

**BIOMEKAANISTEN JALKINEIDEN JA UNLOADER ONE -POLVITUEN
VAIKUTUS KÄVELYYN JA TASAPAINOON**

-pilottitutkimus terveillä koehenkilöillä

Hannamari Kääriäinen

Liikuntalääketieteen Pro Gradu – tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän Yliopisto

Kevät 2017

TIIVISTELMÄ

Kääriäinen, H. 2016. Biomekaanisten jalkineiden ja Unloader One -polvituen vaikutus kävelyyn ja tasapainoon -pilottitutkimus terveillä koehenkilöillä. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, Liikuntalääketieteen pro-gradu tutkielma, 46 s., 4 liitettä.

Nivelrikko on maailman yleisin nivelsairaus, jota esiintyy usein polvinivelessä. Polven mediaalinen nivelrikko aiheuttaa kipua, liikkumattomuutta, työkyvyttömyyttä, heikentynyttä elämänlaatua sekä negatiivisia muutoksia kävelyn kineettisiin ja kinemaattisiin parametreihin. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, kuinka kävelyn parametrit muuttuvat eri terapiavälineillä mitattuna. Lisäksi oli tarkoitus selvittää, kuinka eri terapiavälineet vaikuttavat staattiseen tasapainoon. Tutkielma on tehty yhteistyössä Keski-Suomen keskussairaalan Fysiatrian poliklinikan kanssa. Tutkimus toimi pilottitutkimuksena tulevalle pitkittäistutkimukselle, jossa tutkitaan biomekaanisten jalkineiden ja Unloader One – polvituen vaikutusta kipuun ja toimintakykyyn polven nivelrikkopotilailla.

Tutkimusinterventio toteutettiin syksyllä 2015 Keski-Suomen keskussairaalan Fysiatrian poliklinikalla. Tässä pilottitutkimuksessa tarkasteltiin terveitä 21–50-vuotiaita, normaalipainoisia naisia, joilla ei ollut WOMAC-lomakkeen perusteella polvikipuja. Tutkittavat suorittivat kävelyn ja staattisen tasapainon testit ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla sekä Unloader One -polvituella. Kävelyä mitattiin GAITRite -kävelyalustalla ja staattista tasapainoa Good Balance –tasapainolevyllä. Aineisto analysoitiin IBM SPSS –ohjelman 22.0 version Friedmanin testillä.

Tilastollisten testien perusteella huomattiin, että biomekaaniset jalkineet vaikuttivat tilastollisesti merkitsevästi kävelynopeuden hidastumiseen, askelpituuden lyhenemiseen vasemmassa alaraajassa sekä tukivaiheen pidentymiseen molemmissa alaraajoissa verrattuna kävelyyn polvituen kanssa tai ilman terapiavälineitä. Unloader One -polvituki vaikutti puolestaan askelleveyden kasvuun tilastollisesti merkitsevästi. Biomekaaniset jalkineet vaikuttivat tilastollisesti merkitsevästi myös staattisen tasapainon vauhtimomenttiin sekä silmät auki, että silmät kiinni mitattuna verrattuna polvituen kanssa tehtyyn mittaukseen tai ilman terapiavälineitä tehtyyn staattisen tasapainon mittaukseen. Johtopäätöksenä voidaan todeta, että tulosten perusteella terapiavälineistä varsinkin biomekaanisilla jalkineilla voitiin muokata kävelyä. Lisäksi biomekaanisilla jalkineilla vaikutettiin huojunnan määrän kasvamiseen staattista tasapainoa mitattaessa.

Avainsanat: kävely, kävelyn analyysi, staattinen tasapaino, biomekaaniset jalkineet, Unloader One -polvituki

ABSTRACT

Kääriäinen, H. 2016. The effect of biomechanic footwear or Unloader One knee brace to gait and balance – a pilot study with healthy subjects. Faculty of Sport ja Health, University of Jyväskylä, Master's Thesis in Sports and Exercise Medicine, 46 pp.. 4 appendices.

The most common articular disease is the osteoarthritis which may be present for example in the knee joint. The medial knee osteoarthritis causes pain, immobility, disability and impaired quality of life. It also causes negative changes to kinetic and kinematic parameters of gait. In this study the effects of biomechanic footwear or the Unloader One knee brace gait and balance were compared. The purpose of this study was to find out how the parameters of gait and static balance change with different therapy aids compared to the gait or static balance without any therapy aids. This study also served as a pilot study to the longitudinal study designed to knee osteoarthritis patients.

The data was collected in autumn 2015 in the Central Finland Central Hospital's Physical Medicine outpatient clinic. In this study all subjects were healthy and normal weight women aged 21-50 years. Their knee pain status was evaluated with the WOMAC questionnaire and based on the questionnaire none of the subjects suffered any knee pain. The subjects performed the gait and balance test three times: without therapy aids, with the biomechanic footwear and with the Unloader One knee brace in their right knee. The gait was measured with GAITRite analysis system and balance in Good Balance force platform system. The data was analyzed with IBM SPSS 22.0. The Friedman's test was used to analyze the differences between conditions.

Based on the Friedman's test the biomechanic footwear affected statistically significantly to gait: velocity and step length in the left foot decreased and the stance time increased. The biomechanical footwear also affected statistically significantly to the static balance: postural sway increased. The Unloader One knee brace affected statistically significantly to increase heel to heel base support. As a conclusion the biomechanical footwear can affect the gait parameters. Also the footwear affected the static balance.

Keywords: gait, gait analysis, static balance, biomechanic footwear, Unloader One knee brace

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

ABSTRACT

1 JOHDANTO.....	1
2 POLVEN NIVELRIKKO.....	2
2.1 Polven nivelrikko ja liikunta.....	3
3 POLVEN BIOMEKANIikka.....	4
4 KÄVELYN BIOMEKANIikka.....	6
4.1 Kävelyn ajalliset ja avaruudelliset muuttujat.....	6
4.2 Kävelysykli ja kävelynopeus.....	6
4.3 Alaraajan nivelliikkeet kävelyssä.....	8
4.4 Reaktiivoimat ja nivelmomentit kävelyssä.....	10
4.5 Kävelyn neuraalinen kontrolli.....	11
5 TASAPAINO.....	13
6 INTERVENTIOSSA KÄYTETYT TERAPIAVÄLINEET.....	15
6.1 Polvituki.....	15
6.2 Biomekaaniset jalkineet.....	15
7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	16
7.1 Tutkimuskysymykset ja –hypoteesit.....	16
8 TUTKIMUSMENETELMÄT.....	17
8.1 Tasapainon testaus Good Balance – laitteella.....	17
8.2 Kävelysuoritus GAITRite kävelyalustalla.....	18
8.3 Biomekaaniset jalkineet.....	19
8.4 Unloader One – polvituki.....	20
8.5 Aineiston analysointi.....	21
8.6 Tilastolliset menetelmät.....	22
9 TULOKSET.....	23
9.1 Terapiavälineiden vaikutus kävelynopeuteen.....	23
9.2 Terapiavälineiden vaikutus tukivaiheen keston.....	25
9.3 Terapiavälineiden vaikutus askelleveyteen.....	26
9.4 Terapiavälineiden vaikutus staattisen tasapainon vauhtimomenttiin.....	27
10 POHDINTA.....	29

10.1 Tulosten pohdinta	29
10.1.1 Kävelynopeus ja askelpituus	29
10.1.2 Tukivaihe.....	30
10.1.3 Askelleveys	30
10.1.4 Vauhtimomentti.....	31
10.2 Biomekaaniset jalkineet	32
10.3 Polvituki.....	33
10.4 Luotettavuus ja eettisyys.....	34
10.4.1 Intervention luotettavuus.....	34
10.4.2 Raportoinnin luotettavuus	36
10.4.3 Eettisyys	36
10.5 Johtopäätökset.....	36
10.6 Jatkotutkimusehdotukset.....	37
LÄHTEET	38
LIITTEET	1

1 JOHDANTO

Nivelrikko on yleisin nivelsairaus maailmassa ja polvi yksi yleisimmistä nivelistä, joissa nivelrikkoa ilmenee. (Raja & Dewan, 2011; Arokoski & Kiviranta, 2012, 125). Polven nivelrikon hoidossa keskeistä on lievittää kipua ja yksi tapa on pyrkiä korjaamaan polven virheasentoa (Simic ym. 2011). Liikkumisen apuvälineitä voidaan käyttää silloin, kun potilaan liikkumiskyky on heikentynyt: näin mahdollistetaan potilaan omatoiminen tai avustettu liikkuminen (Terveyden ja hyvinvoinnin laitos 2015). Tässä tutkielmassa liikkumisen apuvälineenä toimii Unloader One polvituki. Terapia- ja harjoitteluvälineenä tarkastellaan biomekaanisia jalkineita.

Polven nivelrikossa polvituen käyttö voi vähentää kipua sekä parantaa toimintakykyä (Käypä hoito suositus 2014). Käypä hoito suositusten (2014) mukaan polvitukina voidaan käyttää jäykkiä polviortooseja tai elastisesta materiaalista valmistettuja polvitukia. Jäykkä polviortoosi on ensisijaisesti käytössä instabiilin polven sekä mediaalisen nivelrikon hoidossa. On todettu, että valgisoivan polvituen käytöllä voi olla merkitystä polvinivelen mediaalisessa nivelrikossa, johon kytkeytyy varus-suunnan virheasentoa (Käypä hoito suositus 2014).

Interventiossa käytetyt biomekaaniset jalkineet ovat suunniteltu Keski-Suomen keskussairaalan fysiatrian poliklinikalla. Muutamia tutkimuksia on tehty samantyyppisistä jalkineista, joita on tutkittu polven nivelrikkopotilailla. Elbazin ym. (2010; 2013) tutkimuksissa käytetyt APOS-therapy jalkineet muistuttavat tässä tutkimuksessa käytettyjä biomekaanisia jalkineita, mutta eroavaisuuksien vuoksi APOS therapy jalkineita ja biomekaanisia jalkineita ei voida täysin verrata toisiinsa. APOS therapy jalkineista tehdyt tutkimukset antavat viitteitä siitä, että jalkineilla voidaan vaikuttaa fyysiseen toimintakykyyn ja koettuun kipuun. (Elbaz ym. 2010; Elbaz ym. 2013).

Tämän pro-gradu tutkielman tarkoitus on selvittää, kuinka kävelyn parametrit muuttuvat biomekaanisilla jalkineilla sekä Unloader One -polvitueella mitattuna. Lisäksi tarkoituksena on selvittää, kuinka eri terapiavälineet vaikuttavat staattiseen tasapainoon. Tutkielma on tehty yhteistyössä Keski-Suomen keskussairaalan Fysiatrian poliklinikan kanssa. Kiitokset Juhani Multaselle sekä Kirsi Piitulaiselle hyvästä ja kannustavasta ohjauksesta ja avusta.

2 POLVEN NIVELRIKKO

Nivelrikolle on tunnusomaista nivelruston rappeutuminen ja nivelraon kaventuminen (Kujala 2014, 303). Nivelrikkoon sairastumisen syyt ovat epäselviä mutta nivelrikon riskitekijöitä tiedetään; niitä ovat lihavuus, nivelen tapaturmat, naissukupuoli ja ikääntyminen (Felson & Zhang 1998; Käypä hoito suositus 2014). Polven varusvirheasennon on myös havaittu olevan polven nivelrikon riskitekijä (Käypä hoito näytönastekatsaus 2012). Nivelrikon oireita ovat jomottava, paikallinen kipu rasituksessa, nivelen jäykkyys aamuisin, liikkeellelähtökipu pitkän paikallaan olon jälkeen sekä kävelyvaikeudet (Käypä hoito 2012). Diagnosointi perustuu potilaan kuvailemiin oireisiin, kliiniseen tutkimiseen, kuvantamistutkimuksiin sekä erotusdiagnostisiin laboratoriotutkimuksiin (Käypä hoito suositus 2014). Käypä hoito suositusten (2014) mukaan nivelrikon hoidon tavoitteena ovat kipujen lieventäminen ja hallinta, toimintakyvyn ylläpito sekä parantaminen. Konservatiivinen hoito perustuu itsehoidon ohjaukseen, terapeuttiseen harjoitteluun ja liikuntaan sekä ylipainoisilla nivelrikkopotilailla painon pudottamiseen (Käypä hoito suositus, 2014).

Terveys 2000 – tutkimuksen (2002) mukaan suomalaisista naisista keskimäärin 7 % ja miehistä keskimäärin 5 % sairastavat polven nivelrikkoa. Polven nivelrikon esiintyvyys kuitenkin vaihtelee eri ikäryhmissä sekä miesten että naisten välillä: 30–44 vuotiaista miehistä 0,3 % ja naisista 0,4 % sairastaa polven nivelrikkoa ja ikääntyessä taudin esiintyvyys kasvaa. Eniten polven nivelrikkoa esiintyi 75–84-vuotiaiden ryhmässä, jossa miehistä 15,6 % ja naisista 32,1 % sairastavat polven nivelrikkoa (Terveys 2000, 2002).

Käypä hoito suosituksen (2014) mukaan polvinivelessä nivelrikkoa esiintyy eniten kantavilla nivelpinnoilla eli tibiofemoraalinivelessä, jossa sitä esiintyy etenkin mediaalisen nivelnastan alueella. (Avela ym. 2012, 50-51). Tyypillistä nivelrikolle on, että rustopinta rikkoutuu ja häviää nivelpinnoilta, josta nivelraon kaventuminen johtuu (Käypä hoito suositus 2014). Nykytiedon mukaan epänormaali mekaaninen kuormitus tai normaali kuormitus poikkeavassa nivelrustokudoksessa saattavat johtaa nivelessä biokemialliseen tapahtumasarjan, josta lopulta muodostuu nivelrikko (Käypä hoito suositus 2014). Arokosken ja Kivimäen (2003) mukaan nivelrikossa proteoglykaanien ja kollageenin proteolyttinen hajoaminen kiihtyy ja hajottavia tapahtumia on solu- ja molekyyylitasolla enemmän kuin korjaavia. Kollageenin ja proteoglykaanien pilkkomiseen osallistuvat metalloproteiinaasit aktivoituvat sytokiinin ja synoviaalisten tulehdustekijöiden vaikutuksesta. Ruston alla oleva luu muotoutuu uudestaan

ja kun rusto häviää luun pinnalta, subkondraalinen luulevy paksuuntuu. Luun uudismuodostuksen seurauksena rusto-luurajalla, nivelkapselissa, ligamenttien ja jänteiden kiinnityskohdissa esiintyy osteofyyttejä. Vähitellen luun ja niveltä ympäröivien rakenteiden syntyneet muutokset sekä nivelessä oleva tulehdus aiheuttavat nivelrikolle tyypillisen kivun (Arokoski & Kivimäki 2003, 179–180).

2.1 Polven nivelrikko ja liikunta

Kujalan (2014, 305) mukaan nivelvammat, työ tai suurikuormitteinen liikunta voivat altistaa nivelrikon ennenaikaiselle kehittymiselle. Kohtuullisesti kuormittavan liikunnan on todettu aiheuttavan vähemmän ennenaikaista nivelrikkoa. Itse nivelrikon hoidossa kohtuullisesti kuormittavalla liikunnalla voidaan vähentää kipua sekä parantaa raajan lihasvoimaa ja toimintakykyä (Kujala 2014, 305–306; Riebe 2014; 263). Kujalan mukaan (2014, 306) harjoittelussa olennaista on ylläpitää polven täyttä ojennussuunnan liikkuvuutta sekä hyviä ojentajalihasten voimia. Yksilöllisesti suunniteltuja liikuntamuotoja voivat olla kävelyharjoittelu (Kujala 2014, 306; Segal ym. 2015) tai kuntosalilla tapahtuvaa vastusharjoittelu (Kujala 2014, 306). Muita soveltuvia lajeja voivat olla esimerkiksi uinti ja pyöräily (Kujala 2014, 306). Myös säännöllistä, hyppelytyyppistä harjoittelua suositellaan lievää nivelrikkoa sairastaville henkilöille, joilla on lisäksi alentunut luun tiheys tai jotka kuuluvat osteoporoosin riskiryhmään (Multanen 2016).

Chumanovin ym. (2008) mukaan naisten kävelyssä korostuu lonkan sisäkierto- ja lähennysliike sekä m. gluteus maximuksen aktivaatio. Lonkan kävelyn aikainen lähennysliike korreloi kohtalaisesti suhteessa reisiluun trokanterin ja jalan pituuden suhteen (Chumanov ym. 2008). Tästä johtuen polven nivelrikon liitetyn biomekaniikan on todettu olevan sukupuoliriippuvaista (McKean ym. 2005; Chumanov ym. 2008).

3 POLVEN BIOMEKANIikka

Polvinivel on kehomme suurin nivel (Hervonen 2004, 224; Avela ym. 2012, 54), joka muodostuu kahdesta reisiluun nivelnastasta, jotka asettuvat suurempiin sääriluun nivelpintoihin (Arokoski & Kivimäki, 2003, 174; Hervonen 2004, 224). Suoraan alhaalta katsottuna lateraalinen nivelnasta on leveä ja suora, kun taas mediaalinen nivelnasta kaareva ja kapea (Hervonen 2004, 224). Reisi- ja sääriluun muodostaman nivelen lisäksi polvilumpio ja sitä vastaava ura reisiluun nivelpinnassa muodostavat nivelen (Arokoski & Kivimäki, 2003, 174; Avela ym. 2012, 54). Polvilumpion tehtävänä on stabiloida polviniveltä sekä mahdollistaa pystyasento sekä eteenpäin liikkuminen (Avela 2012, 56). Polvinivel toimii kahden pisimmän vipuvarren välissä, jolloin se altistuu suurille vääntövoimille ja näin ollen vammautuu herkästi (Avela ym. 2012, 54).

