikkausta seuraa immobilisaatio-kipsaus, jonka jälkeen alkaa fysioterapia. Konservatiivisissa hoitomalleissa keskitytään liikkuvuuteen, vältellen staattisia asentoja. (Medscape 2014.)

Saksikävelyssä (scissor gait) lantio on hieman fleksoitunut ja polvet ovat koukussa. Polvet ja reidet osuvat yhteen niiden tehdessä risteävää saksimaista liikettä (ks. kuvio 10).

3 Systemaattinen kirjallisuuskatsaus

3.1 Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen rakenne

Kirjallisuuskatsaukset ovat koottua tietoa joltakin rajatulta alueelta, yleensä katsaus tehdään vastauksena johonkin kysymykseen, tutkimusongelmaan. Kirjallisuuskatsauksia on erilaisia ja ne edellyttävät, että aiheesta on olemassa edes jonkin verran tutkittua tietoa. Nykyään pääosa katsauksista noudattaa tiettyä systematiikkaa, niiden luotettavuutta arvioidaan ja tulokset ovat yksityiskohtaisesti luettavissa. Tämä lisää niiden käyttöarvoa sekä tutkimuksissa että käytännön hoitotyön tukena. (Johansson - Axelin - Stolt - Ääri 2007: 2.)

Kirjallisuuskatsauksen avulla on mahdollista hahmottaa olemassa olevan tutkimuksen kokonaisuutta. Kokoamalla tiettyyn aiheeseen liittyviä tutkimuksia yhteen saadaan kuvaa muun muassa siitä, miten paljon tutkimustietoa on olemassa ja millaista tutkimus sisällöllisesti ja menetelmällisesti pääsääntöisesti on. On kuitenkin huomioitava, että kirjallisuuskatsauksen tarkoitus vaikuttaa olennaisesti siihen sisällytettävään tutkimusaineistoon. (Johansson 2007: 3.)

Systemaattinen kirjallisuuskatsaus kohdistuu tiettyinä aikana tehtyihin tutkimuksiin, ja se on päivitettävä aika ajoin tulosten relevanttiuden ylläpitämiseksi. Systemaattinen kirjallisuuskatsaus eroaa muista kirjallisuuskatsauksista sen spesifin tarkoituksen ja erityisen tarkan tutkimusten valinta-, analysointi-, ja syntetisointiprosessin vuoksi. Systemaattisessa kirjallisuuskatsauksessa jokainen vaihe on tarkkaan määritelty ja kirjattu virheiden minimoimiseksi ja katsauksen toistettavuuden mahdollistamiseksi. (Johansson 2007: 4-5.)

Suunnitteluvaiheessa tarkastellaan aiempaa tutkimusta aiheesta ja määritellään katsauksen tarve sekä tehdään tutkimussuunnitelma. Tutkimussuunnitelmasta ilmenee tutkimuskysymykset, joita voi olla yhdestä kolmeen ja ne tulisi olla mahdollisimman selkeät. Mikäli systemaattinen kirjallisuuskatsaus ei tuota vastauksia tutkimusongelmiin, tämä voidaan tulkita tulokseksi tutkimuksen riittämättömyydestä tietyltä alueelta ja on siten tärkeä tulos vaikkakaan ei sinällään tuota systemaattista katsausta. (Johansson 2007: 6.)

3.2 Haun tekeminen

Katsauksen teon toisessa vaiheessa edetään tutkimussuunnitelman mukaan hankkimalla ja valikoimalla mukaan otettavat tutkimukset, analysoimalla ne sisällöllisesti tutkimuskysymysten mukaisesti, analysoimalla ne laadukkuuden mukaan, sekä syntetisöimällä tutkimusten tulokset yhdessä. Tarkka kirjaaminen kaikista vaiheista on tärkeää katsauksen onnistumisen ja tulosten relevanttiuden osoittamiseksi. Systemaattisen katsauksen viimeisessä vaiheessa raportoidaan tulokset ja tehdään johtopäätökset ja mahdolliset suositukset. (Johansson 2007: 6-7.)

Tutkimuskysymysten asettamisen jälkeen pohditaan ja valitaan menetelmät katsauksen tekoon. Menetelmät käsittävät muun muassa hakutermien pohtimisen ja valinnan sekä tietokantojen valinnat. (Johansson 2007: 6)

Tutkimusten valintaa varten laaditaan tarkat sisäänotto- ja poissulkukriteerit, jotka voivat kohdistua a) tutkimuksen kohdejoukkoon (*participants*), 2) interventioon (*intervention*), 3) tuloksiin (*outcomes*) tai 4) tutkimusasetelmaan (*design*). (Johansson 2007: 6)

PICO - menetelmä:

Tutkimuskysymyksiä määriteltäessä huomioidaan neljä tekijää; potilasryhmä tai tutkittava ongelma, tutkittava interventio tai interventiot, interventioiden vertailut ja kliiniset tulokset eli lopputulos muuttujat. Edellä mainituista neljästä tekijästä voidaan käyttää nimitystä PICO (P =Population/Problem of interest, I = Intervention under investigation, C = Comparison of interest, O = Outcomes considered most important in assessing results). Näitä tekijöitä käytetään katsauksen tekemisen myöhemmissäkin vaiheissa, kirjallisuushauissa ja artikkeleiden arvioinnissa. PICO-formaatin avulla kirjallisuuskatsauksen tekijä voi paremmin asettaa kriteerit tutkimusten valintaprosessille. (Johansson 2007: 48.)

Tässä kirjallisuuskatsauksessa käytin PICO-formaattia muodostamaan tutkimuskysymyksiä ja määrittelemään käytettäviä hakusanoja.

PICO-formaatti muotoutui seuraavasti.

P = Jalan toimintaan vaikuttavat ongelmakohdat, joihin AFO:lla yritetään vaikuttaa. Haakuun käytettävät sanat: ortoosi (orthoses, orthosis) ja tarkemmin AFO.

I = Toimenpiteet joilla selvitetään ongelmakohdat ja yritetään saada muutokset aikaan, sekä tarvittavat toimenpiteet AFO:n osalta. Hakuun käytettävät sanat: säätö (tune, tuning)

C = Vaihtoehto interventiolle, ei käytössä.

O = AFO:n käytöllä aikaan saadut nilkan ja polven toiminnan muutokset. Hakuun lisättäviä sanoja ei tältä osin tullut lisää.

4 Kirjallisuuskatsauksen toteuttaminen

4.1 Hakukoneet, hakusanat ja tutkimuskysymykset

Hakukoneina käytin Systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tekeminen- kirjassa esiintulleita ja Metropolian LibGuidessa esiintyviä hakukoneita. Suurin osa oli englannin kielisiä, yhteensä 8kpl joista 3 oli samasta lähteestä (National Center for Biotechnology Information). Suomenkielisiä hakukoneita oli 3kpl.

Hakukoneet: Pubmed (en.), Pubmed PMC (en.), Pubmed Health (en.), Cochrane (en.), Cinahl (en.), Medic (en.), Science Direct (en.), IEEE explore (en.), Arto (suom.), Theseus (suom.), Suomen Lääkärilehti (suom.).

Hakusanat valitsin PICO:n mukaan (ks. kappale 3.2). *Ortoosi* ja *AFO* sanojen ollessa yleisluontoisempia käytin niitä pohjustavina hakuina, johon *säätö* sana toi tarkennuksen. Näin siis hakusanat muotoutuivat kolmeen eri hakusanaan/hakusanaryhmään.

Ensimmäiseksi luokiteltu hakusanaryhmä aloitti haun jota 2. ja 3. hakusanaryhmä tarkensivat. 1. hakusanaryhmä sisälsi: *orthosis, orthoses, ortoosi*. Aloitin haut näillä sanoilla, jokaisella erikseen. *AFO*-lyhenne tarkensi ryhmän 1 hakua tai saattoi myös aloittaa hakuketjun. 3. ryhmään kuului: *tuning, tune, säätö* -sanat. Päätin hakuketjun näillä sanoilla,

kullakin erikseen. Hakusanaketju oli englanniksi tai suomeksi, AFO:n ollessa käytössä kummassakin ketjussa (ks. taulukko 1).

Hakusanat/-ryhmät:

1: orthosis, orthoses, ortoosi

2/1: AFO

3/2: tuning, tune, säätö

Taulukko 1. Hakujen ja tarkentavien hakujen havainnollistaminen

Orthosis	1554				
		afo	56		
				tuning	3
				tune	3
Orthoses	1504				
		afo	51		
				tuning	3
				tune	3
afo	58				
		tuning	2		
		tune	0		

Tein haut tarkentaen hakua loppuun asti edellä mainitulla tavalla, joka hakukoneella. Jos 3 ryhmään (3: tuning, tune, säätö) tarkennetuissa hauissa ei tullutkaan osumia, listasin edellisen haun (AFO tai orthosis, orthoses, ortoosi) löydökset kuitenkin taulukkoon. Taulukkoon listaus tapahtui otsikoiden luetteloinnilla taulukon viereen.

Käytin PICO:a myös tutkimuskysymyksiä laadinnassa, päädyin tutkimuskysymyksissä kolmeen kysymykseen kattamaan tutkimuksien eri alueita.

1. Mitä poikkeavan kävelyn ongelmaa hoidetaan AFO:lla?

Tällä tutkimuskysymyksellä on tarkoitus huomioida tutkimuksien kohderyhmät ja AFO:lla hoidettavat kävelyn ongelmat. Tutkimuksissa nämä tulivat esille tutkimuskysymyksissä ja kohderyhmissä.

2. Miten muutokset kävelyssä saadaan aikaan?

Kysymyksessä keskitytään arviointi- ja tutkimuskeinoihin, sekä AFO:n säätökeinoihin ja säätöihin. Tutkimuksien osalta nämä tulivat esille menetelmät osassa.

3. Mitä muutoksia saatiin aikaan käytetyillä työmenetelmillä?

Kysymyksessä keskitytään saavutettuihin muutoksiin, eli miten AFO:on tehdyt muutokset vaikuttivat tutkimustuloksiin. Tutkimuksissa tämä selvisi tutkimuksien tuloksista.

4.2 Otsikoiden ryhmittely

Kun olin saanut otsikot listattua, ryhmittelin ne viiteen ryhmään, jotka merkitsin värikoodein. Tämä selvensi hakutuloksia itselleni ja kertoi kuinka hakukone löysi osumia aihepiireittäin. Lisäksi siinä tapauksessa, että löydöksiä ei olisi ollut tai niitä olisi ollut liian vähän, olisi tästä menetelmästä ollut apua muiden mahdollisten hakusanojen tai aiheiden selvittelyssä.

Ensimmäiseen ryhmään kuuluivat otsikot jotka eivät aiheensa puolesta liittyneet suoraan ihmisen terveyteen tai anatomiaan. Toiseen ryhmään kuuluivat ne otsikot, jotka liittyivät ihmiseen, mutta eivät liittyneet aihepiiriltään alaraajoihin. Kolmanteen taas karsin ne jotka liittyivät kyllä alaraajoihin, mutta eivät nilkkaan sen toimintaan tai jalkaterään. Neljäs ryhmä piti sisällään jalkaterän ja nilkan alueet, mutta eivät sisältäneet sanaa tuning/tune/säätö. Viidenteen ryhmään sitten jäikin nilkan, jalkaterän alueen ja säädön sisältävät otsikot. Otsikoiden ryhmittelystä ei ollut tutkimusten löytämisen suhteen hyötyä, vaan toimi lähinnä varmistuksena ja havainnoitsemisvälineenä.

Sanahausta ja jaottelusta tutkimuksia listautui 14 kpl. Näistä hakutuloksista osa tutkimuksista olivat samoja tutkimuksia, niinpä jäljelle jäi 9 artikkelia. Näiden 9 artikkelin johdannot läpikäytyäni sain paremman käsityksen yhteneväisyyksistä, ja saatoin keskittyä niihin.

4.3 Valitut tutkimukset ja niiden käsittely

Tutkimus 1.

Tutkimuksen nimi: Effects of tuning of ankle foot orthoses-footwear combination using wedges on stance phase knee hyperextension in children with cerebral palsy - preliminary results. Tekijät: Jagadamma KC, Coutts FJ, Mercer TH, Herman J, Yirrel J, Forbes L, Van Der Linden ML. Julkaisuvuosi: 2009.

Tutkimus 2

Tutkimuksen nimi: Using musculoskeletal modeling to evaluate the effect of ankle foot orthosis tuning on musculotendon dynamics: a case study. Tekijät: Choi H, Bjornson K, Fatone S, Steele KM. Julkaisuvuosi: 2015.