Polven nivelpinnat eivät ole täysin yhteneväiset, jonka vuoksi polvinivelen saranaliikkeeseen liittyy samanaikaisesti liuku- ja rotaatioliikkeitä (Hervonen 2004, 226; Avela ym. 2012, 54–55). Normaali polven liikkuvuus on noin 0 -10 asteen (yli)ojennuksesta noin 130 asteen koukistuskulmaan (Hervonen 2004, 224; Avela ym. 2012, 55). Koukistusliikkeen alussa polvinivelen mediaalipuolella tapahtuu puhdas saranaliike 10–15 asteen ja lateraalipuolella 20 asteen aikana (Avela ym. 2012, 55). Tämän jälkeen nivelpintojen kontaktipiste siirtyy taaksepäin ja liike muuttuu liukuliikkeeksi reisiluun kaarevan nivelpinnan ja sääriluun tasaisemman nivelpinnan välillä (Avela ym. 2012, 55). Polvinivelen lateraalipuolen liukuliike on suurempi verrattuna mediaalisen puolen liukuliikkeeseen johtuen sääriluun ulomman nivelpinnan kuperasta muodosta, kun taas mediaalinen sääriluun vastaava nivelpinta on kovera (Avela ym. 2012, 55). Koukistusliikkeen loppuvaiheessa sääriluun nivelpinta jatkaa matkaa reisiluun nivelpinnan kuperan takaosan yli ja tällöin nivelpintojen kontaktipiste nojaa täysin nivelkierukan takasarvennoiseen (Arokoski & Kivimäki 2003, 175; Avela 2012, 56).

Reisi- ja sääriluu sopivat parhaiten yhteen polven ollessa ojentuneena: tällöin rotaatioliike ei ole mahdollinen (Nienstedt 2008, 131). Polven ollessa koukistettuna kosketuspinnat nivelessä ovat pienet ja tällöin rotaatioliike on mahdollinen (Nienstedt 2008, 131). Polvinivelen rotaatioliike on yhteydessä koukistus- ja ojennussuunnan liikkeisiin: koukistusliikkeen lopussa sääri on kiertyneenä noin 10 astetta sisärotaatioon ja vastaavasti täyden ojennuksen aikana noin viisi astetta ulkorotaatioon (Hervonen 2004, 229). Tätä täyden ojennuksen

aikaista ulkorotaatiota kutsutaan myös pääterotaatioksi, joka varmistaa seisoma-asennon (Hervonen 2004, 229).

Avelan ym. (2012, 55). mukaan polvinivelessä normaali siirtymä etu-takasuunnassa on 5-10 millimetriä, sivusuunnassa 1-2 mm ja loitonuus-lähennyssuunnassa 2-5 mm. Näitä siirtymiä rajoittavat nivelsiteet, nivelkapseli sekä luurakenteet (Hervonen 2004, 226-228; Nienstedt 2008, 131; Avela ym. 2012, 54–55). Edellä mainittujen lisäksi polven stabiliteettiin vaikuttavat myös nivelkierukat, eli meniskit (Hervonen 2004, 226).

4 KÄVELYN BIOMEKANIikka

Avelan ym. (2012, 45) mukaan ihminen ottaa keskimäärin päivän aikana 5000 – 15 000 askelta. Kävelyä kuvataan monimutkaiseksi (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 315), vuorottaiseksi ja toistuvaksi alaraajojen liikkeiden sarjaksi jonka tarkoituksena on eteenpäin liikkuminen niin, että toinen jalka on aina kosketuksissa alustaan (Avela ym. 2012, 45). Kävelyn aikana kehossa yhdistyvät hermolihaks- järjestelmän toiminta, reaktivoimat, niveliin kohdistuvat vääntömomentit, tasapaino sekä taloudellisuus (Avela ym. 2012, 45).

4.1 Kävelyn ajalliset ja avaruudelliset muuttujat

Kävelyssä askelpituudella (step length) tarkoitetaan oikean jalan kantaiskun etäisyyttä vasemman jalan kantaiskuun tai päinvastoin (Neumann 2010, 631; Avela ym. 2012, 45; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 318). Askelparin pituudella (stride length) puolestaan tarkoitetaan välimatkaa saman alaraajan peräkkäisten kantaiskujen välillä (Neumann 2010, 631; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 318). Askelleveydellä (step width) tarkoitetaan sivusuuntaista matkaa kahden peräkkäisen eri jalan kontaktin välillä (Avela ym. 2012, 45). Neumannin (2010, 631) mukaan normaalin kävelyn keskimääräinen askelleveys on 8-10 senttimetriä. Askelleveyteen vaikuttavat monet anatomiset ja biomekaaniset tekijät sekä tietyt sairaudet (Avela ym. 2012, 45). Avelan ym. (2012, 45) mukaan myös ikääntymien lisää askelleveyttä, sillä ikääntyminen heikentää tasapainoa jonka vuoksi ikääntyneet kävelevät jalat leveämmällä ja etäämmällä toisistaan. Jalkaterän kulmasta (foot angle) puhuttaessa tarkoitetaan kulmaa kävelysuunnan ja jalkaterän välillä (Avela ym. 2012, 45–46), joka keskimäärin on aikuisilla, terveillä henkilöillä noin 5-7 astetta (Neumann 2010, 631). Askelpituus, askelparin pituus, askelleveys ja jalkaterän kulma voivat vaihdella yksilöllisesti esimerkiksi sukupuolen, iän, alaraajojen anatomian tai sairauden mukaan (Avela ym. 2012, 45–46).

4.2 Kävelysykli ja kävelynopeus

Kävelysykli tarkoittaa kahden perättäisen saman jalan kontaktin, eli kantaiskun, välistä aikaa. (Neumann 2010, 630; Avela ym. 2012, 46) Kävelysykli jaetaan tuki- ja heilahdusvaiheeseen, joka on normaalisti kestoltaan noin yhden sekunnin pituinen (Ahonen 2002, 159). Kokonaiskävelysyklijasta tukivaiheen (stance phase) kesto on noin 60 % ja heilahdusvaiheen

(swing phase) noin 40 % (Neumann 2010, 633). Kävelynopeudesta riippuen tuki- ja heilahdusvaiheen kesto vaihtelee: kävelyvauhdin hidastuessa tukivaiheen kesto kasvaa ja heilahdusvaiheen pienenee (Neumann 2010, 633; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 319). Tukivaiheeseen kuuluu kaksi kaksoistukivaiheetta (double support phase), jolloin molemmat jalat ovat alustalla yhtä aikaa ja kaksi yksöistukivaihetta (single support phase), jolloin vain toinen jalka on alustalla (Neumann 2010, 630; Avela ym. 2012, 46). Kirjallisuudessa kävelysyklin (gait cycle) vaiheet esitetään usein prosenttiosuuksina (0-100 %) havainnollistamaan kävelyn kuvailua (Neumann 2010, 633). Neumannin (2010, 634) mukaan kaksoistukivaihe ilmenee kävelysyklissä ensimmäisen kerran 0-10 % kohdalla, jolloin paino siirtyy tukivaiheessa olevalle alaraajalle. 50 % kohdalla kävelysyklistä ensimmäinen yksöistukivaihe on saavutettu. Toinen kaksoistukivaihe sijoittuu 50–60 % kohdalle kävelysyklistä ja lopulta 60–100 % kohdalle sijoittuu viimeinen yksöistukivaihe. Kävelyvauhdin kasvaessa kaksoistukivaiheen kesto lyhenee (Neumann 2010, 634).

Avelan ym. (2012, 46) mukaan kävelysyklin tukivaihe jaetaan viiteen ja heilahdusvaihe kolmeen toiminnalliseen osaan. Tukivaihe jaetaan alkukontakti-, kuormitus-, keskituki-, päätöstuki- ja esiheilahdusvaiheisiin (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 317). Normaali symmetrinen kävelysykli alkaa alkukontaktilla (0 % kävelysyklistä), jolloin askelta ottavan jalan kantapää koskettaa alustaa (kantaisku) (Neumann 2010, 635; Avela ym. 2012, 46). Kävelysyklin seuraava vaihe, eli kuormitusvaihe tapahtuu kävelysyklin 8 %:n kohdalla (Neumann 2010, 635). Tällöin koko kehon painopiste siirtyy askelta ottavan jalan varaan ja samalla koko jalkapohja lasketaan jarruttaen alustalle (Avela ym. 2012, 46). Tukivaiheen kolmannessa vaiheessa, eli keskitukivaiheessa, kehon painopiste kulkee sivulta katsottuna tukipisteen yli (Neumann 2010, 635). Päätöstukivaihe ajoittuu 30–40% kohdalle kävelysyklistä (Neumann 2010, 635). Tällöin keho on alustalla olevan jalan päällä ja tällöin myös kantapää nousee alustalta (Neumann 2010, 635; Avela ym. 2012, 46). Tämä vaihe päättyy kun vastakkainen heilahtava alaraaja tulee heilahdusvaiheen loppuun ja osuen alustalle (Avela ym. 2012, 46). Avelan ym. (2012, 46) mukaan tukivaihe päättyy esiheilahdusvaiheeseen, eli varvastyöntöön, joka ajoittuu kävelysyklissä 50–60 %:n kohdalle. Tässä vaiheessa valmistellaan jalan liikettä eteenpäin, ja vaihe päättyy kun varpaat irtoavat alustasta. Samaan vaiheeseen ajoittuu myös jälkimmäinen kaksoistukivaihe (Avela ym. 2012, 46).

Heilahdusvaihe jaetaan alku-, keski- ja loppuheilahdusvaiheeseen (Neumann 2010, 635; Avela ym. 2012, 46). Alkuheilahdusvaihe sijoittuu 60–75% kohdalle kävelysykyistä (Neumann 2010, 635). Tällöin lonkkanivel koukistuu ja reisi liikkuu eteenpäin ja samalla polvinivel koukistuu riittävästi, jolloin heilahtava jalka irtoaa alustasta (Neumann 2010, 635; Ahonen 2002, 160; Avela ym. 2012, 46). Keskiheilahdusvaihe sijoittuu noin 75–85 % kohdalle kävelysykyistä (Neumann 2010, 635). Tällöin heilahtava jalka ohittaa alustalla tukivaiheessa olevan jalan (Neumann 2010, 635; Ahonen 2002, 160; Avela ym. 2012, 46). Tämä vaihe päättyy, kun säären eteenpäin suuntautuva liike loppuu (Ahonen 2002, 160; Avela ym. 2012, 46). Heilahdusvaiheen viimeinen vaihe, eli päätösheilahdusvaihe sijoittuu noin 85–100 % kohdalle kävelysykyissä ja tällöin alaraajan liike hidastuu (Neumann 2010, 635; Ahonen 2002, 160; Avela ym. 2012, 46). Samalla alaraajan lihakset aktivoituvat kontrolloimaan jalan kontaktiin valmistautumista ja kantauskun aiheuttamaa törmäystä vähentäen (Ahonen 2002, 160; Avela ym. 2012, 46).

Kävelysykli etenee niin, että ensimmäisessä kaksoistuki (initial double support) vaiheessa paino siirtyy vastakkaiselta jalalta alustalle tulevalle jalalle ja toisessa kaksoistukivaiheessa (terminal double support) päkiäkontaktin jälkeen varpaat irtoavat alustasta, jolloin kyseinen jalka siirtyy heilahdusvaiheeseen ja paino siirtyy taas vastakkaiselle jalalle. Heilahdusvaiheessa (swing phase) jalka irtoaa alustalta ja se siirtyy eteen valmistautumaan uuteen kontaktiin (Avela ym. 2012, 46).

Jokaisella ihmisellä on oma luonnollinen kävelynopeus, eli askeltiheys (cadence) (Avela ym. 2012, 47), joka ilmoitetaan usein askelten määrällä minuuttia kohden (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 318). Terveen henkilön askeltiheys on noin 112-120 askelta minuutissa (Avela ym. 2012, 47; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 318). Askeltiheyteen vaikuttavat monet tekijät, kuten alaraajojen pituus ja ympäristö (alusta), jonka vuoksi kävelynopeudelle on haasteellista määrittää normaaliarvoja (Avela ym. 2012, 47). Kävelynopeutta lisätään joko lisäämällä askeltiheyttä (Avela ym. 2012, 47) tai askelpituutta (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 318).

4.3 Alaraajan nivelliikkeet kävelyssä

Kävelyn aikana nivelten liikkeitä tapahtuu kaikkiaan kolmessa eri tasossa: sagittaali-, frontaali- ja horisontaalitasossa (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 320). Sagittaalitasossa

tapahtuvat koukistus- ja ojennusliikkeet, frontaalitasossa lähennys- ja loitonnuksliikkeet ja horisontaalitasossa sisä- ja ulkokiertoliikkeet (Avela 2012, 49). Kävelyn aikana nivelten liikettä tapahtuu kaikissa alaraajan nivelissä, ja suurimmat niistä tapahtuvat sagittaalitasossa (Avela 2012, 49).

Sagittaalitasolla tarkasteltuna kantaiskun alkaessa lonkkanivel on koukistuneena noin 30 astetta ja polvinivel on koukistuneena noin viisi astetta jatkaen koukistumista vielä 10-15 astetta kävelyn edetessä noin 15 % kohdalle kävelysykyistä (Neumann 2010, 639-640). Kantaiskun alkaessa nilkan asento muuttuu neutraalista plantaarifleksioon, jonka johdosta jalan kontaktista aiheutuva isku vaimenee (Avela ym. 2012, 49-50). Jalkapohjan tullessa kokonaan alustalle nilkan plantaarifleksio päättyy ja kuormitusvaiheen lopussa nilkka on jälleen neutraaliasennossa (Avela ym. 2012, 49-50). Keskitukivaiheessa lonkka alkaa ojentumaan ja työntää samalla vartaloa eteenpäin ja samalla polvi on lähes kokonaan ojentuneena samalla kun sääri liikkuu koko ajan eteenpäin nilkan pysyessä neutraaliasennossa (Neumann 2010, 639-640; Avela ym. 2012, 49-50). Varvastyöntövaiheessa vartalo liikkuu eteenpäin lonkan ojentumisen ja nilkan plantaarifleksion avulla (Avela ym. 2012, 49-50). Samalla polvi alkaa koukistumaan saavuttaen noin 35 asteen koukistumisen varpaiden irrottua alustalta (Neumann 2010, 640). Alkuheilahdusvaiheessa polvi- ja lonkkanivelen koukistumisen seurauksena jalka alkaa siirtymään eteenpäin (Avela ym. 2012, 49-50). Keskiheilahdusvaiheessa lonkka pysyy noin 30 astetta koukistuneena ja polvinivel on noin 60 astetta koukistuneena keskiheilahdusvaiheen alussa (Neumann 2010, 639-640; Avela ym. 2012, 49-50). Keskiheilahdusvaiheen aikana nilkka on lähes keskiasennossa, jotta jalkaterä ei koskettaisi alustaa (Avela ym. 2012, 49-50). Loppuheilahdusvaiheessa lonkkanivel on saavuttanut noin 30 asteen koukistuksen ja polvinivel ojentuu ja nilkka on keskiasennossa valmistautumassa uuteen kontaktiin (Neumann 2010, 640; Avela ym. 2012, 49-50).

Neumannin (2010, 642) mukaan frontaalitasolla tapahtuva liike on pienempää verrattuna sagittaalitasoon ja liikettä tapahtuu lähinnä lonkassa sekä lantiossa. Oikean jalan tukivaiheen edetessä vasen suoliluuharjanne laskee ja oikean jalan varvastyöntövaiheen jälkeen vasen suoliluuharjanne puolestaan nousee suhteessa oikeaan suoliluuharjanteeseen. Lonkan liikkeet ovat puolestaan frontaalitasolla seuraavat: oikean alaraajan tukivaiheen alkaessa oikeassa lonkassa tapahtuu adduktioliike vasemman suoliluuharjanteen myötävaikutuksesta ja tukivaiheen lopulla vasemman suoliluuharjanteen kohoamisen seurauksena oikeassa lonkassa tapahtuu abduktioliike. Polvessa frontaalitason liikkeet ovat vähäisiä: lähennys- loitonnuksliikettä esiintyy noin 3-5 asteen verran tukivaiheen edetessä ja heilahdusvaiheessa

loitonnusliikettä tapahtui noin viiden asteen verran (Neumann 2010, 642-643). Nilkkanivelen pääasiallinen liike tapahtuu koukistus-ojennussuunnassa, kuitenkin nilkkanivelessä tapahtuu pientä frontaalitason liikettä: nilkkanivelessä loitonnuksia ilmenee dorsifleksion yhteydessä ja lähennystä plantaarifleksion yhteydessä (Neumann 2010, 642-643).

Horizontaalitasolla tukivaiheen kantaiskuvaiheessa sääriluu on kiertyneenä ulkokiertoon reisiluuhun nähden ja tällöin polvi on ojentuneena kantaiskua varten (Ahonen 2002, 177; Neumann 2010, 646). Kuormitusvaiheessa polvinivel koukistuu noin 15–20 astetta vaimentaakseen iskuja ja samalla sääriluu puolestaan on jo hieman kiertyneenä sisäänpäin (Ahonen 2002, 188; Neumann 2010, 646). Keskitukivaiheessa polvinivelen ollessa ojentuneena sääriluu liikkuu eteenpäin ja pysyy edelleen sisäkiertossa (Ahonen 2002, 198; Neumann 2010, 646). Keskitukivaiheen ajan varvastyöntöön saakka sääriluu on kiertyneenä sisäänpäin suhteessa reisiluuhun (Neumann 2010, 646). Alkuheilavaiheessa sisäkierto on suurimmillaan, jonka jälkeen keskiheilavaiheessa sisäkierto pienenee ja loppuheilavaiheessa polvi on jo kiertyneenä ulkokiertoa seuraavaa kontaktia varten (Neumann 2010, 646).

4.4 Reaktivoimat ja nivelmomentit kävelyssä

Avelan ym. (2012, 47- 48) mukaan kävelyn tukivaiheen aikana tuotetaan alustaa vasten voimia niin pysty- kuin vaakasuunnassa. Kävelynopeuden kasvaessa alustaan kohdistuvat reaktivoimat kasvavat. Ilman kenkiä tapahtuvassa kävelyssä pystyvoimat ovat suurempia ja vaakavoimat pienempiä verrattuna kengät jalassa kävelyyn (Avela ym. 2012, 47- 48). Kävelyn aikana jalkapohjan painopisteen rata kulkee kantaiskusta varvastyöntöön, eli kantapään ulkoreunasta pitkin jalkapohjaa isovarpaaseen (Avela ym. 2012, 47- 48). Kuormitus kantapäässä on suurimmillaan tukivaiheen alussa (kantaisku) ja päkiässä tukivaiheen lopussa (varvastyöntö) (Titianova ym. 2004). Kuormitus on pienimmillään jalkapohjan keskiosassa, jossa jalkapohjan ulkoreuna oli sisäreunaa aktiivisempi (Titianova ym. 2004). Kävelynopeuden kasvaessa jalkapohjan kuormituksen on havaittu siirtyvän enemmän jalkapohjan sisäreunalle (Avela ym. 2012, 48).

Avelan ym. (2012, 50–51) mukaan kävelyn aikana alustan reaktivoimat ja vartalon eri segmenttien inertiaivoimat aiheuttavat niveliin vääntövaikutuksia eli ulkoisen momentin nivelen keskipisteen suhteen. Vastustaakseen ulkoisen momentin vaikutusta, lihasten täytyy tuottaa voimaa päinvastaiseen suuntaan. Tätä lihasten tuottamaa vastavoimaa kutsutaan

nivelen sisäiseksi momentiksi. Kävelysyklin aikana keho tuottaa ekstensio- ja fleksiomomenteja. Kävelysyklistä suurin osa on ekstensiomomenteja, sillä fleksiomomenteja esiintyy polvi- ja lonkkanivelessä ainoastaan varvastyöntövaiheessa (Avelan ym. 2012, 50–51). Keskitukivaiheen ajan polvi- ja lonkkanivelen sisäpuolelta kulkeva frontaalitason sivuttaissuuntainen voimavektori aiheuttaa niveliin sisäisen abduktiomomentin jonka mahdollisesti on suurempi kuin polvi- ja lonkkanivelen fleksio-ekstensiomomentti (Avela ym. 2012, 50–51). Korostuneen adduktiomomentin on puolestaan arveltu olevan yhteydessä polven nivelnivelrikkoon (Baliunas ym. 2002) sen kuormittaessa polven mediaalipuolta (Kutzner ym. 2010). Mahdollisesti hyvät lihasvoimat voisivat vastustaa adduktiomomenttia ja stabiloida polviniveltä (Schipplein&Andriacchi 1991).

4.5 Kävelyn neuraalinen kontrolli

Nienstedtin ym. (2008, 527–545) mukaan aivot ja selkäydin muodostavat keskushermoston. Ihmisen luustolihasiston liikkeitä ohjaavat selkäytimen ja aivorungon alfamotoneuronit, jotka hermottavat aksoninhaarajensa avulla useita lihassyitä, eli muodostavat motorisen yksikön. Kukin lihassyi ja aksoninhaara muodostavat hermo-lihasliitoksen. Neuroimpulssit aiheuttavat lihasimpulssin. Lihaksen supistusvoimakkuus on riippuvainen siitä, kuinka monta motorista yksikköä aktivoituu kerrallaan (Nienstedt, ym. 2008, 527–545).

Nienstedtin ym. 2008, 556–558) mukaan useat aivojen osat osallistuvat motoriseen säätelyyn. Ylemmällä keskushermostolla, eli motorisella aivokuorella, pikkuaivoilla ja aivorungolla, on tärkeä merkitys liikkumisen säätelyssä (Avela ym. 2012, 52–53; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 327). Kävelyn alkaessa liikkeen säätely tapahtuu aivorungossa, mutta varsinainen päätöksentekeminen tapahtuu motorisessa aivokuoressa. Kävelyn hienosäätäminen puolestaan tapahtuu pikkuaivoissa, jotka vastaanottavat tietoa liikkeistä sensorisilta reseptoreilta (Avela ym. 2012, 52-53; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 327-328). Nienstedtin ym. (2008, 556–558) mukaan isojen aivojen primaarinen motorinen kuorialue on viimeinen liikekäskyn käsittelyalue aivoissa, jossa käskyyn tulee hienosäätelyn vaatimaa tarkkuutta. Somatosensorisen kuorialueen saamat tarkat tiedot elimistön eri osista auttavat käskyn hienosäätelyä. Mitä tarkempi liike, sitä enemmän motorisen kuorialueen merkitys korostuu. Hiotut liikekäskyt siirtyvät alfamotoneuroneihin pyramidirataa pitkin. Lihasten toiminnan yhteen sovittamisesta ja liikkeiden rytmityksestä vastaavat pikkuaivot, joiden avulla suunnitellut liikkeet tarkentuvat (Nienstedt, ym. 2008, 556–558; (Shumway-

Cook&Woollacott 2012, 328).) ja niistä tulee täsmällisiä (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 328). Pikkuaiivot myös korjaavat liikkeitä lihasten proprioseptoreiden lähettämän palautteen perusteella ja huolehtivat tasapainon säilyttämisestä sisäkorvan reseptorien palautteen perusteella (Nienstedt, ym. 2008, 556–558).

Avelan ym. (2012, 52-53) mukaan aivorungossa ja selkäytimessä sijaitsevat neuraaliset järjestelmät tuottavat systemaattisia motorisen aktiivisuuden malleja, joita kutsutaan myös keskusmalligeneraattoreiksi (central pattern generator). Ne muodostavat stereotyyppisiä ja automaattisia, rytmisiä liikkeitä (Avela ym. 2012, 52-53; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 325). Keskusmalligeneraattorit koordinoivat liikkeitä jopa ilman liikkeiden muodostamaa palautetta (Avela ym. 2012, 52-53) ja ne pystyvät myös tuottamaan mukautuvia toimintoja (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 327).

5 TASAPAINO

Sunin (2005, 36) mukaan liikkeiden säätely perustuu aistijärjestelmien, motoristen sekä biomekaanisten toimintojen täydelliseen yhteistyöhön, aikaisempiin kokemuksiin ja kykyyn arvioida ennakoita tulevia tilanteita. Keskushermosto, hermo-lihasjärjestelmä, tuki- ja liikuntaelimistö sekä aistikanavat, joihin luetaan sisäkorvan tasapainoelin, näkö, tuntoaisti ja asento- ja liiketunto, osallistuvat liikkeiden säätelyyn (Suni 2005, 36). Nienstedtin ym. (2008, 486–487) mukaan tasapainoa säädellään proprioseptoreiden ja näköaistin sekä ihon reseptoreiden välityksellä. Sisäkorvassa sijaitsee asento- ja liikereseptoreita, joista käytetään usein nimitystä tasapainoreseptorit. Asentoreseptoreihin vaikuttavat suoraviivaisesti kiihtyvä tai hidastuva liike. Asentoreseptorien tehtävänä on välittää tietoja pään asennosta painovoimakentässä. Nämä reseptorit sijaitsevat sisäkorvassa, kalvosokkelon utriculuksessa eli soikeassa rakkulassa sekä sacculuksessa eli pyöreässä rakkulassa. Kaarikäytävissä sijaitseviin liikereseptoreihin puolestaan vaikuttavat pään kiihtyvä tai hidastuva kiertoliike (Nienstedtin ym. (2008, 486–487).

Sunin (2005, 36) mukaan tasapainolla tarkoitetaan kykyä sopeuttaa keho tahdonalaisiin liikkeisiin, ylläpitää erilaisia asentoja sekä reagoida ulkopuolelta tuleviin ärsykkeisiin. Tasapainon ylläpitämisessä sensoriset aistit, kuten näkö, syvä- ja pinnallinen tuntoaisti sekä sisäkorvan tasapaino elin, eli vestibulaarijärjestelmä muodostavat olennaista tietoa keskushermostolle (Suni 2005, 36). Keskushermoston tehtävä on käsitellä saatu tieto sekä reagoida siihen. Tasapainoon vaikuttavat monet tekijät, kuten ikä, sairaudet, ylipaino, fyysinen aktiivisuus sekä hermo-lihasjärjestelmän toimintaan vaikuttavat tekijät, kuten vireystila, lääkkeet ja päihteet. Lisäksi ennakoiva liikkeiden säätely häiriintyy esimerkiksi neurologisten sairauksien ja pitkittyneiden kiputilojen myötä (Suni 2005, 36–37). Ikääntyessä asentokontrollijärjestelmässä tapahtuu muutoksia, joiden vuoksi tasapaino iäkkäämmillä henkilöillä heikkenee (Heikkinen 2014, 195) ja tällöin sensorisista aisteista näön osuus korostuu tasapainon säilyttämisessä (Ahtiainen 2007, 187). Tasapainoa voidaan parantaa spesifien harjoitusten avulla myös ikääntyvillä (Heikkinen 2014, 195).

Ahtiaisen (2007, 187) mukaan hermo-lihasjärjestelmä pyrkii vastustamaan kehoon vaikuttavia voimia, jotta tasapainotila säilyisi. Tasapaino voidaan jakaa staattiseen ja dynaamiseen tasapainoon (Ahtiainen, 2007, 187–188). Tässä tutkielmassa käsitellään staattista tasapainoa, jolla Ahtiaisen (2007, 188) mukaan tarkoitetaan kykyä säilyttää kehon tasapainotila yhdessä

pisteessä seisoessa. Staattista tasapainoa voidaan testata esimerkiksi yhdellä jalalla seisten tai suorittamalla testi silmät auki tai kiinni (Ahtiainen, 2007,188). Silmät kiinni mitattuna huojuntaa on tutkittu olevan merkittävästi enemmän verrattuna silmät auki mitattuun staattiseen tasapainoon (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 182).

Sandströmin (2002, 28) mukaan eri aistijärjestelmillä on tietty kehon huojuntataajuusalue, jota eri järjestelmät rekisteröivät parhaiten. Esimerkiksi somatosensorista järjestelmää käytetään korjaamaan 1-3 Hz:n taajuudella tapahtuvaa huojuntaa. Näköjärjestelmää käytetään korjaamaan huojuntaa 0,1-1 Hz:n ja vestibulaarijärjestelmää alle yhden Hz:n taajuudella. Kaarikäytävät toimivat parhaiten viiden Hz:n taajuudella (Sandström, 2002, 28). Staattiseen tasapainoon kuuluu spontaania huojuntaa (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 167) ja kehon massakeskipisteen siirtyessä keho alkaa korjaamaan muutosta (Sandström, 2002, 28).

Alle yhden hZ:n taajuista huojuntaa keho pyrkii korjaamaan nilkkastrategialla ja suurempaa huojuntaa (>1 hZ:n) käyttämällä lonkkastrategiaa (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 167-173). Nilkkastrategiassa keho pyrkii säilyttämään pystyasennon aktivoimalla gastrocnemius- ja hamstringlihaksen sekä paraspinaalilihaksen. Lonkkastrategiassa keho pyrkii säilyttämään tasapainon tuottamalla laajan ja nopean liikkeen lonkkanivelistä (Sandström 2002, 30; Shumway-Cook&Woollacott 2012, 167-173)

Polven nivelrikon on todettu vaikuttavan staattiseen tasapainon sivuttaissuuntaiseen huojuntaan (Hassan ym. 2001; Hinman ym. 2002), kuitenkin polvituella ei ole havaittu tilastollisesti merkitsevää vaikutusta staattisen tasapainon muuttujiin (Birmingham ym. 2001).

6 INTERVENTIOSSA KÄYTETYT TERAPIAVÄLINEET

6.1 Polvituki

Polven mediaalisen nivelrikon hoidossa voidaan käyttää säädettäviä virheasennosta poisohjaavia polvitukia (Käypä hoito 2012). Polven mediaalisen nivelrikon hoidossa polvituen tehtävä on vähentää mediaalisen nivelraon kuormitusta siirtämällä kuormitusta myös lateraaliselle puolelle (Pollo ym. 2002; Ramsey & Russell, 2009). Polvituki vähentää kipua, jäykkyyttä sekä parantaa polven toimintaa nivelrikkopotilailla (Self ym. 2000; Pollo ym. 2002; Duivenvoorden ym. 2015) sekä suojaa vahingoittunutta aluetta nivelessä rajoittamatta potilaan liikkumista (Orishimo ym. 2013). Kävelyn aikana polvituki lisää liikkumisen varmuutta ja toimintaa (Richards ym. 2005).

6.2 Biomekaaniset jalkineet

Kirjallisuudesta ei löydy täysin samanlaisia biomekaanisia jalkineita kuin tässä interventiossa käytetyt jalkineet. Kirjallisuudesta löytyy kuitenkin samantyyppiset jalkineet; Elbazin ym. tutkimuksissa käytetyt APOS-therapy jalkineet (Elbaz ym. 2010; Elbaz ym. 2013). APOS therapy jalkineiden oletetaan vähentävän polven adduktiomomenttia kengän yksilöllisten säätömahdollisuuksien vuoksi sekä lisäävän lihasaktivaatiota (Elbaz ym. 2010). Lisäksi jalkineet voivat vähentää vahingoittuneen nivelpinnan kuormitusta (Bar-Ziv ym. 2013).

Elbaz ym. (2010) ovat tutkineet samantyyllisiä jalkineita polven nivelrikkopotilailla (n=46) kuin tässä interventiossa käytetyt biomekaaniset jalkineet. He tutkivat kävelyn nopeutta, askelpituutta sekä yhden raajan tukivaihetta GAITRite kävelyalustalla 12 viikon mittaisessa interventiossa. Intervention aikana nopeus ja askelpituus paranivat jalkineilla tilastollisesti merkitsevästi. Tukivaiheessa ei havaittu tilastollisesti merkitsevää muutosta. Jalkineiden käytöllä oli positiivinen vaikutus myös WOMAC -lomakkeen kivun ja toimintakyvyn parametreihin (Elbaz ym. 2010).

7 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän pro – gradu tutkielman tarkoituksena on selvittää, miten kävelyn parametrit muuttuvat kun kävellään ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla tai Unloader One - polvituella. Lisäksi tämän tutkimuksen tarkoituksena on selvittää, kuinka biomekaaniset jalkineet sekä polvituki vaikuttavat staattiseen tasapainoon verrattuna ilman terapiavälineitä testattuun staattiseen tasapainoon. Ensisijaisesti tässä tutkielmassa keskitytään tutkimaan kävelyä, mutta tutkielmassa tarkastellaan myös staattista tasapainoa.

7.1 Tutkimuskysymykset ja –hypoteesit

Tutkimuskysymyksiä ovat:

1. Muuttavatko terapiavälineet kävelynopeutta verrattuna kävelyyn ilman terapiavälineitä?
2. Muuttaako terapiavälineiden käyttö tukivaiheen kestoa verrattuna kävelyyn ilman terapiavälineitä?
3. Muuttaako biomekaanisten jalkineiden käyttö askelleveyttä verrattuna polvitukeen?
4. Kuinka terapiavälineet muuttavat staattisen tasapainon vauhtimomenttia verrattuna staattiseen tasapainoon ilman terapiavälineitä?

Tässä tutkielmassa tarkastellaan kävelyä sekä staattista tasapainoa erillisinä aiheina, joten myös tutkimushypoteesit on jaettu kahteen nollahypoteesiin ja kahteen vastahypoteesiin (hypoteesi1). Tutkimushypoteesit ovat seuraavat:

Hypoteesi 0: Terapiavälineillä ei ole merkitsevää vaikutusta kävelyn parametreihin.

Hypoteesi 0: Terapiavälineillä ei ole merkitsevää vaikutusta staattiseen tasapainoon.

Hypoteesi 1: Terapiavälineillä on merkitsevää vaikutusta kävelyyn ja kävelyn parametrit muuttuvat.

Hypoteesi 1: Terapiavälineillä on merkitsevä vaikutus staattiseen tasapainoon.

8 TUTKIMUSMENETELMÄT

Tämän tutkielman tutkimusinterventio toteutettiin Keski-Suomen keskussairaalan Fysiatrian poliklinikalla. Tutkimuksen tarkoituksena on toimia pilottitutkimuksena pitkittäistutkimukselle, jossa tutkitaan biomekaanisten jalkineiden ja Unloader One – polvituen vaikutusta polven nivelrikkopotilailla.