Tutkimus 3

Tutkimuksen nimi: The immediate effects of fitting and tuning solid ankle-foot orthoses in early stroke rehabilitation. Tekijät: Carse B, Bowers R, Meadows BC, Rowe P. Julkaisuvuosi: 2014.

Tutkimus 4

Tutkimuksen nimi: The effects of tuning an ankle-foot orthosis footwear combination on kinematics and kinetics of the knee joint of an adult with hemiplegia. Tekijät: Jagadamma KC, Owen E, Coutts FJ, Herman J, Yirrell J, Mercer TH, Van Der Linden ML. Julkaisuvuosi: 2015.

Tutkimus 5

Tutkimuksen nimi: Visualisation to enhance biomechanical tuning of ankle-foot orthoses (AFOs) in stroke: study protocol for a randomized controlled trial. Tekijät: Carse B, Bowers RJ, Meadows BC, Rowe PJ. Julkaisuvuosi 2011.

Tutkimus 6

Tutkimuksen nimi: The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses. Tekijät: Yvette L. Kerkum, Han Houdijk, Merel-Anne Brehm, Annettieke I. Buizer, Manon L.C. Kessels, Arjan Sterk, Josien C. van den Noort, Jaap Harlaar. Julkaisuvuosi: 2015.

Tutkimus 7

Tutkimuksen nimi: Assessing the effect of using biomechanics visualization software for ankle-foot orthosis tuning in early stroke. Tekijät: B. Carse, R.J. Bowers, D. Loudon, B.C. Meadows, P.J. Rowe. Julkaisuvuosi: 2014.

Tutkimus 8

Tutkimuksen nimi: Automatic adjustment of initial drop speed of foot for intelligently controllable ankle foot orthosis. Tekijät: Takehito Kikuchi, Member, IEEE, Sousuke Tanida, Takashi Yasuda, Takamitsu Fujikawa. Julkaisuvuosi: 2013.

Tutkimus 9

Tutkimuksen nimi: Effects of tuning of the ankle foot orthoses footwear combination (AFO-FC) on the stance phase knee kinematics of children with cerebral palsy. Tekijät: K. Jagadamma, M. Van Der Linden, F. Coutts, T. Mercer, J. Herman, J. Yirrel, L. Hogg. Julkaisuvuosi: 2008.

Näistä yhdeksästä tutkimuksesta viisi olivat lyhyehköjä tiivistelmiä tai lyhyitä lehtiartikleita, joten hain täysimittaisia tutkimuksia Research Gate-palvelusivuston kautta suoraan tekijöiltä. Sain yhden tutkimuksen täysimittaisena sitä kautta (Using musculoskeletal modeling to evaluate the effect of ankle foot orthosis tuning on musculotendon dynamics: a case study). Säästin muiden tutkimuksien lyhyemmätkin versiot, sillä niissä oli kuitenkin vaihtelevasti tietoa tutkimuksista.

Seuraavaksi listasin tutkimukset. Tein taulukot 2 ja 3, toisessa luettelin tutkimuskysymykset, kohderyhmä, ajankohta (vuosi), menetelmät (ks. taulukko 2 s.30) ja toisessa tutkimustulokset (ks. taulukko 3 s.37). Näin tutkimukset olivat vertailtavissa helpommin keskenään. Tämän taulukon avulla kirjoitin kustakin tutkimuksesta tiivistelmät (ks. liite)

ja nimesin kunkin tutkimuksen, esimerkiksi: tutkimus 1, tutkimus 2. Kirjallisuuskatsauksen keskeinen sisältö -kappaleessa, tutkimuksiin viitatessani käytän myös pelkkää numeroa.

Tiivistelmien kirjoittamisen jälkeen tein tutkimuksista synteessin. Keskityin kokoamaan tuloksista laadullisen yhteenvedot kolmessa ryhmässä: tutkimuskysymyksistä ja kohderyhmistä, tutkimusten työmenetelmistä sekä tutkimusten tuloksista. Myös tässä oli apuna tekemäni taulukot (taulukot 1, 2 ja 3), jotka selvensivät tutkimuksien eroja ja samankaltaisuuksia.

5 Kirjallisuuskatsauksen keskeinen sisältö

5.1 Tutkimusten tutkimuskysymykset ja kohderyhmät

Mitä poikkeavan kävelyn ongelmaa hoidetaan AFO:lla?

Tämän opinnäytetyön tutkimuskysymyksellä on tarkoitus huomioida tutkimuksien kohderyhmät ja AFO:lla hoidettavat kävelyn ongelmat. (Ks. Taulukko 2)

Tutkimuksissa pyrittiin parantamaan kohteiden kävelyä. Neljässä tutkimuskysymyksessä tuli esille polven virheasentojen korjaaminen (1,4,6,9). Hyper-ekstensio oli näistä kolmen (1,4,9) tutkimuksen erikseen mainittu korjaustavoite jo tutkimuskysymysvaiheessa. Lisäksi tutkimuksessa 9 eriteltiin kaksi muuta virheellistä kävelymallia CP-lapsilla, liittyen polven fleksioon läpi tukivaiheen. Keskitukivaihe oli olennainen tarkastelun kohde polven käyttäytymisessä.

Tutkimuksessa 3 tavoitteena oli seurata AFO:n käyttöä kuntoutuksen varhaisessa vaiheessa. Tutkimuksessa 3 ja 4 kiinnitettiin huomiota kävelyn välittömiin ja lyhyen aikavälin muutoksiin halvauspotilailla.

Tutkimuksessa 2 seurattiin AFO:n vaikutusta alaraajojen lihasten ja jänneiden pituuksiin.

Tutkimuksessa 8 keskityttiin kävelyn alkukontaktin jälkeisen plantaarifleksio vaiheeseen (IDSF) ja sen hallintaan.

Kannan korotus ja pohjan jäykkyyden vaikutus säärikulmaan (SVA) tuli esille tutkimuksen 6 tutkimuskysymyksessä.

Jopa kahdessa tutkimuksessa oli aiheena kävelyanalyysin tulosten visuaalinen esitystapa ihmishahmoineen tietokoneohjelmalla. Oletuksena oli, että siitä olisi apua kuntoutuksessa ja AFO:n säädössä.

Kahdessa tutkimuksessa kohteena oli CP-lapsia. Muissa kohteina olivat aikuiset halvauspotilaat, paitsi tutkimuksessa 6 jossa he olivat kaikki perusterveitä. Myös tutkimuksessa 8 verrokkiryhmänä halvautuneelle potilaalle toimi perusterveitä.

Kahden tutkimuksen aikuisten halvauspotilaiden ryhmät olivat keski-ikältään 56 ja 57 vuotta. Kolmessa tutkimuksessa varsinainen kohde oli yksi henkilö: Post-Guillain-Barre syndrooma potilas (39v.); vasen hemiplegia (61v.) ja oikean keskimmäisen aivovaltimon (MCA) vamma (56v.). Halvauspotilailla oli halvauksestaan 3,5 viikkoa - 15 kuukautta.

Taulukko 2. Tutkimusten tutkimuskysymykset, menetelmät ja kohderyhmät

Tutkimus	Kohderyhmä (hlö. Määrä/ikä)	Tutkimuskysymykset	Menetelmät
Tutkimus 1	CP-lapsia. (5kpl)	*AFO:n säätö. *Tukivaiheen polven hyper-ekstensio.	-3D-kävelytesti. -SVA säätö kulmapaloilla. -Vertailu säätämättömiin AFO:ihin.
Tutkimus 2	Oikean keskimmäisen aivovaltimon (MCA) vamma, vasen hemiplegia. 11kk halvaantumisesa (1kpl/56 v.)	AFO:n vaikutus lihasten jänteiden pituuksiin ja kävelyyn.	-3D-kävelyanalyysi x2. -SVA:n säätö kulmapaloilla. -AFO:a verrattiin PLS-AFO:on ja kengillä kävelyyn.
Tutkimus 3	3,5 viikkoa halvaantumisesta. (8kpl/ka.57v.)	AFO:n vaikutus halvautuneen kävelyyn, kuntoutuksen varhaisessa vaiheessa.	-3D-kävelyanalyysi. -SVA:n säätö kulmapaloilla.

Tutkimus	Kohderyhmä (hlö. Määrä/ikä)	Tutkimuskysymykset	Menetelmät
Tutkimus 4	15kk halvaantumisesta. Vasen hemiplegia. Vasen puoli hypertoninen. (1kpl/61v.)	*Säätöprosessi. AFO:n vaikutus tukivaiheen polven hyper-ekstensiioon. *Välittömät ja lyhyen aikavälin vaikutukset.	-3D-kävelyanalyysi x2. -AFO:säätö kulmapaloilla SVA + keinupohjakenkä.
Tutkimus 5	Halvauksesta 1-12kk. Hemiplegia. (noin 70kpl)	3D-mallinnuksen vaikutus AFO:n käytössä ja informaation vaikutus työryhmään ja kohdehenkilöihin.	-2 ryhmää, joista toinen verrokki ilman 3D:tä ja kohteiden informointia (käytössä normaali videokuva). -6x2min kävelyä.
Tutkimus 6	Perusterveitä. (10kpl/ka.24v.)	Keskitukivaiheessa: *AFO:n kannan korkeus ja pohjan jäykkyyden vaikutus SVA:han *Miten SVA:n muutokset vaikuttavat polveen ja lantioon.	-Valmiiksi rakennetut AFO:t. -Pohjaosaan 2 eri jäykkyyttä. -Kannan korotus, SVA säätö kulmapaloilla.
Tutkimus 7	5 viikko halvauksesta. (10kpl/ka.56 v.)	Parantaako 3D-mallinnus AFO:n säädön tuloksia.	-2 ryhmää joista toinen verrokki, ilman 3D:tä ja kohteiden informointia (käytössä normaali videokuva). -4 kävelykertaa alkutaso-7pvä-3kk-6kk.
Tutkimus 8	Post-Guillain-Barre sydrooma. Tahdottomia liikkeitä. Drop-foot. (1kpl/39v.)	i-AFO ja IDSF:n hallinta ja kävelyn parantaminen.	-i-AFO:n säätö tehtiin perusterveen koeryhmän tulosten perusteella. -Kohdetestit, omalla AFO:lla ja säädetyllä i-AFO:lla. -Omatekoiset tutkimus ja AFO:n kontrollilaitteet.
Tutkimus 9	CP-lapsia. (8kpl/ka.9v.)	AFO:n säätöjen vaikutus tukivaiheen polven kinematiikkaan.	-3D-kävelyanalyysi. -Kohteiden omat AFO:t, joita säädettiin (SVA). -Tulosten vertailu tilastolliseen normiin.

5.2 Tutkimusten työmenetelmät

Miten muutokset kävelyssä saadaan aikaan?

Kysymyksessä keskitytään arviointi- ja tutkimuskeinoihin, sekä AFO:n säätökeinoihin ja säätöihin. (Ks. Taulukko 2)

Kävelyn analysointiin käytettiin melkein kaikissa tutkimuksissa 3D-liikeanalyysi laitteistoa. Tutkimuksessa 9 sitä ei tekstin niukkuuden vuoksi mainittu, mutta luultavimmin kävelyanalyysit on tehty videokameralla, sillä tarkastelun kohteena oli kinematiikka. Tutkimuksessa 8 oli käytössä Microsoft Kinectin liiketunnistinjärjestelmä kameran tai 3D-liikeanalyysilaitteiston sijaan. Neljässä tutkimuksessa (4,5,6,7) eriteltiin 3D-laitteisto Vicon 612:ksi ja neljässä tutkimuksessa kameramäärä oli 8kpl. Vicon 612:n laitteiston yhteydessä mainittiin erikseen Vicon Plug-in-Gait (PiG) -ohjelmisto tutkimuksessa 4, ja tutkimuksessa 8 nMotion (nac Image Technology Inc.) -ohjelmisto.

Tutkimuksissa 5 ja 7 oli tutkimuskohteena 3D-liikemallinnuksen vaikutus verrattuna perinteisempiin keinoihin. Tutkimuksessa 5 eriteltiin nämä perinteisemmät keinot: silmämääräinen analysointi videolta ja painelevyt. Painelevyjä käytettiin monessa tutkimuksessa määrän vaihdellessa 2-6 kappaleen välein. Kahdessa tutkimuksessa painelevyjen merkiksi mainittiin AMTI.