Pilottitutkimus toteutettiin terveillä koehenkilöillä, jotka olivat mittaushetkellä 21–50 vuotiaita. Tutkimukseen osallistui 13 henkilöä, joista kaikki olivat naisia. Tutkittavia pyydettiin ennen mittaukseen tuloa täyttämään alkukysely (liite 2) , jossa kartoitettiin tutkittavan sen hetkinen yleinen terveyden tila ja mahdolliset polvikivut, lisäksi tutkittavat täyttivät polven nivelrikon oireita kartoittavan WOMAC-lomakkeen (liite 4), fyysisen aktiivisuuden kyselyn (IPAQ) (liite 3) sekä tutkimukseen suostumuslomakkeen (liite 1). WOMAC- lomakkeen perusteella yksikään tutkittava (n=13) ei kärsinyt polvikivuista tai – jäykkyydestä. Lisäksi yksikään tutkittava ei arvioinut WOMAC-lomakkeessa polvikivun rajoittavan fyysistä toimintakykyä. Kaikki neljä kyselylomaketta löytyvät tämän tutkielman liitteistä.

Pilottitutkimuksessa mitattiin tutkittavien staattista tasapainoa ja kävelyä ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla sekä polvituelle, joka tutkittavilla oli oikeassa polvessa.

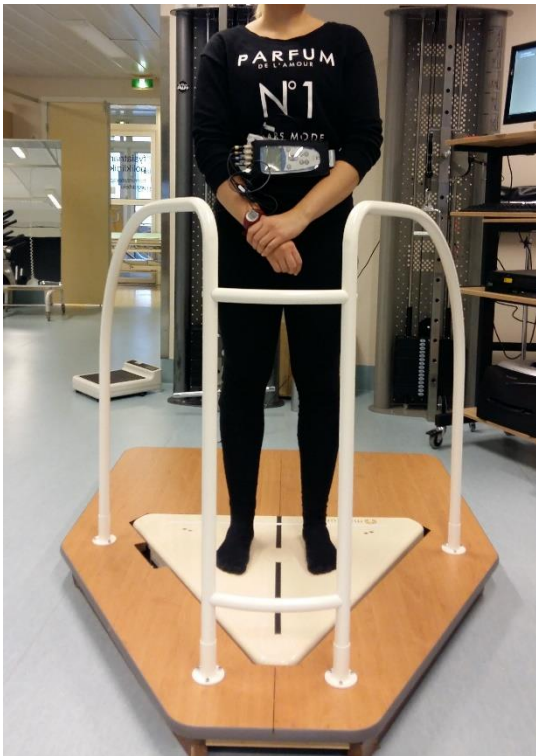
8.1 Tasapainon testaus Good Balance – laitteella

Tutkittavilta mitattiin staattista tasapainoa 30 sekunnin ajan Good Balance -voimalevyllä. Kaikilta tutkittavilta mitattiin tasapainoa seuraavasti:

1. silmät auki ilman terapiavälineitä, ilman kenkiä kaksi kertaa
2. silmät kiinni ilman terapiavälineitä, ilman kenkiä kaksi kertaa
3. silmät auki biomekaanisilla jalkineilla kaksi kertaa
4. silmät kiinni biomekaanisilla jalkineilla kaksi kertaa
5. silmät auki Unloader One-polvituelle, ilman kenkiä kaksi kertaa
6. silmät kiinni Unloader One -polvituelle, ilman kenkiä kaksi kertaa

Tutkittaville ohjattiin mittausasento (kuva 1), jossa he seisoivat Good Balance -voimalevyllä jalkaterän keskikohta voimalevyn keskikohdalla olevan ympyrän ympärillä. Koehenkilöiden

kantapäiden keskinäinen etäisyys vakioitiin 14 senttimetrin levyisellä laudalla. Jalkaterän kulman tutkittava sai määrittää itselleen luontevaksi. Tutkittavia ohjeistettiin pitämään kiinni toisella kädellä toisen käden ranteesta. Silmät auki mittauksen aikana tutkittava katsoi vastapäätä seinällä olevaa rastia. Tutkijat sijoittuivat tutkittavan näkökentän ulkopuolelle jotta eivät häiritsisi mittaustilannetta. Good Balance -voimalevy kalibroitiin joka päivä ennen mittauksia laitteen ohjeiden mukaisesti.



KUVA 1. Staattisen tasapainon mittausasento Good Balance – voimalevyllä. Kuvassa mitataan staattista tasapainoa ilman terapiavälineitä silmät auki.

8.2 Kävelysuoritus GAITRite kävelyalustalla

GAITRite -käyttöohjeen (2007, 4) mukaan GAITRite- järjestelmällä voidaan mitata kävelyn eri vaiheiden muuttujia. GAITRite koostuu kävelyalustasta, joka on yhdistetty tietokoneeseen. GAITRite kävelyalustassa on seitsemän anturikenttää ja yksittäisistä antureista muodostuu verkko, joka toimii 427 senttimetriä pitkällä ja 61 cm leveällä matkalla. Tällä alueella antureita on yhteensä 16 128. Tutkittavan kävellessä alustalla GAITRite- järjestelmä rekisteröi liikkeen antureiden avulla. Rekisteröity data siirtyy tietokoneelle joka ohjaa

kävelymaton toimintoja ja laskee mittauksesta saatujen tietojen avulla kävelyä kuvaavia muuttujia (GAITRite – käyttöohje, 2007, 4).

Tutkittavat kävelivät GAITRite kävelyalustalla yhteensä yhdeksän kävelyä, joista kolme ilman terapiavälineitä ja ilman kenkiä, kolme biomekaanisilla jalkineilla ja kolme Unloader One polvituella ilman kenkiä. Varsinainen mittaus tapahtui maton keskiosassa noin 4,3 metrin matkalla, mutta todellisuudessa tutkittavat kävelivät pidemmän matkan: GAITRite kävelyalustan alku- ja loppupäässä ei sijaitse antureita ja tutkittavat pystyivät kiihdyttämään ja jarruttamaan kävelyvauhtia ilman näiden vaiheiden päätymistä tutkittavaan dataan. Näin tutkittavien kävelymittaus ja saatu data sisältävät vain normaalivauhtisen kävelyn. Tutkittavia ohjeistettiin kävelemään omaa normaalia vauhtiaan ja hiljentämään vauhtia vasta kävelyalustan päätyttyä.

8.3 Biomekaaniset jalkineet

Interventiossa käytettiin Keski-Suomen Keskussairaalan Fysiatrian poliklinikalla kehitettyjä biomekaanisia jalkineita. Tutkimuksessa käytetty jalkine painaa 0,9 kilogrammaa ja on leveämmältä kohdaltaan 10,2 senttimetriä leveät. Pituutta jalkineella on 23,4 cm. Jalkineen pohjassa olevat kaksi puolipalloa ovat korkeudeltaan 3 cm sekä halkaisijaltaan 6 cm. Pohjassa sijaitsevien sivutukien pituus on 14,8 cm. Kuvassa 2 näkyy biomekaanisen jalkineen rakenne sekä miten jalkineet kiinnittyvät lenkkikenkään.

Jalkine muodostuu kahdesta soljesta, jalkineen pohjasta, pohjassa sijaitsevista sivutuista sekä kahdesta jalkineen pohjassa sijaitsevasta puolipallon muotoisista kappaleista. Jalkineesta säätyvät kiristettävät soljet sekä etummainen puolipallo, jota voidaan säätää eteen- taakse suunnassa työkalun avulla. Etummainen puolipallo säädetään kävelijän päkiän kohdalle. Biomekaaniset jalkineet kiinnitetään soljilla kävelijän omaan kenkään. Koska biomekaanisten jalkineiden puolipallot ovat kolme senttimetriä korkeat, on jalkineiden pohjaan kummallekin sivulle asetettu tuet, jotka ovat ehkäisemässä mahdollisia tapaturmia ja loukkaantumisia.



KUVA 2. Biomekaaniset jalkineet.

Biomekaanisen jalkineet ovat tarkoitettu polven nivelrikkoa sairastaville henkilöille. Keski – Suomen keskussairaalan hoitokäytännön mukaisesti jalkineiden käyttö aloitetaan viidestä minuutista ja käyttöaika pidennetään vähitellen 30 minuuttiin saakka. Jalkineet ovat tarkoitettu käytettäväksi tasaisella alustalla ja sisätiloissa.

8.4 Unloader One – polvituki

Tutkimuksessa käytettiin Unloader One – polvitukea, joka on tarkoitettu polven mediaalisen nivelrikon hoitoon. Unloader One – polvituen tarkoitus on vähentää painetta mediaalisesta nivelraosta (Pollo ym. 2002; Ebert ym. 2014). Kuvassa 3 näkyy Unloader One – polvituki asetettuna oikeaan kohtaan.

Tutkijat arvioivat tutkittavalle oikean kokoisen polvituen ja asettivat sen tutkittavan oikeaan polveen. Polvituen asettamisen jälkeen tutkittavaa pyydettiin kävelemään muutaman metrin matka jolloin tutkijat arvioivat polvituen kokoa, onko polvituki oikealla paikalla ja onko kiristysmekanismeja tarve säätää. Näin varmistettiin se, että polvituki on tutkittavalle oikean kokoinen, polvituki asetetaan oikealle kohdalle sekä polvituen kiristysmekanismit ovat oikein säädettyjä jolloin polvituki toimii oikein.



KUVA 3. Unloader One polvituki asetettuna oikeaan polveen.

8.5 Aineiston analysointi

Tutkittavat kävelivät GAITRite kävelyalustalla yhteensä yhdeksän kertaa, joista kolme ilman terapiavälineitä, kolme biomekaanisilla jalkineilla ja kolme Unloader One polvituki oikeassa polvessa. Jokainen kävely GAITRite kävelyalustalla tallennettiin ja hyväksyttiin sellaisenaan tai tallennettiin ”suspend”-tilaan, jolloin jalkapohjan kontaktijälkeä alustaan pystyi korjaamaan jälkikäteen. Jokainen kävely käytiin läpi GAITRite ohjelmalla ja tarvittaessa kävelystä poistettiin mahdolliset yksittäiset hajapisteet jotta ne eivät vaikuttaisi mittaustuloksiin. Kontaktijäljessä kiinteästi olevia määrittämättömiä pisteitä ei poistettu. Lisäksi kävelyistä poistettiin vajaat kontaktijäljet. Jokaisen tutkittavan kolme kävelyä ilman terapiavälineitä, kolme kävelyä jalkineilla ja kolme kävelyä polvituelle ajettiin kolmeksi eri testiksi, jolloin jokaisessa testissä oli kolmen kävelyn muodostamat keskiarvot. Testit siirrettiin Microsoft Excel – ohjelmaan, johon kerättiin kaikkien tutkittavien kävelydata yhdeksi tiedostoksi.

Good Balance – voimalevyllä tehdyt mittaukset tulostettiin aina heti yksittäisen mittauksen jälkeen. Good Balance – voimalevyn mittauksen tulosteissa mittaustulokset ovat skaalattu laitteen ohjelmiston tarjoamaan standardipituuteen, joka on 180 senttimetriä. Tämä mahdollistaa mittaustulosten vertailun tutkittavien välillä (Good Balance käyttöohje 2005, 15).

Analyysiin päätyi jokaisen eri menetelmän kahdesta testistä se, jossa tutkittavalla oli paremmat kokonaispisteet ja vauhtimomentti. Jos tutkittavan vauhtimomentti oli kokonaispistemäärää parempi, otettiin kyseinen mittaus mukaan analyysiin. Good Balancen tulokset syötettiin Microsoft Exceliin manuaalisesti.

Kävely- ja tasapainotestien data yhdistettiin yhdeksi tiedostoksi. Tiedostossa GAITRite- ja Good Balance tulokset erotettiin toisistaan tyhjällä sarakkeella. Tutkittavien taustatiedot (sukupuoli, ikä, pituus ja paino), kävely testien sekä tasapainotestien tulokset näkyvät datassa koehenkilöittäin yhdellä vaakarivillä Excel tiedosto siirrettiin IBM SPSS Statistic 22 – ohjelmaan, jossa tilastollinen analysointi suoritettiin.

8.6 Tilastolliset menetelmät

Aineiston tilastollinen analysointi suoritettiin IBM SPSS Statistics 22-ohjelmalla. Tähän tutkielmaan merkitsevyystasoksi asetettiin ihmistieteissä yleisesti käytössä oleva ja riittävä merkitsevyystaso ($p= 0,05$) (Metsämuuronen 2008, 423). Tämän tutkielman muuttujat, eli kävelynopeus, askelpituus, tukivaihe, askelleveys ja vauhtimomentti ovat välimatka-asteikollisia muuttujia. Metsämuurosen (2006, 60) mukaan välimatka-asteikolla saadaan tietoa muuttujien arvojen välisistä eroista. Tälle asteikolle on tyypillistä se, että absoluuttista nollakohtaa ei ole.

Koska aineisto ei ollut normaalisti jakautunutta yhdenkään muuttujan osalta ja otoskoko oli pieni, päädyttiin analyysimenetelmänä käyttämään SPSS- ohjelman parametrittomia testejä. IBM SPSS Statistics – perusteiden (2011, 81) mukaan parametrittomat testit ovat jakaumasta riippumattomia eivätkä muuttujien tarvitse olla normaalisti jakautuneita. Tässä tutkielmassa käytettiin Friedmanin riippuvien otosten testiä, jota voidaan käyttää, jos normaalijakautuneisuus ei ole voimassa.

Kaikkia kolmea ryhmää vertailtaessa käytettiin Friedmanin testiä (K Related Samples). Koska terapiavälineillä ja -välineittä tapahtuvaa kävelyä sekä staattista tasapainoa haluttiin verrata keskenään, tehtiin lisäksi menetelmien välillä parivertailut Friedmanin testillä (Related-Samples Friedman's two-way analysis of variance by ranks). Testejä tulkittaessa testistä katsottiin muuttujien saamia mediaaneja sekä minimi- ja maksimiarvon muodostamaa vaihteluväliä (range, R).

9 TULOKSET

Tutkimustuloksia tarkasteltaessa alkuun kerrattakoon, että niin kävelyä, kuin tasapainoa mitattaessa biomekaaniset jalkineet ovat olleet molemmissa jaloissa, kun taas Unloader One-polvituki on ollut vain oikeassa polvessa. Lisäksi ilman terapiavälineitä tapahtunut kävely- tai tasapainomittaus tapahtui ilman jalkineita, eli toisin sanoen tutkittavat olivat sukkasillaan.

9.1 Terapiavälineiden vaikutus kävelynopeuteen

Kävelynopeus (Velocity) esitetään tuloksissa metrinä per sekunti (m/s). Kävelynopeuden ohella tarkastellaan myös askelpituuden vaihtelua. Askelpituudella tarkoitetaan askeleen keskimääräistä kestoa; aika jalan 1. kontaktista vastakkaisen puolen jalan 1. kontaktiin (GAITRite käyttöohje 2007, 114).

Taulukossa 1 esitetään kävelynopeus (m/s) sekä taulukossa 2 askelpituus (cm), joissa on tarkasteltu kävelyä ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla sekä polvituella. Tarkasteltaessa kävelynopeutta taulukosta 1 huomataan se, että biomekaanisilla jalkineilla kävely hidastaa kävelynopeutta, kun taas kävelynopeuden mediaanilla ei ole juurikaan eroavaisuutta ilman terapiavälineitä sekä polvituella tapahtuvassa kävelynopeudessa. Kun tarkastellaan askelpituuksien mediaaneja (taulukko 2) havaitaan, että askelpituus on pisin ilman terapiavälineitä tapahtuvassa kävelyssä (oikea 77,9 cm ja vasen 77,3 cm) ja lyhyin biomekaanisilla jalkineilla (oikea 72,8 cm, vasen 72,2 cm). Polvituen avulla tapahtuvassa kävelyssä vasemman alaraajan askelpituus oli oikean alaraajan askelpituutta pidempi (76,0 vs. 73,4 cm).

TAULUKKO 1. Kävelynopeus (m/s) tarkasteltaessa kävelyä ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla ja Unloader One-polvituella (n=13)

	Kävelynopeus (m/s)	
	Mediaani	Vaihteluväli
Ei välineitä	1,67	1,47–2,26
Jalkineet	1,48	1,22–1,87
Polvituki	1,67	1,39–2,13

χ^2 Friedman Chi- Square=17,23; p=0,001.

TAULUKKO 2. Askelpituus (cm) tarkasteltaessa kävelyä ilman terapiavälineitä, biomekaanisilla jalkineilla ja Unloader One-polvituella (n=13)

	Askelpituus (oikea ¹)		Askelpituus (vasen ²)	
	Mediaani	Vaihteluväli	Mediaani	Vaihteluväli
Ei välineitä	77,86	64,57–85,19	77,34	66,27–85,18
Jalkineet	72,79	62,51–80,15	72,15	66,19–79,64
Polvituki	73,38	62,99–84,63	76,03	64,18–82,68

¹oikea, χ^2 Friedman Chi- Square=6,000; p=0,050, ²vasen, χ^2 Friedman Chi- Square=9,846; p=0,007.

Taulukossa 3 näkyy eri kävelytavoilla tehdyt parivertailut kävelynopeudelle ja askelpituudelle. Kävelynopeudessa biomekaanisten jalkineiden sekä Unloader One polvituen välillä on tilastollisesti merkitsevää eroa (p=0,005). Tilastollisesti merkitsevä ero kävelynopeudessa on myös biomekaanisten jalkineiden sekä ilman terapiavälineitä tapahtuvan kävelyn välillä (p=0,000). Tilastollisesti merkitsevää eroa kävelynopeudessa ei ole havaittavissa polvituen ja ilman terapiavälineitä tapahtuvan kävelyn välillä (p=1,000). Askelpituuden vertailussa voidaan myös todeta, että vasemman alaraajan askelpituudessa on tilastollisesti merkitsevää eroa vertailtaessa kävelyä jalkineilla ja ilman terapiavälineitä (p=0,005).

TAULUKKO 3. Eri menetelmien parivertailu kävelynopeuden ja askelpituuden suhteen (n=13)

Menetelmä	Kävelynopeus	Askelpituus (oikea)	Askelpituus (vasen)
	p-arvo ¹	p-arvo ¹	p-arvo ¹
Jalkineet - Polvituki	0,005*	0,233	0,350
Jalkineet – Ei välinettä	0,000*	0,056	0,005*
Polvituki – Ei välinettä	1,000	1,000	0,350

¹p-arvot ovat parivertailujen korjattuja p-arvoja (adj. sig.)

* tilastollisesti merkitsevä ero, p-arvo < 0,05.

Tuloksen perusteella 0-hypoteesi hylätään, sillä kävelynopeuden jakaumat olivat eriäviä. Näin ollen hypoteesi 1 jää voimaan: terapiavälineillä on merkitsevää vaikutusta kävelyn ja kävelyn parametrit muuttuvat.

9.2 Terapiavälineiden vaikutus tukivaiheen keston

GAITRite käyttöohjeen (2007, 114) mukaan tukivaiheen (kontaktin) kestolla tarkoitetaan aikaa tarkasteltavan askeleen ensimmäisen ja viimeisen kontaktin välillä. Taulukossa 4 esitetään tukivaiheen kesto oikeassa ja vasemmassa alaraajassa sekunneissa (s). Kuten taulukosta 4 huomataan, oikean ja vasemman alaraajan tukivaiheen kestot ovat keskenään samat, tai kuten polvituen kohdalla, eroa on 0,01 sekuntia. Parivertailun jälkeen (taulukko 5) huomataan, että tilastollisesti merkitsevää eroa on jalkineiden ja polvituen välillä oikeassa ($p=0,005$) ja vasemmassa ($p=0,024$) alaraajassa. Tilastollisesti merkitsevää eroa on myös jalkineiden ja ilman terapiavälinettä tapahtuvan kävelyn tukivaiheen keston välillä oikeassa ($p=0,001$) sekä vasemmassa ($p=0,010$) alaraajassa. Kun verrataan parivertailun tuloksia (taulukko 5) mediaaniarvoihin (taulukko 4) huomataan, että kävelyn tukivaihe molemmissa alaraajoissa pitenee jalkineilla käveltäessä.

TAULUKKO 4. Tukivaiheen kesto sekunneissa (s) oikeassa sekä vasemmassa alaraajassa (n=13)

	Tukivaihe (oikea ¹)		Tukivaihe (vasen ²)	
	Mediaani	Vaihteluväli	Mediaani	Vaihteluväli
Ei välineitä	0,54	0,44–0,61	0,54	0,43–0,60
Jalkineet	0,56	0,46–0,69	0,56	0,47–0,68
Polvituki	0,54	0,44–0,61	0,55	0,46–0,61

¹Oikea alaraaja χ^2 Friedman Chi- Square=16,120; $p=0,000$, ²Vasen alaraaja χ^2 Friedman Chi-Square=10,706; $p=0,005$.

TAULUKKO 5. Eri menetelmien parivertailu tukivaiheen keston suhteen oikeassa ja vasemmassa alaraajassa (n=13)

Menetelmä	Tukivaihe (oikea)	Tukivaihe (vasen)
	P-arvo ¹	P-arvo ¹
Jalkineet – Polvituki	0,005*	0,024*
Jalkineet – Ei välinettä	0,001*	0,010*
Polvituki – Ei välinettä	1,000	1,000

¹p-arvot ovat parivertailujen korjattuja p-arvoja (adj. sig.),
*tilastollisesti merkitsevä ero, $p\text{-arvo} < 0,05$.

Tuloksen perusteella 0-hypoteesi hylätään, sillä tukivaiheen keston jakaumat olivat eriäviä. Näin ollen hypoteesi 1 jää voimaan: terapiavälineillä on merkitsevää vaikutusta kävelyn ja kävelyn parametrit muuttuvat.

9.3 Terapiavälineiden vaikutus askelleveyteen

Kävelyn askelleveydellä tarkoitetaan kantaiskun geometrisen keskipisteen keskimääräistä suorakulmaista etäisyyttä vastakkaisen puolen kantaiskujen etäisyydestä kävelyn etenemissuunnassa (GAITRite käyttöohje 2007, 114). Taulukosta 6 huomataan, että ilman terapiavälineitä tapahtuva kävely on mediaanin perusteella molemmissa alaraajoissa kapeampiraiteista verrattuna terapiavälineisiin.

TAULUKKO 6. Askelleveys senttimetreinä (cm) (n=13)

	Askelleveys (oikea ¹)		Askelleveys (vasen ²)	
	Mediaani	Vaihteluväli	Mediaani	Vaihteluväli
Ei välineitä	9,35	7,26–11,95	9,65	6,99–12,36
Jalkineet	11,49	5,50–14,28	11,33	5,50–14,53
Polvituki	11,44	9,33–13,76	11,68	8,73–13,92

¹Oikea alaraaja χ^2 Friedman Chi- Square=10,308; p=0,006, ²Vasen alaraaja χ^2 Friedman Chi-Square=9,846; p=0,007.

Parivertailua tarkasteltaessa (taulukko 7) huomataan, että oikeassa alaraajassa vain polvituen ja ilman terapiavälinettä tapahtuvan kävelyn askelleveyden tilastollisesti merkitsevä vertailupari on polvituki ja kävely ilman terapiavälinettä (p=0,005). Myös vasemmassa alaraajassa tulos on täysin samanlainen (p=0,005). Kun tarkastellaan kävelyä polvituelle ja ilman terapiavälineitä voidaan mediaanin perusteella todeta, että askelleveys levenee polvitukea käytettäessä tilastollisesti merkitsevästi. Muiden vertailuparien välillä ei ole kummassakaan alaraajassa tilastollisesti merkitsevää eroa.

TAULUKKO 7. Eri menetelmien parivertailu askelleveyden (cm) suhteen oikeassa ja vasemmassa alaraajassa (n=13)

Menetelmä	Askellevyys (oikea)	Askellevyys (vasen)
	P-arvo ¹	P-arvo ¹
Jalkineet – Polvituki	0,980	0,350
Jalkineet – Ei välinettä	0,093	0,350
Polvituki – Ei välinettä	0,005*	0,005*

¹ p-arvot ovat parivertailujen korjattuja p-arvoja (adj. sig.),
*tilastollisesti merkitsevä ero, p-arvo < 0,05.

Tuloksen perusteella 0-hypoteesi hylätään, sillä askelleveyden jakaumat olivat eriäviä. Näin ollen hypoteesi 1 jää voimaan: terapiavälineillä on merkitsevää vaikutusta kävelyyn ja kävelyn parametrit muuttuvat.

9.4 Terapiavälineiden vaikutus staattisen tasapainon vauhtimomenttiin

Vauhtimomentti kertoo, kuinka suuri osa neliömillimetrin pinta-alasta peittyy yhden sekunnin aikana huojunnan vaikutuksesta (Good Balance käyttöohje, 2005, 21). Staattista tasapainoa mitattiin sekä silmät auki, että kiinni. Tuloksissa molemmat mittaukset ovat esitetty samoissa taulukoissa rinnakkain. Taulukossa 8 esitetään vauhtimomentin mediaaniarvot, joista havaitaan terapiavälineiden, ja erityisesti biomekaanisten jalkineiden lisäävän vauhtimomenttia verrattuna ilman terapiavälineitä tapahtuvaan staattiseen tasapainoon.

TAULUKKO 8. Staattisen tasapainon vauhtimomentti (mm²/s), 30 sekuntia (n=13)

	Vauhtimomentti silmät auki ¹		Vauhtimomentti silmät kiinni ²	
	Mediaani	Vaihteluväli	Mediaani	Vaihteluväli
Ei välineitä	4,20	1,70–15,10	6,20	2,40–14,90
Jalkineet	7,30	3,30–28,20	15,80	4,10–23,80
Polvituki	5,00	1,80–10,90	8,00	1,80–18,70

¹Silmät auki χ^2 Friedman Chi- Square=11,538; p=0,003, ²Silmät kiinni χ^2 Friedman Chi- Square=15,846; p=0,000

Taulukossa 9 esitetään silmät auki testatun staattisen tasapainon parivertailujen p-arvot, joiden perusteella biomekaanisten jalkineiden sekä polvituen välillä on tilastollisesti merkitsevää eroa sekä silmät auki (p=0,010), että kiinni (p=0,032) mitattuna. Myös tarkasteltaessa jalkineilla ja ilman terapiavälinettä tapahtuvaa staattista tasapainoa huomataan, että näiden

välillä on tilastollisesti merkitsevää eroa sekä silmät auki ($p=0,010$), että kiinni ($p=0,000$) mitattuna. Taulukossa 8 esitetyn mediaaniarvojen mukaan huojunta kasvaa biomekaanisilla jalkineilla kun niitä verrataan polvituella sekä ilman terapiavälineitä tapahtuvaan staattiseen tasapainoon. Vertailtaessa vauhtimomenttia polvituella ja ilman terapiavälineitä huomataan, että näiden välillä ei ole tilastollisesti merkitsevää eroa ($p=1,000$).

TAULUKKO 9. Eri menetelmien parivertailu vauhtimomentin suhteen silmät auki sekä kiinni mitattuna ($n=13$)

Menetelmä	Vauhtimomentti silmät auki P-arvo ¹	Vauhtimomentti silmät kiinni P-arvo ¹
Jalkineet – Polvituki	0,010*	0,032*
Jalkineet – Ei välinettä	0,010*	0,000*
Polvituki – Ei välinettä	1,000	0,509

¹ p- arvot ovat parivertailujen korjattuja p-arvoja (adj. sig.),
*tilastollisesti merkitsevä ero, $p\text{-arvo} < 0,05$.

Tuloksen perusteella 0-hypoteesi hylätään, sillä staattisen tasapainon jakaumat olivat eriäviä. Näin ollen hypoteesi 1 jää voimaan: terapiavälineillä on merkitsevää vaikutusta staattiseen tasapainoon.

10 POHDINTA

Tämän pro gradu -tutkielman tarkoituksena oli selvittää, muuttuvatko kävelyn eri parametrit sekä staattisen tasapainon vauhtimomentti, kun verrataan eri terapiavälineitä ilman terapiavälineitä tapahtuvaan kävelyyn ja staattiseen tasapainoon terveillä naisilla. Interventiossa käytetty GAITRite kävelyalusta antaa monia eri parametreja, joista tutkielmassa käsitellään kävelynopeutta, askelpituutta, tukivaihetta ja askelleveyttä. Käytettyihin parametreihin päädyttiin aiempien, GAITRite-kävelyalustaa interventioissaan käyttäneiden tutkimusten (Debi ym. 2009; Debi ym. 2010; Elbaz ym. 2010) sekä tutkijan mielenkiinnon perusteella. Good Balance- voimalevy tuottaa monia eri muuttujia, mutta tähän tutkielmaan mukaan otettiin muuttujista vain vauhtimomentti, joka kertoo henkilön kyvystä korjata huojuvaa tasapainoa, eli toisin sanoen huojunnan määrästä; kuinka paljon yksi neliömillimetri pinta-alasta peittyy yhden sekunnin aikana (Good Balance käyttöohje, 2005, 21).

Tutkielma oli osa pilottitutkimusta, jossa kävelyn parametrien ja staattisen tasapainon vauhtimomentin muuttujien lisäksi tutkittiin myös alaraajojen lihasten aktivaatiota kävelyn ja staattisen pystyasennon aikana EMG-laitteella.

10.1 Tulosten pohdinta

10.1.1 Kävelynopeus ja askelpituus

Tulosten perusteella biomekaaniset jalkineet hidastivat tilastollisesti merkitsevästi kävelynopeutta verrattuna ilman terapiavälineitä tai Unloader One polvituella tapahtuvaan kävelyyn. Askelpituutta tarkasteltaessa huomattiin, että biomekaaniset jalkineet lyhensivät askelpituutta tilastollisesti merkitsevästi vain vasemmassa alaraajassa ($p=0,005$).

Aikaisempaa tutkimustietoa löytyy muutamista APOS therapy jalkineilla toteutetuista interventioista, joiden perusteella kävelynopeus hidastuu ja askelpituus lyhenee polven nivelrikkoo sairastavilla (Debi ym. 2010; Elbaz ym. 2010; Haim ym. 2011, Bar-Ziv ym. 2013; Elbaz ym. 2014). APOS therapy jalkineet muistuttavat tässä tutkielmassa käytettyjä biomekaanisia jalkineita, joten jalkineiden vertaaminen APOS therapy jalkineisiin on tässä tapauksessa luontevaa. Richardsonin ym. (2004) mukaan epätasaisella alustalla kävely

hidastaa kävelyvauhtia iäkkäillä naisilla. Tässä tutkielmassa käytetyt jalkineet painavat yksittäin 0,9 kiloa ja tuovat haastetta tasapainon ylläpitämiseen. Todennäköisesti normaalia painavammat jalkineet pienellä tukipinnalla ovat yksi syy sille, miksi kävelyvauhti biomekaanisilla jalkineilla hidastui.

Tässä tutkielmassa huomattiin myös, että askelpituus lyheni vasemmassa jalassa tilastollisesti merkitsevästi. Kerättyä dataa tarkasteltaessa yhteensä 11 tutkittavalla askelpituus lyheni vasemmassa alaraajassa (n=13). Nienstedtin ym. (2008, 567) mukaan vasemman ja oikean puolen erot näkyvät selkeimmin liikkeessä. Useimmat ihmiset ovat oikeakätisiä ja usein he ovat myös oikeajalkaisia. Oikeakätisillä ihmisillä vasen isoavopuolisko on dominoiva, eli hallitseva aivopuolisko (Nienstedt ym. 2008, 567). Tutkittavien kätisyyttä ei selvitetty alkukyselyssä, joten tutkittavien kätisyyttä tai jalkaisuutta ei tiedetä.

10.1.2 Tukivaihe

Sekä oikeassa että vasemmassa alaraajassa biomekaaniset jalkineet pidensivät tukivaiheen kestoa tilastollisesti merkitsevästi verrattuna polvituella ja ilman terapiavälineitä tapahtuvaan kävelyyn. Polvituki ei vaikuttanut tilastollisesti merkitsevästi tukivaiheen kestoon kummassakaan alaraajassa.

Tukivaiheen pidentyminen on yhteydessä kävelynopeuden hidastumiseen ja eniten tukivaiheen hidastuminen näkyy kaksoistukivaiheen keston pidentymisenä (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 319). Jalkineilla kävellessä kävelynopeus hidastui tilastollisesti merkitsevästi, mikä vaikutti myös tukivaiheen keston pidentymiseen. Polvituki ei hidastanut tilastollisesti merkitsevästi kävelyvauhtia, joten tukivaiheen kestoon ei näin ollen tullut tilastollisesti merkitsevää vaikutusta.

10.1.3 Askelleveys

Unloader One -polvituki lisää askelleveyttä tilastollisesti merkitsevästi kun taas biomekaanisilla jalkineilla muutosta ei havaittu. Aiemmissä tutkimuksissa polvituen on havaittu lisäävän askelleveyttä nivelrikkopotilailla (Messier ym. 2005; Shorter ym. 2008). Askelleveys myötävaikuttaa massakeskipisteen sivusuuntaisen liikkeen voimakkuuteen (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 319). Polvituen vaikutus suurempaan askelleveyteen voi

mahdollisesti selittyä sillä, että keho pyrkii parantamaan stabiliteettia kävelyn aikana lisäämällä kävelyn raideleveyttä (Shorter ym. 2008). Yksilöllisen polvituen on myös tutkittu vähentävän polven adduktiomomenttia ja lisäävän abduktiomomenttia vähentäen näin mediaalisen nivelraon kuormitusta (Shelburne ym. 2008; Moyer ym. 2013). Interventiossa käytetyn Unloader One polvituen koko valittiin tutkittavalle sopivaksi ja tuen säädöt tehtiin yksilökohtaiseksi. Mahdollisesti Unloader One polvituen yksilöllisyys vaikutti tässä askelleveyden kasvuun.