Kohderyhmät jaettiin kolmessa tutkimuksessa (5,7,8) kahteen eri ryhmään. Kahdessa (5 ja 7) näistä tutkittiin kävelyanalyysin tietoja visualisoivan ohjelmiston vaikutuksista, ja ne olivat myös RCT- (random controlled trial) eli sokkotestejä. Tutkimuksessa 8 verrokki-ryhmänä oli perusterveitten ryhmä, jonka tulosten perusteella säädettiin käytössä ollut i-AFO, jota sitten testattiin varsinaisen kohteen kanssa. Muissa tutkimuksissa kohteet olivat yhtenä ryhmänä käsiteltäviä, tai kohteita oli vain yksi. Toteutuneissa tutkimuksissa kohdehenkilöitä oli 1-10kpl. Tutkimuksessa 5, joka keskeytyi, suunniteltu kohdehenkilömäärä oli 70kpl.

Kävelyanalyysien käyntikerrat olivat useimmiten 2-4. Vain tutkimuksessa 6 käyntikertoja oli yksi. Tutkimuksesta 1 ei ole materiaalin vähyden vuoksi tietoa. Useamman käyntikerran aikavälit olivat lähtötaso-käynnin jälkeen useimmiten 3 ja 6 kuukautta. Tutkimuksessa 7 toinen käynti tehtiin viikon päästä lähtötasosta. Käyntikertojen aikaväleillä haluttiin toisissa tutkimuksissa selvittää välittömiä tai lyhytaikaisia vaikutuksia, ja joissakin hie- man pitempiä. Yleensä ensimmäisellä käynnillä tutkittiin alkuperäistä kävelymallia jonka

jälkeen tehtiin korjaavia säätöjä ja tehtiin uusi kävelytesti. Myöhemmät käynnit olivat kontrollikäyntejä, joilla seurattiin muutosten vaikutusta pitempiaikaisesti.

Tutkimuksissa mitattiin kävelynopeuksia (2,3,7,8), askeleen pituuksia (3,4,7,8) ja askel-tiheyttä (3,7) sekä askelsymmetriaa (7). Tarkastelun alaisena oli kävelyn kinematiikka ja kinetiikka. Kuvatut ja mitatut kävelyt muutettiin useimmiten 3D ohjelmistolla muotoon mistä näki kohteen simuloitun kävelyn. Tutkimuksessa 2 seurattiin Gastrocnemiuksen pituutta ja toimintaa, jota mitattiin luuston ja lihaksiston 3D-mallinnuksella.

Vain tutkimuksessa neljä kerrottiin kävelymatka, 10m. Tutkimuksessa 6 eriteltiin kävelykerrat yhdellä käynnillä, 6kpl jotka kestivät kukin 2 minuuttia kohteen itse määrittelemää vauhtia. Tutkimuksessa 8 kerrottiin i-AFO:n säätöjen määritellyn kävelyvauhdille 1-2,5km/h. i-AFO poikkeaa muiden tutkimuksien AFO:ista, koska se on suunnitteluvaiheessa oleva prototyyppi, jossa on kävelyä mittaavia osia ja nilkan plantaarifleksion nopeutta säättävä jarru.

Tutkimuksessa 5 tuotiin tutkimuksen tekstissä esille kävelyanalyysien ja säätöjen varsinaiset tekijät, mutta he olivatkin samalla tutkimuksen kohteena, esille tuonti tehtiin ammattinimikkeillä. Tässä tutkimuksessa tekijät toimivat kahdessa eri ryhmässä kahdelle eri potilasryhmälle. Kummatkin ryhmät koostuivat fysioterapeutista ja apuvälineteknikosta. Lisäksi kummankin ryhmän palveluksessa oli terveysteknologian insinööri joka oli vain avustavana henkilönä hoitamassa laitteistoa.

Testeihin käytetyistä AFO:ista oli tietoa vaihtelevasti. Kävelytesti saatettiin tehdä aluksi kohteiden omilla AFO:illa tai alkuperäisillä säädöillä joita sitten korjattiin. Tutkimuksessa 3 oli maininta yksilöllisestä AFO:sta. Neljässä tutkimuksessa (3,5,6,7) oli maininta AFO:jen valmistuksesta tai että kohteille annettiin AFO:t. Lisäksi tutkimuksessa 8 i-AFO oli ihan oma prototyyppinsä, tosin alustaviin kävelytesteihin kuului avojaloin ja omilla AFO:illa kävely.

Tutkimuksesta 3 sain käyttööni vain johdannon joten tarkempaa tietoa ei siitä tutkimuksesta saanut, mutta siinä kyllä mainittiin AFO:n yksityiskohtainen määrittely. Tutkimuksesta 5 löytyi yksityiskohtaiset kriteerit AFO:lle, jotka olikin listattu (ks. liite tutkimus 5). Toisissa tutkimuksissa oli joitain summittaisia kuvauksia AFO:jen rakenteesta. Kuten huomauttaminen siitä, että käytössä olevat nilkkaortoosit olivat juuri kovamuovisia

AFO:ja, eikä joitain pehmeämpi mallisia AFO:ja. Tutkimuksessa 6, missä kohderyhmänä oli perusterveitä henkilöitä, AFO:ja valmistettiin 2 paria kahta eri kokoa joista he valitsivat mieluisimmat.

Säädöt tehtiin miltei yksinomaan kantakorkojen ja keinupohjien avulla, suoraan AFO:on tai kenkiin. Kantakorkoja käytettiin säätämään säärikulmaa (SVA), jonka myötä maan vastavoima (GRF) siirtyisi sagittaalisessa tasossa ja korjasi nivelten toimintoja, säären kulman muutoksen kautta. SVA:sta oli tarkemmin mainintoja tutkimuksessa 4 jossa korjaava säätö tehtiin 0°-14°. Tutkimuksessa 6 säädöt SVA:han olivat 5, 12 ja 20 astetta. Tutkimuksessa 2 oli maininta normista, mutta käytössä ollut tutkimus materiaali oli vajaa. Korjaukset tehtiin tutkimuksen 6 mukaan paikallaan, mutta seuranta keskitettiin suurimilta osin keskituki ja lopputukivaiheeseen.

Tutkimuksessa 8 i-AFO oli poikkeava tuote muihin tutkimuksien AFO:ihin verrattuna, koska sen toiminta oli aktiivisesti liikettä ohjaava, jarruttaessaan plantaarifleksiota jarruilla. Eli alkukontaktin jälkeen tapahtuvan liikkeen, jalkapöydän laskeutuminen alustaan (plantaarifleksio), hallinta jarrujärjestelmällä ja eri nopeuksilla. Tutkimusryhmä oli itse koonnut sensoreista ja järjestelmistä kävelyn eri vaiheita mittaavan ja tunnistavan kokonaisuuden. Se sisälsi mm. kiihdytystä mittaavan potentiometrin, AFO:n pohjassa olevat kytkimet ja Microsoft Kinectin liiketunnistimesta sovelletun järjestelmän tunnistamaan kävelyn liikkeitä.

5.3 Tutkimusten tulokset

Mitä muutoksia saatiin aikaan käytetyillä työmenetelmillä?

Kysymyksessä keskitytään saavutettuihin muutoksiin, eli miten AFO:on tehdyt muutokset vaikuttivat tutkimustuloksiin. (Ks. Taulukko 3)

Tutkimuksissa AFO:t olivat tehokas keino kävelyjen puutteisiin.

Jalan asennon kontrollointiin käytettiin säärikulman (SVA) säätöä kantakoroilla. Näin vaikutettiin positiivisesti kävelyä haittaaviin tekijöihin, kuten polven virheellisiin toimintoihin, eli hyper-ekstensioon sekä kävelyssä väärin ajoittuvaan tai suoritettuun fleksioon. AFO:n käytön ansiosta kävelynopeus parani neljässä tutkimuksessa (2,3,7,8), askeltiheys kahdessa (3,7), askelpituus neljässä (3,4,7,8) ja askel symmetria tutkimuksessa 7.

Kantapaloilla korkoa nostaen saatiin aikaan säärikulman (SVA) kasvu, joka mahdollisti polven toiminnan paranemisen. Polven hyper-ekstension väheneminen tai poistuminen oli yleinen mainittu tulos (1, 2, 4, 9). Tutkimuksessa 4, SVA:n säädöllä (0° -> 14°) saatiin hyper-ekstensio vähenemään keskitukivaiheessa, mutta päätetukivaiheessa se vielä säilyi. Vasta keinupohjan lisäämisellä saatiin aikaan hyper-ekstension poistuminen. Lisäksi polven fleksio oli viivästynyt esiheilahdusvaiheessa, mutta keinupohjallisella senkin ajoitus parani.

Nilkassa tapahtuvia muutoksia havainnoitiin joissain tutkimuksissa (2, 6, 8). Tutkimuksessa 2 seurattiin gastrocnemiuksen pituutta, jonka mediaalisen puolen passiivinen pituus jäi vajaaksi maksimistaan, syynä AFO:n rajoittama liike. Gastrocnemiuksen lyhentäminen AFO:lla paransi kävelynopeutta, helpotti jäykkäpolvikävelyä ja paransi terveen puolen kinematiikkaa.

Tutkimuksen hypoteesi, lyhentynyt Gastrocnemius vaikuttaa polven virheisiin, osoittautui osin oikeaksi. Lyhentämällä gastrocnemiusta, se ei enää vaikuttanut nilkan vajaaseen dorsifleksioon ja polven virheelliseen fleksioon, ja polven kinematiikka heilahdusvaiheessa parani osittain. Mainitaan, että heikentyneessä kävelyssä plantaarifleksorit vahvistavat lopputukivaiheessa polven täyttä vaadittavaa fleksiota ja heilahdusvaiheessa sen ansiosta polvi saavuttaa täyden ekstension. Niinpä AFO:a käytettäessä nilkka pysyy jäykkänä ja plantaarifleksorit eivät voi osallistua kiihdytykseen polven ekstensiota varten. SVA:n kasvaessa polvi koukistuu ja muutos kasvattaa asennon ylläpiitoon tarvittavaa polven sis. ekstensio momenttia.

Polveen heilahdusvaiheessa saatiin positiivinen vaikutus, kun SVA oli vähennetty 15-12 asteeseen. Sitä ennen sis.plantaarifleksio momentti, sekä polven sis. ekstensio momentti olivat kummatkin kasvaneet AFO:n käytöstä johtuen. Kulman muutoksen ansiosta sis. plantaarifleksio momentti kasvoi ja polven sis. ekstensio momentti laski, ja heilahdus parani edelleen. SVA:n muutos vaikuttaa myös korkokengän tavoin, vähentäen nilkan toimintasädettä.

Käytettävät AFO: t olivat kuitenkin useimmiten jäykkiä malleja, joten aktiivista liikehdintää nilkkanivelen suhteen ei voinut odottaa. Tutkimus 8 on tästä poikkeus, koska siinä käytettiin itsekehitettyä i-AFO:a, joka vaikutti nilkan liikkeisiin. Nilkan toiminto tutkimuksessa

8 oli oleellista, drop-foot pyrittiin korjaamaan i-AFO:lla ja sen, nilkkaa aktiivisesti ohjauksella toiminnolla. Alkukontaktin jälkeinen jalkaterän laskeutuminen saatiin kontrolliin ja jalka ei enää läpsynyt alustaan hallitsemattomasti.

Tutkimuksessa 6 kannan korotus kasvatti nilkan sisäistä plantaarifleksio-momenttia keskikivaiheessa, ja jäykkä pohja kasvatti sitä vielä lisää. Jäykkä pohja hillitsi kuitenkin polven fleksiota ja sisäistä ekstensio-momenttia, joita SVA:n suureneminen kasvatti.

Lantiossa tapahtuvia muutoksia havainnoitiin tutkimuksissa 2 ja 6.

Tutkimuksissa itse kävelyn yleisimpiä muuttujia olivat kävelyn nopeus, askeltiheys ja askelpituus. Tutkimusten toiminnallisen kohteen, siis kävelyn, luonteesta johtuen tarkastelukohteet keskittyivät raajojen liikkeisiin ja nivelissä vaikuttaviin voimiin (kinematiikkaan), sekä kävelyn vaiheiden sujumiseen.

Tutkimuksissa 7 ja 5 tavoitteena oli selvittää 3D ohjelmiston vaikutuksia ongelmaryhmien tuloksiin. Tutkimuksissa toiselle ryhmälle annettiin käyttöön laitteisto ja ohjelmisto joiden avulla kävelyn tulokset esitettiin visuaalisesti simulaationa ja kohderyhmille selvitettiin nämä tulokset ja heitä tiedotettiin edistymisestään, tulokset olivat positiivisia tällaisen menetelmän puolesta. Verrokkiryhmällä oli käytössään perinteisemmät menetelmät, silmäääräinen arviointi videolta ja painelevyt, lisäksi kävelyn suorittajia ei tiedotettu edistymisestään.

Kohderyhmä myönnettiin pieneksi tutkimuksessa 7. Tässä tutkimuksessa huomioitiin kyllä positiivinen tutkimustulos 3D ohjelmiston käytön puolesta, verrattuna perinteisempiin menetelmiin, mutta ryhmän koko olisi voinut olla suurempi. Tutkimuksessa kaivattiin isompaa kohdehenkilöiden ryhmää, jotta selviäisi pitkän aikavälin vaikutukset kävelyyn, aktiivitasoon ja elämänlaatuun. Kuten myös tutkimuksen 1, jossa tutkittiin AFO:n säätämisen vaikutusta hyper-ekstensioon CP-lapsilla, mainittiin tarve tehokkaammalle tutkimukselle pidemmällä seuranta-ajalla.

Tutkimus 4 oli ainoa, jossa esiintyi tuloksissa kivun vähentyminen. Tutkimuksen kohteena oli 61-vuotias hemiplegiaatikko, jonka polven hyper-ekstensiota pyrittiin korjaamaan AFO:n säädöillä.

Taulukko 3. Tutkimusten tulokset

Tutkimus	Tulokset
Tutkimus 1	<ul style="list-style-type: none"> *Polven hyper-ekstensio väheni. *Kulmapaloilla säätämisen jälkeen SVA tuli lähemmäksi normaalia. *Säätöjen vaikutukset olivat erillaisia hemi- ja hemiplegiaatikoille. *Suositeltiin 15kpl testierää, jotta erot erottuisivat selvemmin.
Tutkimus 2	<ul style="list-style-type: none"> *Terveen puolen jalan tukivaihe lyheni ja nivelten liike parani AFO:lla. *Kävelynopeus parani SVA-kulman säädön jälkeen 15-12°. *Gastrocnemiuksen lyhentäminen AFO:lla paransi kävelynopeutta ja helpotti jäykkäpolvikävelyä (stiff-knee gait). *Polvi ei päässyt heilahdusvaiheessa täyteen ekstensioon, ennen kuin SVA säädettiin 15-12°.
Tutkimus 3	<ul style="list-style-type: none"> *AFOjen kanssa kävelynopeus, askelpituus ja askeltiheys kasvoivat. *Askelten symmetria parani myös, mutta ei huomattavasti. *Polven ja lonkan nivelissä ei huomattavia muutoksia.
Tutkimus 4	<ul style="list-style-type: none"> *1. Käynti: (SVA 0-14°) polven hyper-ext. väheni keskitukivaiheessa, mutta ilmeni vielä päätetukivaiheessa. Polven fleksio oli vielä viivästynyt esiheilahdusvaiheessa. Keinupohjallisen lisäyksen jälkeen polven hyper-ekstensio katosi myös päätetukivaiheessa, ja polven fleksio esiheilahdusvaiheessa parani. *Polven fleksion huippumomentti kasvoi ja ekstension huippumomentti väheni säädön jälkeen. *2. Käynti: Kadonnut polven hyperekstensio oli palannut hieman. Säädön jälkeinen korostunut polven fleksio alkukontaktissa oli kasvanut käynnille 2. Polven fleksion huippumomentti oli vähentynyt ja ekstension huippumomentti oli kasvanut 2. käynnille tultaessa. *Askelpituus parani ja polven yliojennus väheni. *Polven kipuili väheni ja sen toiminta parani. *3 kuukauden jälkeen huomattiin selvä ero verrattuna säätämättömään AFO-FC:hen
Tutkimus 5	Tutkimus keskeytetty, ei tuloksia.
Tutkimus 6	<ul style="list-style-type: none"> *Pohjallisen jäykkyydellä ei vaikutusta SVA:han. SVA suurempi liikkeessä kuin paikallaan mitattuna. *SVA:n kasvusta polven fleksio ja sis.ekstensio momentin kasvu. Jäykkä pohjallinen hillitsi vaikutusta (SVA kulmissa 20° ja 5°). *Kannan korotus kasvatti lantion fleksiota ja nilkan sis.plant.fleksio momenttia keskitukivaiheessa. Jäykän pohjallisen kanssa sis.plant.fleksio momentti kasvoi lisää. *Jäykällä pohjalla ei ollut vaikutusta nilkan ja lantion kulmiin, eikä reisi-nivelen sisäisiin momentteihin. =Pohjan jäykkyyden huomiointi on tärkeää.

Tutkimus	Tulokset
Tutkimus 7	*3D-laitteistoa käyttävä ryhmä paransi kävelynopeuttaan selvästi verrattuna verrokkiryhmään. Askelpituus ja askeltiheys kasvoivat myös enemmän. *Verrokkiryhmän askelpituuden symmetria parani enemmän.
Tutkimus 8	*Verrokkiryhmä: Kävelyn nopeus korreloi askelpituuteen ja IDSF:ään. Tulosten perusteella tehtiin uusi kontrolli-metodi, jonka avulla i-AFO tunnistaa kävelyn vaiheet, ja toimii sen mukaan myös eri nopeuksilla. *PGB-kohde: AFO:illa laahaava askellus parani, kantaisku oli selvä. *i-AFO poisti myös drop-foot:in. Se paransi myös alkukontaktin ja kuoritusvasteen kestoa vrt. AFO:on. Kävelysyklin kesto piteni. *IDSF:n nopeus oli hallinnassa i-AFO:lla eri nopeuksilla.
Tutkimus 9	*Polven ekstension huippu väheni kaikilla ryhmillä. *Säätäminen korosti polven fleksiota alkutukivaiheessa ja fleksion huippua tukivaiheessa 1.ryhmällä. Toisella 2 muulla ryhmällä ne vähenivät. *Säätäminen optimoi polven ekstension huippua 1. ryhmällä lisäämällä fleksiota, ja 2.ryhmällä vätentämällä fleksiota.

6 Johtopäätökset tutkimustuloksista

Tavoitteena oli löytää yhteneviä piirteitä tutkimuksissa, jotka käsittelevät AFO:jen käyttöä ja testaamista. Yhteneviä piirteitä löytyikin.

Tein aiheesta systemaattisen kirjallisuuskatsauksen. Kohdistin haun internetissä olevien hakupalvelujen tarjontaan. Käytin hakukoneina Systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tekeminen- kirjassa (2007), sekä Metropolian sivuston LibGuide:ssa esiintyviä hakukoneita.

Tein haun valituilla hakusanoilla ja löydetyistä tutkimuksista tein taulukon. Taulukko jäseni tutkimuksien tutkimuskysymykset, kohderyhmät, menetelmät ja tulokset. Näiden avulla tein kustakin tiivistelmät ja se lisäksi synteesin tutkimuksien kesken. Keskityin tutkimuksien yhteneviin piirteisiin opinnäytteen aiheen mukaan.

Mitä poikkeavan kävelyn ongelmaa hoidetaan AFO:lla?

Polven ja nilkan alueen muutoksissa painopiste oli sagittaalisen tason liikkeissä ja sen hallinnassa. Polven ollessa kyseessä tutkimuksen kohteena oli usein polven hyper-eks-tensio. Myös polven virheellisten fleksio-mallien parantaminen oli kohteena eräässä tut-kimuksessa. Tutkimuskysymyksissä yleinen kävelyn suorituksen parantaminen oli lähtö-kohtainen tavoite. Myös kävelyanalyysilaitteiston 3D-mallinnuksen vaikutusta kävely-analyysin tehoon tutkittiin.

Tutkimuksien kohderyhmät olivat hyvin samankaltaisia, tämä on huomioitavaa varsinkin kun tutkimuksia ei etsitty tai karsittu kohderyhmien perusteella. Ryhmien kävelyn heik-koudet johtuivat raajojen heikkouksista sekä liikkeiden ja lihasten hallitsemattomuus-ta. Nämä puutteet ilmenivät raajojen virheasentoina ja virheliikkeinä. Odotetusti koh-deryhminä oli paljon hemiplegia-potilaita ja CP-lapsia. Pelkästään yksi tutkimus oli pe-rusterveillä tehty. Joissakin ryhmissä verrokkiryhmänä toimi perusterveitä.

Miten muutokset kävelyssä saadaan aikaan?

SVA:n säätämisen avulla vaikutettiin varsinkin polven muutosten hallintaan. Eräässä tut-kimuksessa mainittiin suoraan SVA-kulman tarkastelun olevan selvästi tärkeämpi jalan asennonhallinnassa, kuin nilkka-kulman tarkastelu. SVA:n säädöt tehtiin kantakulmapa-loilla, joko AFO:on tai kenkään. SVA:n kontrolloinnin lisäksi oleelliseksi tekijäksi osoit-tautui myös pohjallisen jäykkyys. Se hillitsi polven fleksiota ja sisäisiä momenteja, SVA-kulman kasvattaessa niitä. Myös keinupohjallisella saatiin vietyä eteenpäin AFO:n ai-kaan saamia positiivisia muutoksia.

3D-analyysilaitteistoa käytettiin miltei kaikissa tutkimuksissa. Parissa tutkimuksessa 3D-mallinnus oli itsessään tutkimuksen kohteena, jota verrattiin silmämääräiseen analysoin-tiin. Oli myös yksi tutkimus jossa tehtiin oma 2D liiketunnistin järjestelmä. Painelevyt oli-vat myös paljon käytettyjä välineitä. Ainoastaan parissa tutkimuksessa perinteisempi sil-mämääräinen tarkastelu oli käytössä, ja sitäkin käytettiin keinona vertailla 3D-laitteiston käytön tehokkuutta. Tosin pienemmät toimijat työelämässä eivät pääse näihin laitteistoi-hin käsiksi, kustannuksien vuoksi. Tutkimusten pohdinnoissa esiteltiin tarve vaihtoehtoi-sille halvemmille laitteille tai keinoille tehdä vastaavia tutkimuksia.

Mittaus- ja kävelyanalyysimenetelmät olivat yhteneviä tutkimuksissa. Tutkimuksissa mitauskohteina olivat kävelyn nopeus, askelten sijoittuminen ja niiden suhde toisiinsa. Tarkastelun kohteena oli myös kinematiikka, jossa seurattiin jalan liikkeitä kävelyn eri vaiheissa, sekä nivelten toimintoja ja niihin vaikuttavia voimia, joita mitattiin 3D-laitteiston yhteydessä käytettävillä ohjelmilla. Näitä tietoja verrattiin normaaliin kävelyyhin ja poikkeavan kävelynvaiheen korjaamiset tehtiin tämän normin saavuttamiseksi.

Tutkimusten kohderyhmät pysyivät alle 10 hengen suuruisina. Käyntikertoja ryhmille tuli 2-4, kun kyseessä oli useampi käyntikerta. Myöhäisimmät käyntikerrat ulottuivat 3 ja 6 kuukauden päähän. Joissain tutkimuksissa kaivattiin isompia kohderyhmiä, jotta saataisiin uskottavampi otanta. Seuranta-aikaa ehdotettiin muutamaa kuukautta pidemmäksi, jotta tutkimuksessa AFO:on tehtyjen muutosten vaikutusta alaraajoihin voitaisiin tutkia kattavammin, sekä niiden vaikutusta arkielämään.

AFO:jen määrittelyt olivat vajavaisia tutkimuksissa, jos sitä oli ollenkaan. AFO:jen ominaisuuksista ja niihin tehtävistä säädöistä pitäisi olla enemmän yksityiskohtaista tietoa. Testeihin käytetyt AFO:t olivat tutkimusten kohdehenkilöiden omia tai heille tutkimusryhmän luovuttamia. Tarkempaa tietoa AFO:jen yksityiskohdista ja rakenteesta ei ollut muutenkaan tutkimuksessa, ja tämä mainittiin toistuvasti yleiseksi puutteeksi tutkimuksien parissa. Kahdessa tutkimuksessa tähän kiinnitettiin enemmänkin huomiota ja niissä toisessa olikin määrittelyt ja kuvaus tutkimukseen käytetyistä AFO:ista. Tutkimusten pohdintoissa kaivattiin tarkempaa kuvailua myös AFO:on tehtävistä säädöistä. Se miten säätöjä tehtiin AFO:on, oli tutkijoiden mielestä liian vähän kuvailtu asia.

Mitä muutoksia saatiin aikaan käytetyillä työmenetelmillä?

Tutkimuksissa oli hyvin samantapainen lähestymistapa alaraajan ongelmiin. Tutkimustuloksissa AFO:n käyttö vaikutti selvästi kävelyyhin ja virheasentoihin. SVA:han tehtävät muutokset korjasivat virheasentoja ja paransivat kävelyä. Polven hyper-ekstensio saatiin korjattua SVA:n säädön myötä. Eräässä tutkimuksessa polven hyper-ekstensio väheni keskitukivaiheessa, mutta jäi vielä päätetukivaiheeseen. Keinupohjallinen korjasi tämän.