10.1.4 Vauhtimomentti

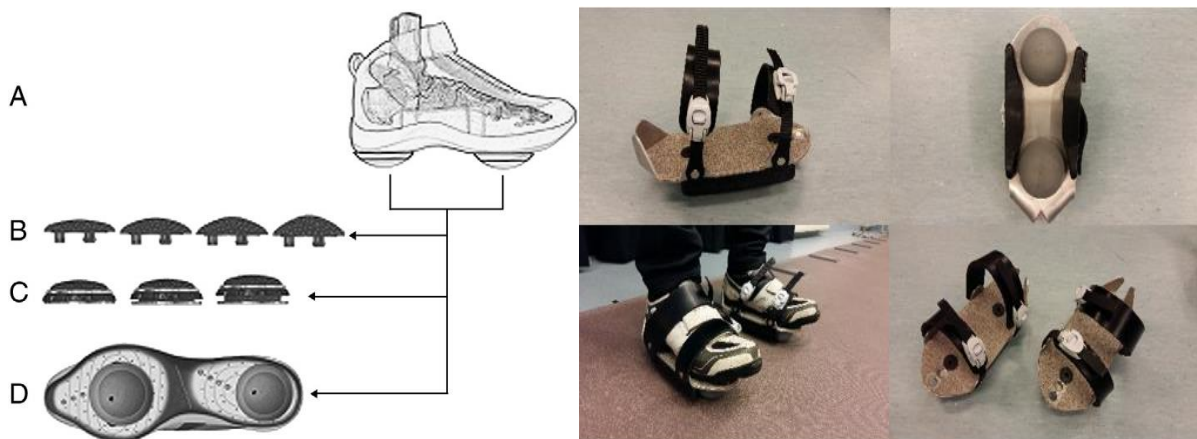
Sekä silmät auki että kiinni tapahtuvassa staattisessa tasapainossa biomekaaniset jalkineet lisäsivät tilastollisesti merkitsevästi vauhtimomenttia. Tämä johtunee tukipinnan pienenemisestä, koska tukipinnan laajuus vaikuttaa tasapainon tuottamiseen (Talvitie 2006, 229). Tasapainon harjoittamista voidaan Talvitien (2006, 237) mukaan tehostaa pienentämällä tukipintaa. Biomekaanisissa jalkineissa tukipinta on pienempi ja vauhtimomentti kasvaa. Talvitien (2006, 232) mukaan keho käyttää maltilliseen huojuntaan nilkkastrategiaa, jolloin eteenpäin suuntautuvasta horjahtamisesta seuraa gastrocnemius-lihaksen aktivoituminen 90–100 millisekuntia horjahtamisen jälkeen ja hamstring-lihakset 20–30 millisekuntia gastrocnemiuksen jälkeen aktivoiden lopulta selän lihakset. Taaksepäin tapahtuvassa horjunnassa aktivoituu ensin tibialis anterior, sitten quadriceps femoris ja viimeisenä vatsan alueen lihakset (Talvitie 2006, 232). Koska keho käyttää nilkkastrategiaa huojunnan korjaamiseksi aktivoimalla alaraajojen lihaksia, biomekaanisilla jalkineilla tuotettu huojunta lisää näin ollen alaraajojen lihasten aktiivisuutta. Käypä hoito suosituksen (2014) mukaan nivelrikko potilaan hoidossa terapeuttinen harjoittelu on nivelrikon hoidon perusta. Terapeuttiseen harjoitteluun katsotaan kuuluvaksi mm. yleiskunnon kohottaminen sekä lihasvoima- ja liikkuvuusharjoittelu (Käypä hoito suositus, 2014). Aktivoimalla alaraajojen lihaksia biomekaaninen jalkine tehostaa alaraajojen lihasten aktiivisuutta ja näin ollen niitä voidaan pitää terapeuttisen harjoittelun välineenä.

Tässä tutkielmassa tarkasteltiin staattisen tasapainon vauhtimomenttia, joka kertoo kuinka suuri osa neliömillimetrin pinta-alasta peittyy yhden sekunnin aikana huojunnan vaikutuksesta (Good Balance käyttöohje, 2005, 21). Jos vauhtimomentin lisäksi olisi tulkittu tarkemmin myös x- ja y-suuntien muuttujia, olisi voitu selvittää tarkemmin huojunnan

muuttumista eteen-taakse tai sivusuuntiin. Tätä tietoa olisi voinut vertailla ilman terapiavälineitä mitattuun staattiseen tasapainoon ja sen huojunnan suuntiin.

10.2 Biomekaaniset jalkineet

Tässä interventiossa käytetyt biomekaaniset jalkineet eroavat kirjallisuudessa esitetystä APOS-therapy jalkineista. Kuvassa 4 näkyy, kuinka biomekaaniset jalkineet eroavat rakenteeltaan APOS –therapy jalkineista.



KUVA 4. APOS-therapy jalkineet ja tässä interventiossa käytetyt biomekaaniset jalkineet.

Apos-therapy jalkine on kenkä, jonka pohjassa on kaksi erikokoista ja vaihdettavaa puolipalloa, joiden kohtaa pystyy säätämään yksilöllisesti. Lisäksi APOS-therapy jalkineiden pohjassa ei ole sivutukia. APOS-therapy jalkineiden paino ei ole tiedossa. Biomekaaniset jalkineet puolestaan ovat jalkineet, jotka kiinnitetään omaan kenkään kahdella soljella. Jalkineiden takimmainen puolipallo on kiinteä, mutta etummaista puolipalloa pystyy säätämään eteen-taakse suunnassa. Jalkineen pohjassa molemmin puolin ovat sivukiskot helpottamassa tasapainon hallintaa. Yksi jalkine painaa 0,9 kg.

Vertailtaessa APOS-therapy jalkinetta ja biomekaanista jalkinetta huomataan, että jalkineet ovat kiinnitykseltään erilaiset. APOS on ”kiinteä jalkine” kun taas biomekaaninen jalkine kiinnitetään omaan kenkään. Tämän vuoksi jalkineiden keskinäinen vertailu on haastavaa, sillä jalkineet saattavat vaikuttaa kävelyyn staattiseen tasapainoon eri tavoin. Biomekaaninen jalkine saattaa tuoda haasteita käyttäjälle, sillä jalkinetta käyttäessä käyttäjällä on käytännössä kaksi kengän pohjaa, joista biomekaanisen jalkineen pohja ei jousta. Lisäksi biomekaanisen jalkineen puolipallo on 3 senttimetriä korkea, jonka lisäksi korkeutta tuo oman jalkineen

pohja. Tämä mahdollisesti voisi vaikuttaa staattisen tasapainon vauhtimomenttiin verrattuna APOS-therapy jalkineisiin. APOS – therapy jalkineita käsittelevien tutkimuksien tuloksia ei voida suoraan verrata tämän tutkielman tuloksiin jalkineiden rakenteellisten eroavaisuuksien vuoksi, vaan aiempia tuloksia voidaan pitää suuntaa antavina.

Polven nivelrikko yleistyy iän myötä (Käypä hoito 2012) ja eniten polven nivelrikkoa esiintyy 75–84 – vuotiailla (Terveys 2000, 2002). Tämä tarkoittaa sitä, että biomekaanisten jalkineiden käyttäjät ovat usein iäkkäämpiä. Sunin (2005, 37) mukaan ikääntyneillä ennakoivat tasapainon säätelytoiminnot sekä tasapainoa korjaavat reaktiot ovat hidastuneet. Ennakoivassa säätelyssä asentoa ylläpitävien lihasten sekä tahdonalaiseen liikkeeseen osallistuvien lihasten aktivoituminen on hitaampaa nuoriin verrattuna (Sun 2005, 37). Suni (2005, 37) kuitenkin toteaa, että reaktionopeus on kuitenkin iästä riippumatta parempi fyysisesti aktiivisilla henkilöillä verrattuna inaktiivisiin henkilöihin. Jalkineiden käytössä on huomioitava myös se, että iäkkäämmät henkilöt käyttävät useimmiten lonkkastrategiaa tasapainon säilyttämiseksi (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 231). Lonkkastrategian käyttö voi altistaa kaatumisille varsinkin liukkaalla alustalla (Shumway-Cook&Woollacott 2012, 231). Ikääntymisen myötä myös sujuva kävely vaikeutuu sairauksien, heikentyneen tasapainon tai heikentyneiden lihasvoimien vuoksi (Neumann 2010, 627). Heikentynyt tasapaino ja kävelyn vaikeutuminen tulee ottaa huomioon arvioitaessa sitä, hyötyykö iäkkäämpi potilas biomekaanisista jalkineista vai onko kaatumisen tai tapaturman riski liian korkea kun jalkineet otetaan käyttöön. Jalkineiden käyttöä tulisi välttää, mikäli henkilöllä on tasapainon säätelyä vaikeuttava sairaus, korkea ikä tai heikentynyt näkö. Lisäksi asunnon tai huoneen jossa jalkineita käytetään, tulisi olla esteetön.

10.3 Polvituki

Fantini Paganin ym. (2013) mukaan polvituen on todettu vähentävän lihasaktiivisuutta kävelyn aikana. Valgustuella kävellessä mediaalinen/lateraalinen yhteissupistusten määrä vähenee myöhäisessä tukivaiheessa ja ojentaja- ja koukistajalihasten yhteissupistus vähenee tukivaiheen alussa ja tukivaiheen lopussa. Polvitukien vaikutus perustuu vähentyneeseen polven kuormitukseen jolloin myös lihasten aktiivisuus ja yhteissupistus vähenevät ja koetun kivun määrä vähenee (Fantini Pagani ym. 2013). Edellä mainitun perusteella polvituen käytöllä on sekä hyviä, että huonoja puolia. Koetun kivun lievittyminen on myönteinen vaikutus, joka myös kannustaa liikkumiseen. Polvituen jatkuva käyttö toisaalta vähentää

alaraajojen lihasaktivaatiota eli vähentää lihaksen käyttöä. Käypä hoito suosituksen (2014) mukaan terapeuttiseen harjoitteluun kuuluu myös lihasvoimaharjoittelu. Lihasvoimaharjoittelu tukee toimintakykyä (Talvitie ym. 2006, 204) ja tämä korostuukin nivelrikkopotilailla, jotka käyttävät polvitukea ja joiden toimintakyky on heikentynyt.

Polven nivelrikon on todettu vaikuttavan staattiseen tasapainon sivuttaissuuntaiseen huojuntaan (Hassan ym. 2001; Hinman ym. 2002). Kuitenkaan polvituella ei ole havaittu tilastollisesti merkitsevää vaikutusta staattisen tasapainon muuttujiin (Birmingham ym. 2001). Myöskään tässä tutkielmassa polvietuen tilastollisesti merkitsevää vaikutusta vauhtimomenttiin ei ilmennyt p-arvojen perusteella.

10.4 Luotettavuus ja eettisyys

GAITRite kävelyalustan on osoitettu olevan luotettava työkalu tutkittaessa kävelyn parametreja (McDonough ym. 2001; Bilney ym. 2003; Menz ym. 2004; Webster ym. 2004). GAITRite – kävelyalustan käyttö tässä interventiossa oli olennainen osa tutkimusta, jotta kävelyn parametreista saadaan tarkkaa tietoa. GAITRite-kävelyalusta rekisteröi ilman jalkineita tapahtuvat kävelyt sekä biomekaanisilla jalkineilla tapahtuvan kävelyn.

GAITRite kävelyalustan tapaan myös tasapainoa mittaavat voimalevyt ovat osoitettu olevan valideja työkaluja tasapainoa tutkittaessa (Bauer ym. 2008; Hyungeun ym. 2014). Tässä tutkimuksessa Good Balance voimalevyllä mitattiin staattista tasapainoa.

10.4.1 Intervention luotettavuus

Tutkimusinterventiossa luotettavuutta on pyritty lisäämään toteuttamalla mittaukset kaikille tutkittaville mittausprotokollan mukaan. Lisäksi kävelyn testaamisessa GAITRite kävelyalustalla luotettavuutta on pyritty lisäämään sillä, että kävelymittaus on suoritettu tutkittavan normaalia kävelyvauhtia pois lukien kävelyn kiihdytys- ja jarrutusvaiheet. GAITRite kävelydatan analysointi on pyritty tekemään tarkasti, irrallisia pisteitä poistettu, mutta jalanjäljessä kiinniolevan epämääräiset pisteet säästetty, jotta data ei väärentyisi. Luonnollisesti biomekaanisen jalkineen jälki piirtyi tietokoneen ruudulle poikkeavana, sillä yhdestä jalkineesta ruudulle piirtyi vain kaksi perättäistä, pyöreää jälkeä, joita täytyi käsitellä

myöhemmin jotta GAITRite- ohjelmisto tunnistaa pyöreät jäljet askeleiksi ja laskee parametrit oikein.

Myös staattisen tasapainon mittausvaiheessa luotettavuutta pyrittiin lisäämään sillä, että tutkittavat saivat totutella testausasentoon sillä aikaa, kun tutkijat valmistelivat mittauksen aloittamista. Tämä oli tärkeää kun tutkittavilta mitattiin tasapainoa biomekaanisilla jalkineilla sekä Unloader One polvituella. Totuttelun vuoksi tutkittavilta voitiin arvioida tulokset koko testiajalta, joka oli 30 sekuntia. Jokaisen yksittäisen tasapainomittauksen jälkeen tulokset tulostettiin. Tulosteissa Good balance – ohjelma skaalasi tulokset 180 senttimetrin pituuteen, jolloin tutkittavien tulokset olivat vertailukelpoisia keskenään.

Jälkeenpäin tarkasteltaessa tutkimuksesta nousi esille muutamia puutteita. Tutkittaville annettiin etukäteen esitietolomakkeet, eli suostumuslomake, alkukysely, fyysisen aktiivisuuden kysely (IPAQ) sekä WOMAC-kyselylomake (liitteet 1,2,3 ja 4). Tutkittavat täyttivät nämä lomakkeet ennen mittauksiin tulemistä. On mahdollista, että joidenkin tutkittavien kohdalla lomakkeiden kysymyksiin vastaaminen ja vastausten pohtiminen ei ole ollut riittävän tarkkaa ja tämä on mahdollisesti vaikuttanut tutkittavista kerättyjen tietojen luotettavuuteen ja tarkkuuteen. Lisäksi tutkimus toteutettiin pilottiluontoisena kertamittauksena, eikä seurantaa tai loppumittauksia ollut. Näin ei voida verrata useampia mittaustuloksia, vaan tulkitaan vain yhden mittauskerran tuloksia. Myös tutkittavien käteisyyttä olisi voinut kartoittaa; näin olisi voitu verrata käteisyyttä askelpituuden epäsymmetrisyydelle.

Tutkimukseen osallistuneet kouluttautuvat tai työskentelevät terveys- ja liikunta-alalla. He todennäköisesti omaksuvat nopeasti terapiavälineiden, erityisesti biomekaanisten jalkineiden hallinnan. Tämä voi vaikuttaa saatuihin tuloksiin. Nopea oppiminen ei todennäköisesti päde polvennivelrikkopotilailla, jotka ovat usein iäkkäämpiä kuin tämän intervention tutkittavat ja heidän liikuntataustansa voivat olla kirjavina. Tästä johtuen tämän intervention tuloksia ei voi täysin verrata aikaisempiin tutkimuksiin, jossa on tutkittu iäkkäämpiä polvennivelrikkopotilaita.

Tämän tutkimuksen vahvuutena voidaan pitää sitä, että kaikki tutkittavat ovat samaa sukupuolta. Tutkimusten mukaan sukupuolten välillä on eroavaisuuksia kävelyn parametrien osalta (Kerrigan ym. 1998; Cho ym. 2004; Chumanov ym. 2008). Miehillä ja naisilla on sama

kävelyn nopeus, askeltiheys ja askelpituus, kun taas miehillä on lyhempi tukivaihe ja suurempi heilahdusaika kuin naisilla (Debi ym. 2009). Tästä johtuen tähän tutkielmaan otettiin mukaan vain naisia jotta tulokset olisivat luotettavia. Tutkimuksessa saadut tulokset ovat näin ollen yleistettävissä siis vain naisiin.

10.4.2 Raportoinnin luotettavuus

Tutkimuksessa on noudatettu hyvää tieteellistä käytäntöä. Teoreettista viitekehystä varten on pyritty käyttämään lähteitä monipuolisesti ja lisäksi lähteinä on käytetty asianmukaisia, tieteelliseen näyttöön perustuvia tutkimuksia sekä kirjallälhteitä. Aiempaa tutkimustietoa on vain vähän biomekaanisia jalkineita vastaavista jalkineista. Unloader One polvitukea tai vastaavia valgukseen ohjaavia polvitukia on tutkittu aikaisemmin ja niistä löytyy tietoa kattavammin kuin jalkineista. Lähdeviitteet on pyritty merkitsemään tarkasti ja tutkielman lopussa käytetyt lähteet ovat merkitty lähdeluetteloon. Terveystieteen laitoksen kirjoitusohjeita on pyritty noudattamaan huolellisesti.

10.4.3 Eettisyys

Eettisyys on otettu huomioon tutkielmaa tehdessä. Interventiovaiheessa tutkittavilta kerätty data, niin esitietolomakkeet, kuin tutkimuksesta saatu data säilytettiin fyysisesti tutkimuskansiossa fysiatrian poliklinikan tiloissa koko tutkimuksen ajan. Tulosteista saatu data syötettiin Microsoft Excel – ohjelmaan myös fysiatrian poliklinikan tiloissa. Valmista dataa on säilytetty sähköisesti salasanan takana, joten kukaan ulkopuolinen ei ole päässyt tarkastelemaan dataa. Tutkielman tuloksista ei voida tunnistaa tutkimukseen osallistuneita. Lisäksi tutkielman raportissa pyritty selittämään intervention vaiheet sekä datan analysointivaiheet mahdollisimman tarkasti.

10.5 Johtopäätökset

Johtopäätös 1: Tämän tutkimuksen perusteella Biomekaanisilla jalkineilla voidaan muokata kävelyä. Kävelyn nopeus hidastuu ja askelpituus lyhenee vasemmassa alaraajassa tilastollisesti merkitsevästi. Lisäksi tukivaiheen kesto pidentyi tilastollisesti merkitsevästi. Unloader One polvituki puolestaan ei muokannut kävelyä lukuun ottamatta askelleveyden lisääntymistä kummassakin alaraajassa tilastollisesti merkitsevästi.