Tutkimuksista kävi ilmi tärkeitä yhteneviä asioita. SVA on käytetty ja toimiva mittari jalan asennon analyysiin. Siihen on olemassa normi jota noudattamalla saadaan tuloksia aikaan. Kuitenkin esiin tullut pohjallisen jäykkyys on huomionarvoinen tekijä, vaikuttaessaan SVA:n aiheuttamien muutoksien rinnalla positiivisesti jalan liikkeisiin ja voimasuhteisiin.

Tuloksia nilkan liikkeistä ei ollut niin paljoa, johtuen tutkimuksissa käytettyjen AFO:jen nilkkaosan jäykkyydestä. Nilkan liikkeen tuloksia ilman AFO:a käytettiin vertailuun AFO-kävelyä tutkittaessa. Muut nilkan tulokset liittyivät usein AFO:n kanssa suoritettuun plantaarifleksioon tai nilkkaan vaikuttaviin sisäisiin momentteihin. Lantion muutoksista oli mainintoja, mutta ne rajautuivat tämän opinnäytetyön aiheen ulkopuolelle.

7 Tutkimuksen luotettavuuden pohdinta

Tutkimuksen hakuprosessi on tarkkaan kuvailtu ja se tukee tutkimuksen luotettavuutta. Kuitenkin itse hakusanat olisivat voineet olla kattavammat, vaikka yhden ihmisen työksi tutkimuksia tuli tarpeeksi näilläkin hakusanoilla. Yksin tekeminen systemaattisessa kirjallisuuskatsauksessa on kuitenkin katsauksen luotettavuutta heikentävä asia.

Hakukoneet joita käytin olivat kirjallisuusanalyysioppaan ja koulun sivustolta. Otanta olisi voinut olla suurempi, mutta lähteet ovat luotettavia. Hakukielinä toimivat vain suomi ja englantia, joka heikentää haun luotettavuutta.

Syntetisointi ja tutkimuksista tehdyt tiivistelmät olivat haastavia, ja niiden osalta luotettavuutta voi aina kyseenalaistaa. Kysymys sen osalta kuuluu, kuinka paljon tutkimuksien tulkitsemisessä on tullut virheitä, vaikka kävin tutkimukset toistuvasti ja tarkistaen yhä uudestaan läpi.

Kuitenkin tutkimuksien ollessa samankaltaisia ja löydettyäni toistuvia aihepiiriin liittyviä korjausehdotuksia, tuotti tämä kirjallisuuskatsaus tuloksia joista voi tehdä jatkotutkimuksia ja edellä esitettyjä päätelmiä.

8 Systemaattisen kirjallisuuskatsauksen arviointi

Kirjallisuuskatsauksen alkujatuksena oli keskittyä AFO:on ja sen säätämiseen, vaikka aluksi aihe oli hieman hämärän peitossa. Tämä epävarmuus varjostikin aikalailla opin- näytetyön ja kirjallisuuskatsauksen tekemistä, myöhemminkin. Oli hankala keskittyä työn osa-alueisiin, kun ei ollut tietoinen mitä varsinaisesti olin tekemässä tai etsimässä mate- riaalista. Kuitenkin pääsin aiheeseen sen verran kiinni, että sain selville hakusanoja joilla saatoinkin alkaa työstämään hakuja.

Aloitin lokakuussa tutkimusten haun hakukoneilla ja tein tuloksista hakutaulukon, johon otsikoin löydetty tutkimukset ennen varsinaisten käsiteltävien tutkimuksien valintaa. Ha- kutaulukon tekeminen oli tutkimuksien löytämisen kannalta turha työ. Kaikkia hakusa- noja käyttäen, loppuun asti viety haku, tuotti jo itsessään tulokseksi käytettävät tutkimuk- set ilman tätä taulukkoa. Jos haku olisi epäonnistunut, olisi siitä kuitenkin ollut hyötyä mahdollisen vaihtoehdoisen haun muodostamisessa, ja tulokseton haku kirjallisuuskat- sauksessa on itsessään yksi mahdollinen tulos! Lisäksi taulukko hahmotti hieman haku- kenttää ja aihepiiriä.

Hakusanoja oli haussa suhteellisen vähän. Rinnastettavia hakusanoja olisi voinut olla AFO:sta lyhentämätön versio ja suomenkielinen käännös, nilkkaortoosi. Sekä säätö ja tune (eng. säätö) sanoista olisi voinut olla synonyymeja. Tekemäni haku tuotti kuitenkin sopivan määrän tuloksia yhden ihmisen työksi. Hakutaulukon tekemisen jälkeen aloin käymään löydettyjen yhdeksän tutkimuksen johdantoja läpi, saadakseni mielikuvaa min- kälaisesta aihepiiristä löydöt koostuivat.

Joulukuu meni tutkimusten tarkastelun parissa. Kävin tutkimuksia muutenkin läpi pitkin kevättä. Välillä tutkien esim. tutkimusten tutkimuskysymyksiä, välillä tarkastaen yleensä mitä ne käsittelivät tai etsien jotain yksityiskohtaa. Joulukuussa alkoivat myös oppin- näytetyön tutkimuskysymykset hahmottumaan, niissä oli kuitenkin hiomiseen varaa myö- hemmin.

Tammikuussa aloitin keskeiset käsitteet-osion tekemisen, kun olin päässyt perille tutki- musten sisällön vaatimista aihepiireistä. Aloin myös tekemään valituista tutkimuksista

omaa taulukkoansa, joka kokosi tutkimuksien piirteitä yhteen. Taulukosta oli hyötyä tutkimusten välisten piirteiden hahmottamisessa, ja se tarjosi hyvä alustan kokoamaan monen tutkimusten tiedot helpommin käsiteltävään ja käsitettävään muotoon.

Helmikuussa jatkoin keskeiset käsitteet-osion tekemistä, kuten myös maaliskuussa. Välissä kirjoitin myös itse kirjallisuuskatsauksesta. Aloitin maaliskuun lopussa synteisien tekemisen, sen jälkeen kun olin käynyt taas kaikki tutkimukset kertaalleen läpi. Huhtikuun loppuun mennessä sain synteisit loppuun ja siirryin tähän pohdinta osioon.

Työn alun merkittävä hankaluus oli mainittu epävarmuus tavoitteesta. Jos tavoite olisi ollut selkeämpi, niin olisin voinut tehdä työjärjestyksen selkeämmäksi ja tutkimuksien läpikäynti olisi ollut helpompaa. Myöhemmin kävin tutkimuksia useaan kertaan läpi jo siitäkin syystä että kertaluvulla oli mahdotonta saada asioita ulos tutkimuksista. Siinä tapauksessa minun olisi pitänyt olla erittäin määrätietoinen ja tutkimuksien läpikäyntiä varten minulla olisi pitänyt olla erittäin selvät tavoitteet. Silti tutkimuksien läpikäynti useampaan kertaan olisi kuitenkin ollut aiheellista viimeistään synteesejä tehdessä. Taulukoista oli apua tiedon visualisointiin, tästä oli hyötyä minulle itselleni tutkimuksien käsittämiseksi yhtenä joukkona.

Tämä opinnäytetyö oli minulle haastava työ. En ole aikaisemmin tehnyt vastaavan laajuista työtä ja systemaattinen kirjallisuuskatsaus oli minulle myös outo. Työn saattamiseksi loppuun vaati minulta paljon työtä ja aikaa. Odotetusti, voin nyt katsoa taaksepäin tekemisiäni ja nähdä kuinka olisin voinut tehdä asiat välillä helpommin. Edellä oleva kuvaus on suhteellisen selkeä verrattuna päivittäiseen tai viikottaiseen työrytmiini. Tein käytännössä hyvin paljon asioita ristiin tai edestakaisin. Tosin joskus tähän oli välillä aikataulullisia ja aihepiirin järjestyksistä johtuvia syitä.

Opinnäytetyön aiheesta minulle tuli tämän työn myötä runsaasti tietoa, mitä en välttämättä muuten olisi saanut. Työn tekeminen oli kokemus joka avasi minulle kirjallisuuskatsauksen työväliseenä. Se valaisi tutkimuksen tekoa, siihen vaadittavaa työtä ja huomion arvoisia työvaiheita.

Lähteet

Choi, H. - Bjornson K. - Fatone S. - Teele KM 2015: Disability and Rehabilitation: Assistive Technology. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Using+musculoskeletal+modeling+to+evaluate+the+effect+of+ankle+foot+orthosis+tuning+on+musculotendon+dynamics%3A+a+case+study>>. Luettu: 14.12.2016

Coughlan, Michael - Cronin, Patricia - Ryan, Frances 2013: Doing a literature review in nursing, health and social care. Sage Publications Ltd.

Haideri Nasreen F 2005: Terminology in Prosthetic Foot Design and Evaluation. American Academy of Orthotists & Prosthetists. <http://www.oandp.org/jpo/library/1990_02_107.asp>. Luettu: 15.2.2016.

Medscape. Toe Walking Treatment & Management. Verkkodokumentti. Päivitetty: 20.6.2014. <<http://emedicine.medscape.com/article/1235248-treatment>>. Luettu 7.4.2016.

Medscape. Foot Drop. Verkkodokumentti. Päivitetty: 16.9.2015. <<http://emedicine.medscape.com/article/1234607-overview>>. Luettu: 13.4.2016.

Moore, Sally - Schurr, Karl - Wales, Amanda - Moseley, Anne - Herbert, Rob 1993: Observation and analysis of hemiplegic gait: swing phase. Australian Journal of Physiotherapy, Volume 39, Issue 4. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951414604876>>. Luettu 13.4.2016.

Moseley, Anne - Wales, Amanda - Herbert, Rob - Schurr, Karl - Moore, Sally. Observation and analysis of hemiplegic gait: stance phase 1993: Australian Journal of Physiotherapy Volume 39, Issue 4. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951414604864>>. Luettu 13.4.2016.

Johansson, Kirsi - Axelin, Anna - Stolt, Minna - Ääri, Riitta-Liisa(toim.) 2007: Systemaattinen kirjallisuuskatsaus ja sen tekeminen. Digipaino Turun Yliopisto.

Kerkum, Yvette L. - Houdijk, Han - Brehm, Merel-Anne - Buizer, Annemieke I. 2015: The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses.. Science Direct. Verkkodokumentti. <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636215004762>>

Perry, Jacqueline - Burnfield, Judith M. 2010: Gait Analysis, Normal and Pathological Function. Second edition. Tohorofare, USA. Slack Incorporated.

Rosenbaum, Peter - Paneth, Nigel - Leviton, Alan - Goldstein, Murray - Bax, Martin 2006: A report: the definition and classification of cerebral palsy. Verkkodokumentti. <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1469-8749.2007.00201.x/pdf>> .Luettu: 7.4.2016.

Suomen CP-liiton kotisivu. Verkkoaineisto. <<http://www.cp-liitto.fi/vammaryhmat/cp-vamma>>. Luettu: 7.4.2016.

Thomas, Susan Sienko - Supan, Terry J 1990: A Comparison of Current Biomechanical Terms. American Academy of Orthotists & Prosthetists. Verkkoaineisto. <http://www.oandp.org/jpo/library/1990_02_107.asp> .Luettu: 15.2.2016.

Tugui, Raluca Dana - Antonescu, Dinu 2013: Cerebral Palsy Gait, Clinical Importance. Maedica, a journal of Clinical Medicine. Verkkodokumentti. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3968479/>> .Luettu 7.4.2016.

Käytännön fysiikka-sivusto. Verkkodokumentti. <http://www04.edu.fi/kaytannonfyysiikka/mekaniikka_voima.asp>. Luettu: 4.4.2016.

Kuvio 1. Peroneustuki ja lasten AFO. Truelife. Verkkoaineisto <<http://trulife.com/news/trulife-launches-the-new-matrix-split-toe-matrix-max-split-toe>>. 16.3.2016
Soleus Proteor. <<http://www.soleusproteor.fi/tuotteet/alaraajan-ortoosit/nilkkaortoosit/afo-ortoosit>> 16.3.2016

Kuvio 2. Kävelyn vaiheet

Kuvio 3. Askel ja askelpari kantapäätä mitattuna, sekä askelväli.

Kuvio 4. Nilkan dorsifleksorit.

Kuvio 5. Nilkan Plantaarifleksorit.

Kuvio 6. Polven ekstensorit ja sartorius.