Johtopäätös 2: Tämän tutkimuksen perusteella biomekaaniset jalkineet vaikuttivat tilastollisesti merkitsevästi myös staattisen tasapainon vauhtimomenttiin sekä silmät auki, että kiinni mitattuna verrattuna polvitukeen tai ilman terapiavälineitä tapahtuvaan staattiseen tasapainoon. Toisin sanoen, huojunta lisääntyi tilastollisesti merkitsevästi biomekaanisilla jalkineilla.

10.6 Jatkotutkimusehdotukset

Tämän pilottina toimineen tutkimuksen jälkeen Keski-Suomen keskussairaalassa alkaa pitkäaikais tutkimus, jossa tutkittavina on polven mediaalista nivelrikkoa sairastavat henkilöt. Pitkäaikais tutkimuksessa tullaan käyttämään GAITRite- järjestelmää, Good Balance-voimalevyä ja mahdollisesti myös videoalustaa alaraajan nivelkulmien analysointia varten. Tässä pilottitutkimuksessa GAITRite – kävelyalusta ja Good Balance – voimalevy toimivat hyvin ja olivat tarkoituksenmukaisia. Jatkossa tutkittavien taustatietojen keräämisen suhteen olisi tärkeää, että kyselylomakkeet lähetetään etukäteen tutkittavalle. Tällä tavalla tutkittavalla on aikaa syventyä lomakkeiden täyttämiseen. Toinen tärkeä asia lomakkeiden suhteen on tarkastaa ne tutkittavan läsnä ollessa: jos tutkija huomaa tyhjän kohdan lomakkeessa, epäselvän merkinnän tai muutoin herää epäily siitä onko tutkittava ymmärtänyt oikein lomakkeen täyttämisen, näihin voidaan vielä puuttua tutkittavan ollessa paikalla.

Tässä tutkielmassa havaittiin, että biomekaaniset jalkineet lisäävät vauhtimomenttia. Jatkossa olisi mielenkiintoista tutkia biomekaanisten jalkineiden vaikutusta staattisen tasapainon x- ja y-suuntien muuttujiin polven nivelrikkopotilailla, jotta saataisiin tietoa siitä, mihin suuntaan huojunta erityisesti muuttuu. Tämä auttaisi varsinkin kenkien kehittämisessä; ovatko kenkien sivutuet riittävät nivelrikkopotilaille vai tarvitaanko tukia myös jalkineen pohjan etu- ja takaosaan. Mielenkiintoista olisi myös tutkia jalkineiden vaikutusta kävelyn parametreihin eriasteisissa polven nivelrikoissa. Näin voisi mahdollisesti määrittää nivelrikon asteen / asteet, jossa nivelrikkopotilaat hyötyisivät jalkineista. Jalkineiden vaikutusta kävelyyän ja staattiseen tasapainoon olisi mielenkiintoista tutkia myös lonkan nivelrikkopotilailla; vaikuttavatko jalkineet kävelyn ja staattisen tasapainon parametreihin myös lonkan nivelrikkoa sairastavilla?

LÄHTEET

- Ahn, J. & Hogan, N. 2012. Walking Is Not Like Reaching: Evidence from Periodic Mechanical Perturbations. PLoS ONE 3 (7).
- Ahonen, J. 2002. Kävelyn biomekaniikan tutkiminen. Teoksessa J. Ahonen, M. Sandström, R. Laukkanen, ym. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Lahti: VK-kustannus Oy, 80-82.
- Ahonen, J. 2002. Kävelyn perusteet. Teoksessa J. Ahonen, M. Sandström, R. Laukkanen, ym. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Lahti: VK-kustannus Oy, 159-160.
- Ahonen, J. 2002. Kävelyn vaiheet ja niiden aikana tapahtuvat muutokset koko kehossa. Teoksessa J. Ahonen, M. Sandström, R. Laukkanen, ym. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Jyväskylä: Gummerus Kirjapaino Oy, 173-222.
- Ahtiainen, J. 2007. Tasapaino. Teoksessa K.L. Leskinen, K. Häkkinen & M. Kallinen (toim.) Kuntotestauksen käsikirja. Tampere: Liikuntatieteellinen Seura. 187-188.
- Arokoski & Kiviranta. 2003. Lonkan ja polven sairaudet. Teoksessa H. Alaranta, T. Pohjolainen, J. Salminen & E. Viikari-Juntura (toim.) Fysiatría. Helsinki: Duodecim. 175, 179-180.
- Arokoski & Kiviranta. 2012, . Tuki- ja liikuntaelimestön biomekaniikkaa. Teoksessa I. Kiviranta & M. Järvinen (toim.) Ortopedia. Helsinki: Kandidaattikustannus O,y 125.
- Avela, J., Perttunen, J. & Järvinen, M. 2012. Tuki- ja liikuntaelimestön biomekaniikkaa. Teoksessa I. Kiviranta & M. Järvinen (toim.) Ortopedia. Helsinki: Kandidaattikustannus Oy, 45-56.
- Baliunas, A. J., Hurwitz, D. E., Ryals, A. B., Karrar, A., Case, J. P., Block, J. A. & Andriacchi, T. P. 2002. Increased knee joint loads during walking are present in

- subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage* 10, 573–579. doi:10.1053/joca.2002.0797.
- Bar-Ziv, Y., Beer, Y., Ran, Y., Benedict, S. & Halperin, N. 2010. A treatment applying a biomechanical device to the feet of patients with knee osteoarthritis results in reduced pain and improved function: a prospective controlled study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11 (179).
- Bar-Ziv, Y., Debbi, E. M., Ran, Y., Benedict, S., Halperin, N. & Beer, Y. 2013. Long-Term Effects of AposTherapy in Patients with Osteoarthritis of the Knee: A Two-Year Followup. *Arthritis*.
- Bauer, C., Gröger, I., Rupprecht, R. & Gaßmann, K. G. 2008. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89, 1977-82. doi:10.1016/j.apmr.2008.02.033.
- Bilney, B., Morris, M. & Webster, K. 2003. Concurrent related validity of the GAITRite† walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. *Gait and Posture* 17, 68-74.
- Birmingham, T. B., Kramer, J. F., Kirkley, A., Inglis, J. T., Spaulding, S. J. & Vandervoort, A. A. 2001. Knee bracing for medial compartment osteoarthritis: effects on proprioception and postural control. *Rheumatology* 40, 285-289.
- Cho, S. H., Park, J. M. & Kwon, O. Y. 2004. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics* 19 (2), 145-52.
- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B. C. 2008. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clinical Biomechanics* 23, 1260–1268. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.07.011.
- Damen, D. & Hogg, D. 2011. Detecting Carried Objects from Sequences of Walking Pedestrians. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 34 (6) 1056 – 1067.

- Debi, R., Mor, A., Segal, O., Segal, G., Debbi, E., Agar, G., Halperin, N., Haim, A. & Elbaz, A. 2009. Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: a clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 127 (10) 1-10. doi:10.1186/1471-2474-10-127.
- Debi, R., Mor, A., Segal, G., Segal, O., Agar, G., Debbi, E., Halperin, N. & Elbaz, A. 2010. Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. *Disability and Rehabilitation*, 33(13–14) 1103–1109.
- Donoghue, O. A., O’Hare, C., King-Kallimanis, B. & Kenny, R. A. 2014. Anti-depressants are independently associated with gait deficits in single and dual task conditions. *The Irish Longitudinal Study on Ageing (TILDA)*, Trinity College Dublin, Ireland.
- Duivenvoorden, T., Brouwer, R. W., Raaij, van, T. M., Verhagen, A. P., Verhaar, J. A. & Bierma-Zeinstra, S. M. 2015. Braces and orthoses for treating osteoarthritis of the knee. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 3. doi:10.1002/14651858.CD004020.pub3.
- Ebert, J. R., Hambly, K., Joss, B., Ackland, T. R. & Donnelly, C. J. 2014. Does an Unloader Brace Reduce Knee Loading in Normally Aligned Knees? *Clinical Orthopaedics and Related Research* 472, 915–922. doi:10.1007/s11999-013-3297-8.
- Elbaz, A., Beer, Y., Rath, E., Morag, G., Segal, G., Debbi, E. M., Wasser, D., Mor, A. & Debi, R. 2013. A unique foot-worn device for patients with degenerative meniscal tear. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy Journal*, 21 380–387. doi:10.1007/s00167-012-2026-2
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, G., Aloni, Y., Teo, Y. H., Teo, Y. S., Das-De, S. & Yeo, S. J. 2014. Patients with knee osteoarthritis demonstrate improved gait pattern and reduced pain following a non-invasive biomechanical therapy: a prospective multi-centre study on Singaporean population. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 9 (1), 1.8.

- Elbaz, A., Mor, A., Segal, G., Debbi, E., Haim, A., Halperin, N. & Debi, R. 2010. APOS therapy improves clinical measurements and gait in patients with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics* 25 920–925.
- Fantini Pagani, C. H., Willwacher, S., Kleis, B. & Brüggemann, G. P. 2013. Influence of a valgus knee brace on muscle activation and co-contraction in patients with medial knee osteoarthritis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23, 490–500. doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.007.
- Felson, D. T & Zhang, Y. 1998. An update on the epidemiology of knee and hip osteoarthritis with a view to prevention. *Arthritis & Rheumatism* 41 (8) 1343-1355.
- GAITRite käyttöohje. 2007. Metitur Oy. 4, 114.
- Good Balance käyttöohje. 2005. Metitur Ltd. 15, 21.
- Haim, A., Wolf, A., Rubin, G., Genis, Y., Khoury, M. & Nimrod Rozen, N. 2011. Effect of Center of Pressure Modulation on Knee Adduction Moment in Medial Compartment Knee Osteoarthritis. *Journal of orthopaedic research* 13, 1668-1674.
- Hassan, B. S., Mockett, S. & Doherty, M. 2001. Static postural sway, proprioception, and maximal voluntary quadriceps contraction in patients with knee osteoarthritis and normal control subjects. *Annals of the Rheumatic Diseases* 60, 612–618.
- Heikkinen, E. 2014. Keski-ikäisten ja iäkkäiden liikunta. Teoksessa I. Vuori, S. Taimela & U. Kujala (toim.) *Liikuntalääketiede*. Helsinki: Duodecim. 195.
- Hervonen, A. 2004. Tuki- ja liikuntaelimestön anatomia. Tampere: Lääketieteellinen oppimateriaalikustantamo Oy. 224-232.
- Hinman, R. S., Bennell, K. L., Metcalf, B. R. & Crossley, K. M. 2002. Balance impairments in individuals with symptomatic knee osteoarthritis: a comparison with matched controls using clinical tests. *Rheumatology* 41, 1388–1394.

- Hyungeun, H., Kihun, C. & Wanhee, L. Reliability of the Good Balance System® for Postural Sway Measurement in Poststroke Patients. *Journal of Physical Therapy Science* 26, 121–124.
- IBM SPSS Statistics – perusteet. 2011. Oulun yliopisto: Tietohallinto.
- Kujala, U. 2014. Nivelrikko ja nivelreuma. Teoksessa I. Vuori, S. Taimela & U. Kujala (toim.) *Liikuntalääketiede*. Helsinki: Duodecim. 303-306.
- Kutzner, I., Heinlein, B., F. Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Beier, A. & Bergmann, G. 2010. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of Biomechanics* 43, 2164–2173. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.046.
- Liikkuminen. 2015. Toimintakyky. Terveiden ja hyvinvoinnin laitos. Viitattu 1.12.2016. <https://www.thl.fi>.
- McDonough, A. L., Batavia, M, Chen, F. C., Kwon, S. & Ziai, J. The validity and reliability of the GAITRite system’s measurements: a preliminary evaluation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 82, 419-25. doi:10.1053/apmr.2001.19778.
- McKean, K. A., Landry, S. C., Hubley-Kozey, C. L., Dunbar, M. J., Stanish, W. D. & Deluzio, K. J. 2005. Gender differences exist in osteoarthritic gait. *Clinical Biomechanics* 22, 400–409. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.11.006.
- Menz, H. B., Latt, M. D., Anne Tiedemann, A., Kwan, M. M. S. & Lord, S. R. 2004. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait and Posture* 20, 20–25. doi:10.1016/S0966-6362(03)00068-7.
- Messier, S. P., DeVita, P., Cowan, R. E., Seay, J., Young, H. C. & Marsh, A. P. 2005. Do Older Adults With Knee Osteoarthritis Place Greater Loads on the Knee During Gait? A Preliminary Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 86, 703-9.

- Metsämuuronen, J. 2006. Tutkimuksen tekemisen perusteet ihmistieteissä 2: Opiskelijalaitos. 4.painos. Helsinki: International Methelp Ky. 423.
- Moyer, R. F., Birmingham, T. B., Dombroski, C. E., Walsh, R. F., Leitch, K. M., Jenkyn, T. R. & Giffin, J. R. 2013. Combined Effects of a Valgus Knee Brace and Lateral Wedge Foot Orthotic on the External Knee Adduction Moment in Patients With Varus Gonarthrosis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 94, 103-112.
- Multanen, J. 2016. Exercise for Bone and Cartilage in Postmenopausal Women with Mild Knee Osteoarthritis. University of Jyväskylä. *Studies in Sport, Physical Education and Health* 235.
- Musculoskeletal disorders and diseases in Finland. Results of the Health 2000 Survey. 2007. Kansanterveyslaitoksen julkaisuja. Viitattu 4.2.2016. <http://www.julkari.fi/>
- Neumann, D. A. 2010. Kinesiology of the musculoskeletal system. Foundations for rehabilitation. 2. painos. St. Louis: Mosby, 627-646.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S. 2008. Ihmisen fysiologia ja anatomia. 15-17 painos. Helsinki: WSOY. 131, 144, 486-487, 527-545, 556-558, 567.
- Orishimo, K. F., Kremenic, I. J., Lee, S. J., McHugh, M. P. & Nicholas, S. J. 2013. Is valgus unloader bracing effective in normally aligned individuals: implications for post-surgical protocols following cartilage restoration procedures. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 21, 2661–2666. doi:10.1007/s00167-012-2174-4.
- Pollo, F. E., Otis, J. C., Backus, S. I., Warren, R. F. & Wickiewicz, T. L. 2002. Reduction of Medial Compartment Loads with Valgus Bracing of the Osteoarthritic Knee. *The American Journal of Sports Medicine* 30 (3), 414-421.

- Polvi- ja lonkkanivelrikko. 2014. Käypä hoito suositus. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Käypä hoito -johtoryhmän asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Viitattu 3.4.2016. www.kaypahoito.fi
- Polvi- ja lonkkanivelrikko (artroosi). 2012. Käypä hoito. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Käypä hoito -johtoryhmän asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Viitattu 27.11.2015. www.kaypahoito.fi
- Polvinivelen virheasento polvinivelrikon etenemisen vaaratekijänä. 2012. Käypä hoito näytönastekatsaus. Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Käypä hoito -johtoryhmän asettama työryhmä. Helsinki: Suomalainen Lääkäriseura Duodecim. Viitattu 27.11.2015. www.kaypahoito.fi
- Raja, K & Dewan, N. 2011. Efficacy of knee braces and foot orthoses in conservative management of knee osteoarthritis: a systematic review. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 90, 247-262.
- Ramsay, D. K. & Russell, M. E. 2009. Unloader braces for medial compartment knee osteoarthritis: implications on mediating progression. *Sports health* 1, (5), 416-426. doi: 10.1177/1941738109343157.
- Richards, J. D., Sanchez-Ballester, J., Jones, R. K., Darke, N. & Livingstone, B. N. 2005. A comparison of knee braces during walking for the treatment of osteoarthritis of the medial compartment of the knee. *Journal of Bone and Joint Surgery* 87-B (7), 937-939. doi:10.1302/0301-620X.87B7.16005.
- Richardson, J. K., Thies, S. B., DeMott, T. K. & Ashton-Miller, J. A. 2004. A Comparison of Gait Characteristics Between Older Women with and Without Peripheral Neuropathy in Standard and Challenging Environments. *The Journal of the American Geriatrics Society* 52, 1532–1537.
- Riebe, D. 2014. Exercise prescription. ACSM's Guidelines for exercise testing and prescription. 9. painos. American college of sports medicine. 263.

- Sandström, M. 2002. Kävelyn neuraalinen säätely. Teoksessa J. Ahonen, M. Sandström, R. Laukkanen, J. Haapalainen, S. Immonen, L. Jansson & M. Fogelholm. Alaraajojen rakenne, toiminta ja kävelykoulu. Lahti: VK-kustannus Oy. 28-29.
- Schipplein, O. D. & Andriacchi, T. P. 1991. Interaction Between Active and Passive Knee Stabilizers During Level Walking. *Journal of Orthopaedic Research* 9, 113-119.
- Segal, N. A., Glass N. A., Teran-Yengle, P., Singh, B., Wallace, R. B. & Yack, H. J. 2015. Intensive gait training for older adults with symptomatic knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 94, 848-858. doi:10.1097/PHM.0000000000000264.
- Self, B. P., Greenwald, R. M. & Pflaster, D. S. 2000. A Biomechanical Analysis of a Medial Unloading Brace for Osteoarthritis in the Knee. *Arthritis Care and Research* 13 (4), 191-197. doi: 10.1002/1529-0131(200008)13:43.0.CO;2-C.
- Shelburne, K. B., Torry, M. R., Steadman, J. R. & Pandy, M. G. 2008. Effects of foot orthoses and valgus bracing on the knee adduction moment and medial joint load during gait. *Clinical Biomechanics* 23, 814–821. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.02.005.
- Shorter, K. A., Polk, J. D., Rosengren, K. S. & Hsiao-Wecksle, E. T. 2008. A new approach to detecting asymmetries in gait. *Clinical Biomechanics* 23, 459–467. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.11.009.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. 2012. Motor Control. Translating Research into Clinical Practice. 4. painos. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. 167-173, 182, 231, 315-328.
- Simic, M., Hinman, R. S., Wrigley, T. V., Bennell, K. L. & Hunt, M. A. 2011. Gait modification strategies for altering medial knee joint load: a systematic review. *Arthritis Care & Research* 63 (3), 405–426. doi:10.1002/acr.20380.