Kuvio 7. Polven koukistajat, Hamstrings-lihakset. BruceBlaus. Wikimedia Commons. Kuvaan tehty muutoksia: Gracilis-lihas lisätty, kuva rajattu osittain. Verkkoaineisto. <https://my.bpcc.edu/content/blgy224/MuscularSystem/Muscular2014_print.html> 3.6.2016

Kuvio 8. Nilkka-kulma verrattuna SVA-kulmaan.. Stefania Fatone (n.d.). Verkkoaineisto. <http://www.nupoc.northwestern.edu/research/projects/orthotics/lmprove_LE_Ox_Mgt_CP.html> 1.2.2016

Kuvio 9. Vastavoimavektori (GRF) normaalissa kävelyssä, pisteillä merkittyjen nivelien suhteen.

Kuvio 10. Saksikävely.

Kuvio 11. Steppage gait. Ilman ortoosia ja sen kanssa

Taulukko 1. Hakujen ja tarkentavien hakujen havainnollistaminen

Taulukko 2. Tutkimuksien tutkimuskysymykset, menetelmät ja kohderyhmät

Taulukko 3. Tutkimusten tulokset

Liite

Tutkimuksien tiivistelmät

Tutkimus 1

Effects of tuning of ankle foot orthoses-footwear combination using wedges on stance phase knee hyperextension in children with cerebral palsy - preliminary results.

Tekijät: Jagadamma KC, Coutts FJ, Mercer TH, Herman J, Yirrel J, Forbes L, Van Der Linden ML. (2009).

Tutkimuksesta löytyi PubMed-haukoneella pelkkä tiivistelmä. Research Gate:en lähetytty pyyntö varsinaisesta tutkimuksesta ei tuottanut tulosta.

Tutkimuskysymys:

Tutkimus oli pilottitutkimus joka tarkasteli AFO-FC:n säätämisen vaikutusta hyperextension vähentämiseen kävelyn tukivaiheessa.

Kohderyhmä:

5 CP-lastia

Menetelmät:

Tutkimuksessa käytössä oli 3D kävelyanalyysi laitteisto. AFO-FC:n säätö toteutettiin kulmapaloilla AFO:on. Tulosten vertailu suoritettiin säätämättömien ja säädettyjen AFO:jen välillä.

Tulokset:

Tutkimuksessa polven hyper-ekstensio väheni huomattavasti ja kulmapaloilla säätämisen jälkeen SVA läheni normia. Muut mittaustulokset eivät vaihdelleet paljoa.

Tutkimus osoitti asennonkorjauksen kulmapaloilla olevan käyttökelpoinen keino. Otannan arveltiin kuitenkin olevan liian pieni verrattuna kohderyhmän edustamaan joukkoon. Pienen otannan sekä hemi- ja diplegiapotilaiden erilaisten tulosten perusteella epäiltiin, että tutkimuksessa tapahtui tilastollinen virhe ja isompaa otantaa ehdotetaankin ratkaisuksi.

Tutkimuspäätelmissä ehdotetaan varmempaa tutkimusta, jotta AFO:jen säädön pitkäaikaiset vaikutukset kävelyyn, aktiivitasoon ja elämänlaatuun selviäisivät

Tutkimus 2

Using musculoskeletal modeling to evaluate the effect of ankle foot orthosis tuning on musculotendon dynamics: a case study.

Tekijät: Choi H, Bjornson K, Fatone S, Steele KM. (2015).

PubMed hakukoneella löydetty tutkimusmateriaali sisälsi vain johdannon. Tutkimusmateriaali saatiin täysimittaisesti Research Gate:n kautta, tekijöille lähetetyn pyynnön myötä.

Tutkimuskysymys:

Tutkimuksessa tarkasteltiin AFO-FC:n vaikutusta lihasten ja jänteiden pituuksiin, sekä kävelyn kinematiikkaan ja kinetiikkaan aivohalvauspotilaalla.

Kohde:

Potilas oli 56 vuotias ja halvauksesta oli 11 kuukautta aikaa. Hänellä on oikean keskimäisen aivoaltimon (MCA) vamma, vasemman puolen hemiplegia ja lihasten käyttämättömyyden vuoksi liikevajavuutta, stiff-knee gait.

M.gastrocnemiuksen kontraktuurasta ja lihaksen lyhentymisestä johtuen nilkan liikkeet ovat rajoittuneet: 10° dorsiflexio kun polvi on 90° flexiossa, ja 5° plantar flexio kun polvi on 0° eli täysin suorana. Polvessa 5° hyperekstensio.

Menetelmät:

3D-Kävelyanalyysiin käytettiin 8-kameraista järjestelmää (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, CA), jonka lisäksi käytettiin kuutta painelevyä GRF:n mittaamiseen.

Käyntikertoja oli kolme. Ensimmäisellä käynnillä kävely suoritettiin AFO:illa, joiden säären kulmaa oli säädetty kantakulmilla AFO:on. Toisella käynnillä kävely suoritettiin PLS AFO:illa ja kolmannella kerralla pelkillä kengillä. Arvioinnissa tarkasteltiin lihaston ja jänneiden pituuksia, kinetiikkaa ja kinematiikkaa kolmiulotteisen kehon mallinnuksen kautta.

PLS-AFO on normaalia jäykkämuovista AFO:a kevyempi ja sen ohuempi muovirakenne sallii säädettävissä olevan jouston (posterior leaf spring-AFO).

Tulokset:

AFO:jen kanssa kävellessä halvaantuneen puolen kinematiikka parani lantion, polven ja nilkan osalta. Terveen puolen jalan tukivaihe lyheni ja nivelten liike parani AFO:illa, verrattuna kengillä ja PLS-AFO:illa kävelyyn. Kävelynopeus parani huomattavasti AFO:illa SVA kulman vähentämisen jälkeen 15-12 asteeseen, mutta jäi huomattavasti terveen henkilön kävelynopeudesta. Gastrocnemiuksen lyhentäminen AFO:lla paransi kävelynopeutta, helpotti jäykkäpolvikävelyä ja paransi terveen puolen kinematiikkaa.

Mediaalinen gastrocnemius ei saavuttanut täyttä passiivista pituutta AFO:jen kanssa, koska nilkan plantarifleksio oli AFO:jen vuoksi rajoitettu. Pelkillä kengillä ja PLS-AFO:illa gastrocnemius pääsi täyteen mittaansa ja niiden kanssa polven ekstensio oli parempi.

Tutkimuksen hypoteesi, lyhentynyt Gastrocnemius vaikuttaa polven virheisiin, osoittautui osin oikeaksi. Lyhentämällä gastrocnemiusta AFO:lla, lihas ei enää vaikuttanut nilkan vajaaseen dorsifleksioon ja polven virheelliseen fleksioon, ja polven kinematiikka heilahdusvaiheessa parani osittain. Mainitaan kuitenkin, että heikentyneessä kävelyssä plantarifleksorit vahvistavat lopputukivaiheen kautta heilahdusvaihetta, polvi latautuu fleksiolla heilahdusvaiheeseen ja saavuttaa vaadittavan ekstension. AFO:a käytettäessä nilkka pysyy jäykkänä ja plantarifleksorit eivät voi osallistua kiihdytykseen polven ekstensiota varten. SVA:n kasvaessa polvi koukistuu ja muutos kasvattaa asennon ylläpitoon tarvittavaa polven sis.ekstensio momenttia polvessa.

Polveen saatiin positiivinen vaikutus heilahdusvaiheessa, kun SVA oli vähennetty 15-12 asteeseen. Sitä ennen sis.plantaarifleksio momentti, sekä polven sis.ekstensio momentti olivat kummatkin kasvaneet AFO:n käytöstä johtuen. Kulman muutoksen ansiosta GRF siirtyi niin, että sisäinen plantaarifleksio momentti kasvoi ja polven sis. ekstensio laski, ja heilahdus parani edelleen. Tämä auttoi jäykkäpolviseen kävelymalliin (stiff-knee gait).

SVA:n muutos vaikuttaa myös korkokengän tavoin, rajoittaen nilkan toimintasädettä.

Tutkimus 3

The immediate effects of fitting and tuning solid ankle-foot orthoses in early stroke rehabilitation.

Tekijät: Carse B, Bowers R, Meadows BC, Rowe P. (2014).

Tutkimuksesta ei pyynnöstä huolimatta saanut Research Gaten kautta täyttä versiota. Käytössä siis PubMed hakukoneen tiivistelmä.

Tutkimuskysymykset:

Tutkimuksen tavoitteena oli määritellä yksilöllisten AFO:jen välitön vaikutus halvaantuneen kävelyyn, kuntoutuksen aikaisessa vaiheessa. Vertauskohtana mainittiin kengillä kävely. Tiivistelmässä mainitaan, että tutkimus sisältäisi tarkat määritelmät AFO:sta, jäljentämistä varten, mutta en saanut sitä osaa tutkimuksesta käyttööni.

Kohderyhmät:

Ryhmä miehiä (5kpl) ja naisia (3kpl), keski-ikältään 57 vuotta ja heillä oli 3,5 viikkoa halvaantumisesta.

Menetelmät:

Tutkimuksessa kohteilla oli yksilöllisesti tehty AFO:t joita säädettiin kantakulmapaloilla. Näin säären kulmaa säädettiin kenkien kanssa käveltäessä. Itse kävelyanalyysit tehtiin 3D laitteistolla useampaan otteeseen. Kävelyanalyysit tehtiin ennen ja jälkeen säärikulman säädön.

Tulokset:

Tutkimuksessa kävelynopeus, askelpituus ja askeltiheys paranivat selvästi, verrattuna pelkillä kengillä kävelyyn. Askelpituuden symmetria ei muuttunut huomattavasti. Polven ja lonkan nivelissä ei huomattu muutoksia. Tutkimuksessa päätellään, että raajojen osien sijoittumisen seuraaminen on tärkeämpää AFO-FC:n muutosten tutkimisen kannalta, kuin nivelkulmien seuraaminen.

Tutkimus 4

The effects of tuning an ankle-foot orthosis footwear combination on kinematics and kinetics of the knee joint of an adult with hemiplegia.

Tekijät: Jagadamma KC, Owen E, Coutts FJ, Herman J, Yirrell J, Mercer TH, Van Der Linden ML. (2015).

Tutkimuksesta sai täyden tekstitiedoston PubMed- hakukoneen linkin kautta ISPO:n (International Society of Prosthetics and Orthotics) internet-sivustolta.

Tutkimuskysymykset:

Ensimmäisenä tutkimustavoitteena oli mallintaa säätöprosessi AFO-FC:lle, kun säädöillä yritetään vaikuttaa kävelyn tukivaiheessa esiintyvään polven hyperekstension. Toinen tutkimuskysymys tarkasteli mitä välittömiä ja lyhyen aikavälin vaikutuksia AFO:jen säädöillä on hemiplegia-potilaan kävelyyn. Tutkimuksessa tarkasteltiin lisäksi polven momenteja ja kinematiikkaa, kävelynopeutta ja askelpituutta

Kohde: 61-vuotias nainen, vasemman puolen hemiplegia. Halvaantumisesta oli 15 kuukautta. Vasen puoli oli hypertoninen, erityisesti pohkeen lihakset. Vasen puoli kärsi myös lihasheikkouksista, erityisesti nilkan dorsifleksorit. Polvi hyperekstensoi ja kipuilee.

Menetelmät:

Tutkimuksessa käytössä oli 8-kamerainen (Vicon 612 3D) liikeanalyysilaitteisto ja 2 (AMTI) voimalevyä. Laitteiston tulosten analysointiin käytettiin Vicon Plug-in-Gait (PiG) ohjelmistoa.

Kävelyanalyysit toteutettiin kahdella käynnillä, joiden aikana verrattiin toisiinsa säätämättömää AFO:a, säädettyä AFO:a ja säädettyä AFO:a 3 kuukauden käytön jälkeen.

Kantakulmia ja keinupohjia käytettiin korjaamaan kävelyn keskituki- ja loppuvaiheen hyperrekstensiota, muutokset tehtiin kenkään. Kävelymatkana oli 10m.

Ensimmäisellä käynnillä oli neljä testikertaa, joiden aikana säädettiin SVA:ta kantakulmilla, alun säätämättömän AFO:n 0°:sta -> 14°:een. Tällöin GRF siirtyi polvinivelen anterioriselta puolelta posteriorisemmaksi. Neljänteen testiin lisättiin keinupohjakenkä joka korjasi kävelyn virheitä (ks. tulokset).