- Suni, J. 2005. Liikuntaelimistön toimintakyky. Teoksessa M. Fogelholm & I. Vuori (toim.)
Terveysliikunta. Helsinki: Duodecim. 36-37.
- Talvitie, U., Karppi, S-L. & Mansikkamäki, T. 2006. Fysioterapia. Helsinki: Edita Prima.
204, 229, 232, 237.
- Terveys ja toimintakyky Suomessa. Terveys 2000-tutkimuksen perustulokset. 2002.
Kansanterveyslaitoksen julkaisuja B3/2002. Helsinki. Viitattu 5.4.2016.
- Titianova, E. B., Mateev, P. S. & Tarkka, I. M. 2004. Footprint analysis of gait using a
pressure sensor system. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 14, 275–281.
doi:10.1016/S1050-6411(03)00077-4.
- Webster, K. E., Wittwer, J. E. & Feller, J. A. 2004. Validity of the GAITRite walkway system
for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait &
Posture*. doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.10.005.

LIITTEET

Liite 1. Suostumuslomake.



SUOSTUMUS TUTKIMUKSEEN

Polvituen ja biomekaanisen jalkineen vaikutus nivelrikon hoidossa

Minua _____ (tutkittavan nimi kirjoitetaan viivalle) on pyydetty osallistumaan yllämainittuun tieteelliseen tutkimukseen, jonka tarkoituksena on selvittää biomekaanisen jalkineen ja polvituen vaikutuksia polven nivelrikon toimintakykyyn ja oireisiin verrattuna omatoimiseen harjoitteluun.

Olen lukenut ja ymmärtänyt saamani kirjallisen tutkimustiedotteen. Tiedotteesta olen saanut riittävän selvityksen tutkimuksesta ja sen yhteydessä suoritettavasta tietojen keräämisestä, käsittelystä ja luovuttamisesta. Tiedotteen sisältö on kerrottu minulle myös suullisesti, minulla on ollut mahdollisuus esittää kysymyksiä ja olen saanut riittävän vastauksen kaikkiin tutkimusta koskeviin kysymyksiini.

Tiedot tutkimuksesta minulle antoi (tutkimuskoordinaattorin nimi kirjoitetaan viivalle)

_____ / ____ / 20 ____.

Ymmärrän, että osallistumiseni on vapaaehtoista. Tiedän, että tietojani käsitellään luottamuksellisesti eikä niitä luovuteta sivullisille. Olen tietoinen, että voin milloin tahansa sekä keskeyttää tutkimuksen että peruuttaa suostumukseni syytä ilmoittamatta, eikä keskeyttämiseni tai peruutukseni vaikuta kohteluuni tai saamaani hoitoon millään tavalla. Peruuttaessani suostumukseni tai keskeyttäessäni tutkimuksen siihen mennessä kerättyjä tietoja ja näytteitä käytetään osana tutkimusaineistoa.

Allekirjoituksellani vahvistan osallistumiseni tähän tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkimushenkilöksi.

_____ Tutkittavan nimi _____ Tutkittavan syntymäaika _____ Tutkittavan osoite

_____ Päivämäärä Tutkittavan allekirjoitus

Suostumus vastaanotettu

_____ Tutkimushoitajan nimi _____ Päivämäärä _____ Tutkimushoitajan allekirjoitus
(Suostumuksen vastaanottaja)

Alkuperäinen allekirjoitettu tutkittavan suostumus sekä kopio tutkimustiedotteesta jäävät tutkimuskoordinaattorille. Tutkimustiedote ja kopio allekirjoitetusta suostumuksesta annetaan tutkittavalle.

Liite 2. Alkukyselylomake.



Polvituen ja biomekaanisen jalkineen vaikutus nivelrikon hoidossa -tutkimus

Polvitutkimuksen alkukysely

Nimi: _____ **Syntymäaika:** _____ **Täyttö pvm:** _____

Osoite (jos muuttunut): _____

Puhelin työhön: _____ - _____ **kotiin:** _____ **matkapuhelin:** _____
(myös suuntanumero)

- 1. Toimeentulo:**
- | | |
|--|---|
| <input type="checkbox"/> työssä | <input type="checkbox"/> kuntoutusrahalla |
| <input type="checkbox"/> äitiyslomalla tai vanhempainlomalla | <input type="checkbox"/> sairauspäivärahalla |
| <input type="checkbox"/> vuorotteluvapaalla | <input type="checkbox"/> osaeläkkeellä |
| <input type="checkbox"/> työtön | <input type="checkbox"/> sairauseläkkeellä |
| <input type="checkbox"/> opiskelija | <input type="checkbox"/> työttömyyseläkkeellä |
| | <input type="checkbox"/> muu, mikä _____ |

2. Sairaudet:
 ei ole on todettu; mikä sairaus? _____

3. Tapaturmat:
 ei ole on ollut, mikä vamma? _____

4. Leikkaukset:
 ei ole on tehty, mikä leikkaus? _____

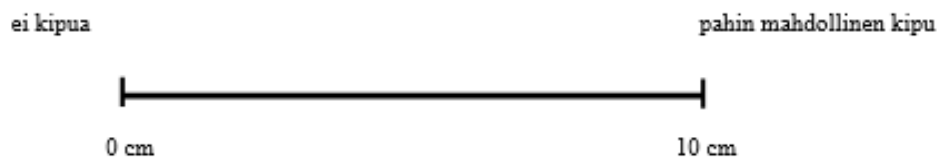
5. Merkitse nykyisin käytössäsi olevat kaikki lääkkeet (nimi, vahvuus ja annos / vrk):

6. Kuinka kauan olet ollut sairauslomalla viimeisen 12 kk aikana?

Polvikivusta johtuvia oli päivää

Muusta syystä, syy? _____ päivää

7. Merkitse pystyviiva sille kohdalle janaa, miten voimakkaana olet kokenut kivun keskimäärin viimeisen viikon aikana.



8. Oletko käyttänyt polvikivun takia kipulääkkeitä viimeisen **kuukauden aikana**?

- en lainkaan
 kyllä _____ päivänä kuukaudessa

9. Kuinka usein olet käynyt polvivaivojen **takia** viimeisen **12 kk aikana**?

(Jos käynnin syynä on ollut joku muu kuin niskaoireisto, älä merkitse niitä käyntejä tähän)

- lääkärissä _____ krt naprapaatilla _____ krt
 fysioterapeutilla _____ krt osteopaatilla _____ krt
 hierojalla _____ krt kiropraktikolla _____ krt
 jonkun muun hoidossa, kenen? _____ krt

10. Onko sinulle tehty tutkimuksia polvivaivojen **takia**?

- ei
 röntgenkuva
 magneettikuva (MRI)

11. Mitä polvikipuhoitoja olet saanut viimeisen **12kk aikana**?

(Älä merkitse muiden sairauksien esim. selän, lonkan ym. hoitoja tähän)

- hierontaa _____ krt sähköhoitoa _____ krt venytystä _____ krt
 lämpöhoitoa _____ krt manipulaatiota _____ krt kortisonipistoksia _____ krt
 kylmähoitoa _____ krt akupuntiota _____ krt puudutepistoksia _____ krt
 muuta, mitä? _____ krt _____ krt

12. Miten toimit, kun sinulle tulee polvikipuoireita?

(merkitse 3. tärkeintä vaihtoehtoa siinä järjestyksessä kuin niitä todennäköisesti käyttäisit)

- ___ otan lääkettä
 ___ käytän kylmäpakkausta
 ___ käytän lämpöpakkausta
 ___ varaan ajan hierojalle
 ___ varaan ajan fysioterapeutille
 ___ varaan ajan lääkärille
 ___ varaan ajan naprapaatille
 ___ varaan ajan osteopaatille
 ___ varaan ajan kiropraktikolle
 ___ teen niskan venytysharjoitteita
 ___ teen niskan lihasharjoitteita
 ___ muuta, mitä? _____

13. Oletko saanut ohjausta polven alueen harjoitteluun muualla **kuluneen vuoden aikana**?

- Ei Kyllä, kuka ohjasi?
- terveyskeskuksen fysioterapeutti ___ krt
 sairaalan fysioterapeutti ___ krt
 yksityinen fysioterapeutti ___ krt
 muu henkilö, kuka? _____ ___ krt

14. Minkälaisia polviharjoitteita?

- venytysharjoitteita
 lihasvoimaharjoitteita
 muuta, mitä? _____

Oletko tehnyt viimeisen kuukauden aikana?

15. Polven lihasvoimaharjoitteita

- en lainkaan
 harvemmin kuin kerran viikossa
 ___ krt viikossa, keskimäärin min.

16. Polven venytysharjoitteita

- en lainkaan
 harvemmin kuin kerran viikossa
 ___ krt viikossa, keskimäärin min.

Kiitos vastauksistasi !

Liite 3. Fyysisen aktiivisuuden kysely (IPAQ).



Polvituen ja biomekaanisen jalkineen vaikutus nivelrikon hoidossa -tutkimus

Nimi: _____ Syntymäaika: _____ Täyttö pvm: _____

FYYSISEN AKTIIVISUUDEN KYSELY (IPAQ)

Kyselyssä tiedustellaan **viime viikkoosi** (7 edeltävää päivää) sisältynyttä fyysisistä aktiivisuutta. Vastaathan jokaiseen kysymykseen, vaikka et pitäisikään itseäsi liikunnallisena ihmisenä. Ajattele kaikkia toimintoja, joita teit töissä, osana koti- ja pihatöitä, siirtyessäsi paikasta toiseen, sekä vapaa-aikanasi virkistykseen, kuntoiluun tai urheiluun vuoksi.

1. Ajattele kaikkea fyysisesti raskasta toimintaa, jota teit viime viikon aikana. **Raskaalla fyysisellä aktiivisuudella** tarkoitetaan toimintoja, jotka vaativat kovaa ruumiillista ponnistelua ja jotka saavat hengityksesi kiihtymään paljon tavallista nopeammaksi. Ota huomioon vain ne toiminnot, jotka kestivät vähintään 10 minuuttia kerralla.

1a. Kuinka monena päivänä viime viikon aikana fyysinen aktiivisuutesi oli **raskasta**, esimerkiksi painavien taakkojen nostamista, kaivamista, aerobicia, tai vauhdikasta pyöräilyä?
_____ päivänä viikossa

1b. Kuinka paljon aikaa käytit keskimäärin tuollaisena päivänä **raskaaseen** fyysiseen aktiivisuuteen?
_____ tuntia _____ minuuttia päivässä

Ei lainkaan raskasta fyysisistä aktiivisuutta (*siirry seuraavaan kysymykseen*)

2. Ajattele kaikkea kohtalaisen rasittavaa fyysistä toimintaa, jota teit viime viikon aikana. **Kohtalaisen raskaalla fyysisellä aktiivisuudella** tarkoitetaan toimintoja, jotka vaativat kohtalaista ruumiillista ponnistelua ja jotka saavat hengityksesi kiihtymään jonkin verran tavallista nopeammaksi. Ajattele jälleen vain niitä toimintoja, jotka kestivät vähintään 10 minuuttia kerralla.

2a. Kuinka monena päivänä viime viikon aikana fyysinen aktiivisuutesi oli **kohtalaisen raskasta** kuten kevyiden taakkojen kantamista, tavallista pyöräilyä tai tenniksen nelinpeliä? Älä laske mukaan kävelyä.
_____ päivänä viikossa

2b. Kuinka paljon aikaa käytit keskimäärin tuollaisena päivänä **kohtalaisen raskaaseen** fyysiseen aktiivisuuteen?
_____ tuntia _____ minuuttia päivässä

Ei lainkaan kohtalaisen raskasta fyysisistä aktiivisuutta (*siirry seuraavaan kysymykseen*)

3. Ajattele aikaa, jonka käytit **kävelemiseen** viime viikon aikana. Tähän sisältyy kävely töissä tai kotona, kävely paikasta toiseen siirtyessäsi ja kaikki muu kävely, jota teit pelkästään urheilun, kuntoilun tai virkistykseen vuoksi.

3a. Kuinka monena päivänä viime viikon aikana **kävelit** vähintään 10 minuuttia kerrallaan?
_____ päivänä viikossa

3b. Kuinka paljon aikaa käytit keskimäärin **kävelyyn** tuollaisena päivänä?
_____ tuntia _____ minuuttia päivässä

Ei lainkaan kävelyä (*siirry seuraavaan kysymykseen*)

4. Viimeinen kysymys koskee aikaa, jonka käytit **istumiseen** arkipäivinä viime viikon aikana. Ota huomioon aika töissä, kotona, opiskellessasi ja vapaa-aikanasi. Tähän sisältyy aika, jonka istuit työpöydän ääressä, ystävien luona käydessä, lukiessa tai televisiota katsellessa istuen tai maaten.

4a. Kuinka paljon aikaa kaikkiaan käytit **istumiseen** tavallisena arkipäivänä viime viikon aikana?
_____ tuntia _____ minuuttia päivässä

KIITOKSIA VASTAAMISESTASI!

Liite 4. WOMAC- kyselylomake.



Polvituen ja biomekaanisen jalkineen vaikutus nivelrikon hoidossa -tutkimus

WOMAC-KYSELYLOMAKE

Nimi: _____ Syntymäaika: _____ Täyttö pvm: _____

Osa A: KIPU

OHJEITA TUTKITTAVALLE

Seuraavat kysymykset koskevat sitä, missä määrin kipua polven nivelrikko aiheuttaa teille. Merkitkää janalle kuhunkin kohtaan pystyviiva sille kohdalle, mikä parhaiten kuvaa kokemaanne kipua viimeisen viikon aikana!

KYSYMYS: Missä määrin olette tuntenut polvikipua seuraavissa tilanteissa?

1. Kävellessä tasaisella alustalla

Ei lainkaan kipua |—————| Erittäin voimakasta kipua

2. Portaita noustessa

Ei lainkaan kipua |—————| Erittäin voimakasta kipua

3. Yöllä

Ei lainkaan kipua |—————| Erittäin voimakasta kipua

4. Levossa

Ei lainkaan kipua |—————| Erittäin voimakasta kipua

5. Kuormitettaessa

Ei lainkaan kipua |—————| Erittäin voimakasta kipua

OSA B: JÄYKKYYS
OHJEITA TUTKITTAVALLE

Seuraavat kysymykset koskevat sitä, minkä verran niveljäykkyyttä (ei kipua) polven nivelrikko aiheuttaa teille. Jäykkyys ilmenee nivelten liikkeiden rajoittumisena tai hidastumisena. Merkitkää kuhunkin kohtaan missä määrin olette tuntenut jäykkyyttä viimeisen viikon aikana. Merkitkää vastauksenne janalle pystyviivalla!

6. Missä määrin olette tuntenut polven jäykkyyttä aamulla heti herättyänne?

Ei jäykkyyttä  Erittäin voimakasta jäykkyyttä

7. Missä määrin olette tuntenut jäykkyyttä myöhemmin päivällä sen jälkeen, kun olette istunut, maannut tai levännyt?

Ei jäykkyyttä  Erittäin voimakasta jäykkyyttä

OSA C: FYYSINEN TOIMINTAKYKY
OHJEITA TUTKITTAVALLE

Seuraavat kysymykset koskevat fyysistä toimintakykyänne. Sillä tarkoitetaan kykyänne liikkua ja huolehtia itsestänne. Merkitkää kuhunkin kohtaan, missä määrin polven nivelrikko on vaikeuttanut kyseistä toimintaa viimeisen viikon aikana. Merkitkää vastauksenne janalle pystyviivalla!

KYSYMYS: Missä määrin olette kokenut vaikeuksia seuraavissa tilanteissa?

8. Portaita laskeutuessa

Ei mitään vaikeuksia  Erittäin suuria vaikeuksia

9. Portaita noustessa

Ei mitään vaikeuksia  Erittäin suuria vaikeuksia

10. Istumasta ylös noustessa

Ei mitään vaikeuksia  Erittäin suuria vaikeuksia

11. Seisoessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

12. Kumartuessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

13. Kävellessä tasaisella alustalla

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

14. Autoon noustessa / autosta poistuessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

15. Ostoksilla käydessä

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

16. Sukkia pukiessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

17. Vuoteesta noustessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

18. Sukkia riisuessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

19. Vuoteessa maatessa

Ei mitään vaikeuksia |—————| Erittäin suuria vaikeuksia

20. Kylvyssä tai suihkussa käydessä

Ei mitään
vaikeuksia



Erittäin suuria
vaikeuksia

21. Istuessa

Ei mitään
vaikeuksia



Erittäin suuria
vaikeuksia

22. WC-istuimelle istuutuessa / siltä noustessa

Ei mitään
vaikeuksia



Erittäin suuria
vaikeuksia

23. Raskaita kotitöitä tehdessä

Ei mitään
vaikeuksia



Erittäin suuria
vaikeuksia

24. Kevyitä kotitöitä tehdessä

Ei mitään
vaikeuksia



Erittäin suuria
vaikeuksia

KIITOKSIA VASTAUKSISTASI!