Toinen käynti tapahtui 3kk jälkeen ensimmäisestä. Säättöimien ja analyysin seurannan kohteena oli polvi, tuloksia verrattiin ensimmäisen käynnin tuloksiin. Kävelynopeutta ja askelpituutta verrattiin myös, tarkasteltaessa yleistä kävelyn paranemista. Välittömiä ja lyhytaikaisia vaikutuksia varten verrattiin kahden käyntikerran välisiä kävelyanalyysi-tuloksia.

Tulokset:

Ensimmäisellä käynnillä SVA:n säädön myötä (0°-14°), GRF:n siirtymä sai aikaan polven hyperrekstension vähenemisen keskitukivaiheessa, mutta päätetukivaiheen hyperrekstensio säilyi. Polven fleksio oli vielä viivästynyt esiheilahdusvaiheessa. Viimeisellä testierroksella SVA pysyi 14°:ssa, mutta kenkä vaihdettiin keinupohjalliseen, tällöin polven hyperrekstensio katosi myös päätetukivaiheessa ja polven fleksion ajoitus esiheilahdusvaiheessa parani.

Toisella käynnillä kadonnut polven hyperrekstensio oli palannut hieman. Säädön jälkeinen korostunut polven fleksio alkukontaktissa oli kasvanut toiselle käynnille. Polven fleksion huippumomentti kasvoi ensimmäisen käynnillä säädön jälkeen ja väheni toiselle käynnille tultaessa. Vastavuoroisesti polven ekstension huippumomentti väheni ensimmäisen käynnin säädön jälkeen ja kasvoi toiselle käynnille tultaessa.

Yleensä ottaen askelpituus parani ja polven yliojennus väheni. Polven toiminta parani ja kipuili väheni. Kolmen kuukauden jälkeen huomattiin selvä ero, verrattuna säätämättömään AFO-FC:hen

Tutkimus 5

Visualisation to enhance biomechanical tuning of ankle-foot orthoses (AFOs) in stroke: study protocol for a randomised controlled trial.

Tekijät: Carse B, Bowers RJ, Meadows BC, Rowe PJ. (2011).

Tutkimus löytyi PubMed-hakukoneella ja täysimittainen tekstiedosto linkin kautta Bio-Med Central-internet sivustolta.

Tutkimuskysymykset:

Primääri tutkimuskysymys oli parantaako biomekaanisen tiedon visuaalinen havainnointi AFO:jen säädön tuloksia halvauspotilailla. Sekundääri kysymys jakaantui useampaan alakysymykseen:

1. Parantaako biomekaanisen tiedon visuaalinen havainnointi apuvälineteknikkojen ja fysioterapeuttien käsitystä biomekaniikasta.
2. Parantaako biomekaanisen tiedon visuaalinen havainnointi moniammatillisen työryhmän kommunikointia.
3. Muuttuuko potilaan ymmärrys omasta biomekaniikasta ja hoito-ohjelmasta biomekaanisen tiedon visuaalisen havainnoinnin myötä.
4. Voidaanko luoda anonyymi tietokanta AFO:jen vaikutuksista halvauspotilailla.

Kohderyhmä:

Tutkimukseen on tarkoitus kerätä 70 ihmisen joukko hemiplegia-potilaita, joilla on halvauksestaan 1-12kk.

Menetelmät:

Tutkimuksessa oli kaksi ryhmää. Ryhmä-A saa käyttöönsä kävelyanalyysilaitteiston ja ohjelmiston joka havainnollistaa visuaalisesti kävelyanalyysin tuloksia, lisäksi kohteille kerrotaan heidän edistymisestään. Ryhmä-B ei näitä laitteita ja ohjelmistoa saa, eikä tutkimuskohteita opasteta edistymisensä ja tulosten suhteen.

Tutkimus on RCT-koe (randomized controlled trial). Kohteet eivät ole tietoisia kumpaan ryhmään kuuluvat, mutta ammattihenkilöstö on. Ryhmiin jakaminen suoritettiin sattumanvaraisesti.

Kävelyanalyysin tekijöinä toimivat moniammatilliset ryhmät jotka koostuvat fysioterapeutista, apuvälineteknikosta sekä terveysteknologian insinööristä. Ryhmät toimivat itsenäisesti, terveysteknologian insinööriä lukuun ottamatta, joka on ryhmällä sama henkilö. Terveysteknologian insinööri hoitaa vain käytettävää laitteistoa eikä muuten puutu tutkimuksen kulkuun.

A-ryhmää opastetaan ohjelmiston havainnollistaman analyysin tuloksista ja edistymisestäään. Ryhmää hoitavat ammattilaiset saavat käyttöönsä kävelytestien tulokset ja visuaalisen havainnollistamisohjelmiston, AFO:jen säätämisen avuksi. Ohjelmisto havainnollistaa matemaattisia kävelytuloksia kuvin ja animaatioin, jotka esittävät kävelyä suorittavaa ihmistä, ja askelten kuvioita ja sijoittumista. Laitteistoon kuului 8-kamerainen Vicon 612 liikeanalyysilaitteisto ja 2 AMTI painelevyä.

B-ryhmällä on käytössään vanhemmat keinot, silmämääräinen arviointi videolta ja painelevyt. Potilaille ei myöskään kerrottu edistymisestäään tai tuloksia ei selitetty heille.

Jokaiselle potilaalle tehtiin jäykkämuoviset AFO:t jotka olivat tutkimuksessa tarkkaan eriteltyjen kriteerien mukainen, jotta ne olisivat yhdenmukaiset:

1. AFO ei saa dorsifleksoida jalkaa sellaiseen asentoon, kuin mitä polvi suorana on mahdollista saavuttaa lihasvoimin, tavoiteltavan m.gastrocnemiuksen pituuden vuoksi. Tämä vuoksi AFO saattaa tukea nilkkaa jopa plantaarifleksio-asentoon.
2. SVA-kulma ilman kenkää on 0°. Pysyvä kantakulma lisätään AFO:on tämän mahdollistamiseksi, mikäli AFO tukee nilkkaa plantaarifleksio-asentoon.
3. Materiaalina 5mm homopolymeeri polypropeliini.
4. Hiilikuitu vahvikkeita tulee käyttää ja niiden kärjet asetetaan kummankin malleolin keskilinjaan.

5. Nilkkaa pakotettaessa plantaari- ja dorsifleksioon ei saa esiintyä huomattavaa vastetta. Malloleolien kohdalle ei saa tulla pullistumia kun AFO pakotetaan dorsifleksioon.
6. AFO:n reunat on oltava n. 1 cm:iä anteriorisesti malleoleista jalan keskilinjaa kohti. Jalkaterässä mediaali ja lateraalit reunojen on yllettävä metatarsaalien päiden lähelle, jotta supinaatio ja pronaatio onnistuvat. AFO:n pohjan on yllettävä vähintään 5mm varpaista eteenpäin.
7. Remmit on tehtävä velcrosta (tai vastaavasta). Päällimmäisen remmin tulee olla 10-15mm AFO:n yläreunasta. Alemman remmin tulee vetää ortoosia alaviistoon taaksepäin 45-kulmassa jalkapöytää kohden.

Käyntikertoja oli kolme. Lähtötaso, jolloin tehdään tarvittavat säädöt, sekä kontrollikäynnit 3 ja 6 kuukauden kohdalla.

Primääriä tutkimuskysymystä varten mittauskohteina oli pääsääntöisesti kävelynopeus. Muina mittauskohteina olivat: alaraajan nivelten kinematiikka (reiden ja säären sijoittuminen), kinetiikka (polven ja lonkan fleksio/ekstensio momentit, GRF), askelpituus ja symmetria.

Sekundäärisiä tutkimuskysymyksiä varten potilaille ja henkilöstölle tehtiin kvalitatiivisia kyselyjä ja haastatteluja.

Tulokset:

Artikkelissa tutkimuksen ilmoitetaan olevan kesken. Otin Research Gate:n kautta yhteyden yhteen tekijöistä ja hän ilmoitti tutkimuksen keskeytyneen. Ei siis tuloksia.

Tutkimus 6

The Shank-to-Vertical-Angle as a parameter to evaluate tuning of Ankle-Foot Orthoses.

Tekijät:

Yvette L. Kerkum, Han Houdijk, Merel-Anne Brehm, Annemieke I. Buizer, Manon L.C. Kessels, Arjan Sterk, Josien C. van den Noort, Jaap Harlaar. (2015).

Tutkimus löytyi EBSCOhost Research Databasen hakukoneella, tekstitiedosto on Gait & Posturen kokonainen artikkeli.

Tutkimuskysymykset:

1. Vaikuttaako kannan korkeus ja ortoosin pohjan jäykkyys SVA:han keskitukivaiheessa
2. Kuinka säädön aiheuttamat muutokset SVA:ssa ilmenevät nilkan, polven ja lantion fleksioissa ja ekstensioissa keskitukivaiheessa, huomio kiinnitetään nivelten kulmiin ja sisäisiin momentteihin.

Kohderyhmä:

10 aikuista, keski-ikänsä 24 vuotta, joista 3 oli miehiä. Kohteet olivat perusterveitä.

Menetelmät:

Tutkimusta varten kohteille valmistettiin yhteensä 2 paria prepeg-hiilikuidulla vahvistettuja AFO:ja, joihin nilkkakulma oli säädetty 0° SVA. Näistä pareista (koot 39 ja 43) kohde valitsi sopivimmat. AFO:n jäykkyys nilkan ja metarsaalin kohdalta mitattiin BRUCE-instrumentilla.

Kävelyanalyysit tehtiin juoksumatolla (GRAIL-system). Ja käytössä liiketunnistukseen oli markkeri-liikeanalyysilaitteisto (VICON). GRF mitattiin juoksumaton alle asennettavilla voima-sensoreilla.

Kävelykertoja oli 6 ja ne olivat kestoiltaan 2 minuuttia. Kohde valitsi itse miellyttävän vauhdin kävelylleen. Kullekin kerralle säädettiin satunnaisesti, jokin edellä mainituista kulmista (SVA).

Testit tehtiin kolmella eri kantakorolla, niin että SVA oli 5°, 12° tai 20°:ssa staattisessa asennossa. SVA:t oli määritelty tälle välille, koska Elaine Owen mainitsee tutkimuksessaan, The Importance of Being Earnest about Shank and Thigh Kinematics Especially When Using Ankle-Foot Orthoses (2010), että kinematiikan kannalta tärkeät ominaisuudet kävelyn keskitukivaiheessa, saavutetaan SVA kulmilla 7-15°, optimaalin ollessa 10-12°. Tässä tutkimuksessa, näiden rajojen sisällä käytettävät kulmat kävelyanalyysissa antavat optimin mukaisen tuloksen, ja ulkona olevat säätökulmat antavat vertailukelpoisen tuloksen optimin ulkopuolelta.

SVA-kulma mitattiin VICTOR-kulmainstrumentilla. Ortoosin jalkaosan (footplate) jäykkyyksiä oli kaksi: pehmeämpi, ortoosin oma pohja ja jäykempi, ortoosiin lisättävä pohjallinen.

Tulokset:

Tutkimuksessa kannan korotuksella saatiin aikaan SVA:n kasvu keskitekivaiheeseen. Kaikilla kannan korkeuksilla SVA oli suurempi kävelyn aikana, kuin paikallaan mitattuna. Pohjallisen jäykkyydellä ei ollut vaikutusta SVA:han, eikä kannan korkeuden ja pohjallisen keskinäisellä suhteella huomattu olevan vaikutusta SVA:han.

Polven osalta SVA:n kasvu johti keskitekivaiheessa polven fleksio-kulman ja polvinivelen sisäisen ekstensio-momentin kasvuun. Jäykkä pohjallinen vähensi näitä vaikutuksia, mutta huomattavasti vain sisäistä ekstensio-momenttia. Jäykän pohjallisen hillitsevä vaikutus tapahtui korkealla (SVA 20°) ja matalalla (SVA 5°) korolla, keskikorkoisen (SVA 12°) korotuksen kanssa tätä vaikutusta ei ollut.

Kannan korotus kasvatti lantion fleksiota ja nilkan sisäistä plantaari-fleksio momenttia keskitekivaiheessa, jäykän pohjallisen kanssa sisäinen plantaari-fleksio kasvoi vielä lisää. Nilkan ja lantion kulmaan jäykällä pohjalla ei ollut vaikutusta, kuten ei myöskään reisinivelen sisäiseen momenttiin. Kannan koron ja pohjan jäykkyyden välisellä vuorovaikutuksella ei ollut vaikutusta nilkan tai lantion kulmiin, eikä momentteihin.

Tutkimustulokset vahvistavat, että pohjan jäykkyyden huomioiminen on tärkeää säätöprosessissa.

Kannan korotus kasvatti myös nilkan dorsifleksio-kulmaa, mutta tämän pääteltiin aiheutuvan mahdollisesta ortoosin liikkumisesta kengän sisällä. Ortoosin ja kengän markkereiden välillä syntyi epäsuhta, kun luista kohtaa merkkeävät markkerit liikkuivat toisiinsa nähden. Ollessaan kiinni ortoosissa ja kengässä olevat markkerit liikkuivat suhteessa toisiinsa, kun ortoosi nousi kengässä kantaa korotettaessa. Silloin nivelien fleksio-ekstensio kulmat ja -momentit vääristyivät.

Tutkimus 7

Assessing the effect of using biomechanics visualization software for ankle-foot orthosis tuning in early stroke.

Tekijät: B. Carse, R.J. Bowers, D. Loudon, B.C. Meadows, P.J. Rowe. (2014).

Tutkimusartikkeli Gait & Posture lehdestä löytyi Science Direct- hakukoneen kautta. Research Gate:n kautta pyydettyä materiaalia koko tutkimuksesta ei saatu.

Tutkimuskysymykset:

Voiko 3D analyysin tuloksia visuaalisesti mallintamalla parantaa AFO:n säätöprosessin tuloksia.

Kohderyhmä: 10 hengen ryhmä, keski-ikänsä 56,4 vuotta. Kohteilla oli 5,7 viikkoa aikaa halvauksestaan.

Menetelmät:

Tutkimus oli RCT-tutkimus (randomized controlled trial), eli sokkotutkimus. Tutkimuksessa jaettiin kohteet kahteen ryhmään, ryhmien kohteille annettiin AFO:t. Interventoryhmän käytössä oli kävelyanalyysin tuloksia visuaalisesti esittävä ohjelmisto. Lisäksi interventoryhmälle kerrottiin edistymisestään. Verrokkiryhmästä mainittiin, että heidän kanssa käytettiin tavanomaisia menetelmiä.

3D Kävelyanalyysilaitteisto oli 8 kamerainen (Vicon612 system).

Kävelyanalyysit tehtiin neljänä kertana: lähtötaso, 7 päivää lähtötasosta ja 3 sekä 6 kuukauden päästä lähtötasosta.

Pääasiallinen mittauskohde oli kävelynopeus, sen lisäksi mitattiin askelpituutta ja -tiheyttä, myös askelpituuden symmetria huomioitiin.

AFO:jen rakenteesta ei ollut varsinaista selvää mainintaa.

Tulokset:

Tutkimuksen tuloksissa kahden ryhmän tuloksien ero oli selvä. Interventorioryhmä paransi kävelynopeuttaan selvästi enemmän verrattuna verrokkiryhmään. Askelpituus ja askeltiheys kasvoivat myös enemmän. Tosin verrokkiryhmällä parani askelpituuksien symmetria enemmän.

Tutkimuksen pohdinnassa todetaan kohteiden hyötyneen edistymisensä tiedotuksesta. Vaikka myönnetään, että otanta oli pieni, niin käytetyn havainto-ohjelman hyöty positiivisiin tuloksiin oli selvä. Tässä tutkimuksessa seurattiin spatio-temporaalisia tuloksia, mutta jatkossa esitettiin keskittyvän kinematiikkaan ja kinetiikkaan.

Tutkimus 8

Automatic adjustment of initial drop speed of foot for intelligently controllable ankle foot orthosis.

Tekijät: Takehito Kikuchi, Member, IEEE, Sousuke Tanida, Takashi Yasuda, Takamitsu Fujikawa (2013).

Tutkimuksesta löytyi IEEE/SICE International Symposium on System Integration (2013) - tapahtumaan julkaistu artikkeli, IEEE Xplore Digital Library hakukoneen kautta.

Tutkimuskysymykset:

Tutkimus tarkastelee i-AFO:n uutta ominaisuutta, joka keskittyy IDSF:n (initial drop speed of foot), eli alkukontaktin jälkeisen plantaarifleksion hallintaan ja sen myötä kävelyn normalisointiin.

Kohde/kohteet:

Post-Guillain-Barre syndroomasta kärsivä miespotilas, ikä 39 vuotta. Verrokkiryhmänä tutkimuksessa toimii perusterveitä henkilöitä 17kpl, 8 miestä ja 9 naista ikähaarukaltaan 19-32 vuotta.

Syndroomasta kärsivällä potilaalla on tahdottomia liikkeitä alaraajan perifeerisissä osissa, erityisesti kummankin jalan nilkat ja varpaat. Lihakset ovat surkastuneet käyttä-

mättömyyden vuoksi. Kävellessä jalkapöytä ei plantarifleksoidu hallitusti vaan läpsähtää alustaan, tätä kutsutaan drop-foot:ksi. Henkilön nilkan liikerajat: passiivinen plantarifleksio 45°, dorsifleksio 0°.

Menetelmät:

Perusterveiden verrokkiryhmän tuloksia käytettiin pohjana, varsinaisen kohteen (PGB-syndroomapotilaan) kävelyä säädettyä ja analysoitaessa.

Kävelyn nopeutta tarkkailtiin kiihtyvyyden- ja potentiometrillä. Askeleen ja askelparin pituutta mittaamaan käytettiin Microsoft Kinectin etäisyys sensoria, jota käytettiin kaksiluotteisena, liikkeen tallennukseen ja analysointiin.

Kävelyn eri vaiheiden ja IDSF:n tunnistamista varten tutkimusryhmä kehitti itse sensorijärjestelmän. Järjestelmä koostui elektronisista kulma-sensoreista (goniometri, SG110, Biometrics), nämä olivat kiinni kummassakin nilkassa. Sensorijärjestelmään kuului myös jalkakytkimet (click switch, BP-R, Tokyo Sensor), joka kiinnitettiin varpaiden ja kantapäiden kohdalle pohjallisiin.

i-AFO oli säädetty toimivaksi kävelynopeus välille 1,6-2,5km/h, verrokkiryhmän tulosten perusteella. i-AFO säädettiin toimimaan niin, että sensorisysteemi etsi optimaalisen suorituksen IDSF:lle ja se kontrolloi nopeuden säätelijän kanssa jalan plantarifleksion nopeutta alkukontaktin jälkeen. Niin IDSF saatiin normin mukaiseksi

PGB-potilaan testit:

Lähtötasotestissä kohteella oli omat AFO:nsa. Hän käveli juoksumatolla 1-2,5km/h nopeuksilla. Askelparin pituutta mitattiin Microsoft Kinect-sensorisysteemillä.

Arviointitestissä kävelyt suoritettiin avojaloin, kohteen omilla AFO:illa ja i-AFO:n kanssa. Testit tehtiin juoksumatolla. Liiketunnistin järjestelmää (OptiTrack, NaturalPoint, Inc.) käytettiin koko kehon liikkeiden tunnistuksessa, markkereiden ja infrapunakameroiden avulla. Liikeanalyysi tehtiin (nMotion, nac Image Technology Inc.) ohjelmistolla joka mallinsi luuston ja lihasten toimintaa.

Nilkan kulman muutokset paljain jaloin ja AFO:n kanssa analysoitiin liiketunnistusjärjestelmän avulla. i-AFO:n kanssa vastaavat kulmat mitattiin niissä kiinni olevilla potentiometreillä.

Tulokset:

Verrokkiryhmän alustavissa testeissä merkittävää korrelaatiota esiintyi kävelyn nopeuden ja askelpituuden, sekä kävelynopeuden ja IDSF:n kesken. Kävelynopeus ja askelpituus olivat lineaarisessa suhteessa toisiinsa. Verrokkiryhmästä valittiin nuoren miehen tekemä kävelytulos i-AFO:n säätöjen malliksi, koska intervention kohteena oli myös nuori mies.

Verrokkiryhmän tulosten perusteella, i-AFO:lle päädyttiin määrittelemään kokonaan uusi kontrolli-metodi. i-AFO tunnistaa jo kävelyn vaiheet sensoriensa perusteella. Sen lisäksi uusi kontrolli-metodi laskee ajallisesti menneillään olevan kävelyn vaiheen, ja määrittää sen perusteella i-AFO:n hallintaan vaikuttavat säädöt. Näin i-AFO voi toimia eri kävelynopeuksilla.

Varsinainen kohde (PGB-syndrooma):

Lähtötasotestissä kohteella ilmeni lihasheikkouden vuoksi jalan läpsettä (drop-foot). Nopeuden ja askelparin välinen suhde oli odotetusti lineaarinen.

Arviointitestissä AFO:illa kävely paransi heikon jalan laahaavaa askellusta ja sai selvän kantauskun aikaiseksi alkukontaktissa. Paljain jaloin käveltäessä kanta ja varpaiden kontaktit alustaan olivat ajallisesti lähellä toisiaan, askeleen alkukontakti oli siis melkein täysin ilman kantauskua, tapahtuen koko jalkapohjalla.

i-AFO poisti jalan läpsymisen (drop-foot) ja paransi alkukontaktin, sekä kuormitusvas-teen kestoa verrattuna normaali AFO:on. Koko kävelysyklin kesto piteni, jonka perusteella pääteltiin, että askelparin pituus kasvoi i-AFO:lla. Alkukontaktin plantaarifleksion (IDSF) nopeus pidettiin hallinnassa nilkan plantaarifleksio-liikettä kontrolloivan jarrujärjestelmän avulla (MR Brake).

Pohdinnassa oli päättelyä AFO:n ja i-AFO:n eriäväisyyksistä. Yleensä AFO:n toiminta korvaa anterior tibialiksen toimintoa jalan dorsifleksiossa. AFO:n nilkka on jäykkä eikä fleksoi, joten AFO:lla nilkan plantaari-fleksio on nopea ja polveen kohdistuu ylimääräistä

rasitusta. Niinpä AFO:n käyttö kuormittaa rectus femorista. i-AFO ehkäisi tätä rasitusta, koska siinä nilkka on liikkuva ja drop-foot vaihetta jarrutetaan ja näin simuloidaan anterior tibialiksen työ hallitusti.

Tutkimus 9

Effects of tuning of the ankle foot orthoses footwear combination (AFO-FC) on the stance phase knee kinematics of children with cerebral palsy.

Tekijät: K. Jagadamma, M. Van Der Linden, F. Coutts, T. Mercer, J. Herman, J. Yirrel, L. Hogg (2008).

Tutkimuksesta löytyi Science Direct hakuohjelman kautta Gait & Prosthesis -lehdessä julkaistu tiivistelmä. Research Gate:n kautta lähetetty pyyntö tutkimuksen tekijöille kattavammasta materiaalista ei tuottanut tulosta.

Tutkimuskysymykset:

Miten AFO-FC:n säätäminen vaikuttaa kävelyn tukivaiheen polven kinematiikkaan, CP-lapsilla. Tutkimuksessa tarkasteltiin kolmea erityyppistä virheellistä kävelymallia:

1. Polvessa on hyperekstensio keskitukivaiheesta lopputukivaiheeseen.
2. Polvi on fleksiossa läpi koko tukivaiheen.
3. Polvi on korostetussa fleksiossa tukivaiheen alussa, lopputukivaiheessa polvi tekee normaalin/korostetun ekstension (hyppypolvi).

Kohderyhmä: 8 CP-lastaa, joilta huomioitiin yhteensä 10 jalan toiminto. Keski-ikä oli 9 vuotta ja kaikki lapset käyttivät kovamuovisia AFO:ja.

Menetelmät:

Tutkimuksessa kävelyanalyysit suoritettiin kahdella kerralla. Ensin oli lähtötasotesti lasten alkuperäisillä AFO-FC:n säädöillä, ja sitten korjaussäädön jälkeinen testi.

Säädöt tehtiin kantakulmilla ja keinupohjilla, pyrkimyksenä optimoida maan vastavoima (GRF) suhteessa alaraajojen niveliin.

Tutkimuksen kahden testikerran tuloksia verrattiin normaaliin tilastollisesti.

Tulokset:

Tutkimuksessa vain ekstension huippu väheni selvästi kaikilla kohderyhmillä. Säättäminen korosti polven fleksiota kävelyn alkutukivaiheessa ja fleksion huippua tukivaiheessa 1 ryhmällä, toisilla ryhmillä ne vähenivät. Polven ekstension huippu parani 1 ryhmällä säädön lisätessä fleksiota, ja 2 ryhmällä säädön vähentäessä fleksiota.

Tutkimuksessa todetaan, että säättäminen tehoaa polven kinematiikan parantamiseen CP-lapsilla. Tutkimus tuo kuitenkin ilmi erillisryhmien tarkastelun tärkeyden kävelyongelmien parissa.