

Kalevalaisen jäsenkorjauksen yhteydet kävelyn biomekaniikkaan ja
hermolihaskäytännön toimintaan

Biomekaniikan Pro gradu –tutkielma

Syyskuu 2016

Liikuntabiologian laitos

Jyväskylän yliopisto

Ohjaajat:

Jarmo Piirainen, LitT

Olli Ohtonen, LitM

TIIVISTELMÄ

Rutanen, Petra Maria, 2016. Kalevalaisen jäsenkorjauksen yhteydet kävelyn biomekaniikkaan ja hermolihasjärjestelmän toimintaan. Biomekaniikan pro gradu – tutkielma. Liikuntabiologian laitos. Jyväskylän yliopisto. 59 s.

Alaselkäkipua kokee tutkimusten mukaan 80% väestöstä jossain vaiheessa elämäänsä, ja se on suuri terveydellinen ja sosioekonominen taakka. Alaselkävasta kärsivillä todetaan usein muutoksia biomekaanisessa toiminnassa sisältäen mm. muutoksia liikemalleissa, hermolihasjärjestelmän toiminnassa, lihasaktiivisuuksissa ja vartalon rotaatiossa. Alaselkävasta kärsiville on tehty useita tutkimuksia, joissa interventiona on erilaisia liikunta- tai hoitomuotoja. Tässä tutkimuksessa hoitomuotona oli kalevalainen jäsenkorjaus, joka on perinteinen suomalainen mobilisaatiohoito.

Tutkimuksen tavoitteena oli selvittää hoitojen yhteys koehenkilöiden kivun tuntemukseen, hermolihasjärjestelmän toimintaan ja kävelyn aikana mitattaviin parametreihin. Koehenkilöinä tutkimuksessa oli 7 kroonisesta alaselkävasta kärsivää perustervettä 28-59 –vuotiasta henkilöä. Koehenkilöt kävivät kolmessa jäsenkorjaushoidossa, ja suorittivat eri kohdissa tutkimusta sarjan biomekaanisia ja toiminnallisia testejä. Koehenkilöiltä mitattiin kullakin mittauskerralla eri lihasten maksimaalinen lihasaktiivisuus, soleuslihaksen maksimaalinen voimantuottokyky, lihasaktiivisuus ja liikeanalyysi kävelyn aikana, sekä selkäydintason hermostollinen aktiivisuus. Lisäksi heille tehtiin kipukysely.

Koehenkilöiden selkäkipun tuntemus aleni merkitsevästi koko seurantajakson ajan. 1. hoidon jälkeen muutos oli keskimäärin $-56,8 \pm 24,1$ % ($p < 0.05$), ja 3. eli viimeisen hoidon jälkeen muutos oli $-74,8 \pm 27,9$ % ($p < 0.01$). H-refleksin syttymiseen tarvittava kynnyksiarvo aleni 1. hoidon jälkeen keskimäärin $-15,7 \pm 22,3$ %, ja 3. hoidon jälkeen muutos oli $-20,3 \pm 18,2$ % ($p < 0.05$). Kävelyn aikana mitatut jalkalihasten EMG –aktiivisuudet osoittivat laskevaa trendiä erityisesti heti 1. hoidon jälkeen. Vasemman jalan tukivaiheen aikana TibR –lihaksen EMG –aktiivisuus laski $-9,8 \pm 9,4$ % ($p < 0.05$).

Tutkimuksen perusteella kalevalainen jäsenkorjaus saattaa olla vaihtoehto mietittäessä hoitoa alaselkäkipuihin. Hoitomuoto on mielenkiintoinen lisätutkimusten kohde, ja erityisesti aihealuetta täsmällisesti suunnittelemalla ja koehenkilöjoukkoa kasvattamalla voidaan saada lisätuloksia hoitomuodon hyödyllisyydestä.

Avainasanat: hermolihasjärjestelmä, kävelyn liikeanalyysi, alaselkäkipu, kalevalainen jäsenkorjaus

ABSTRACT

Rutanen, Petra Maria, 2016. Relation of Finnish Kalevala bone-setting to biomechanics of walking and functioning of the nervous & muscular system. Department of Biology of Sport, University of Jyväskylä, Master's thesis, 59 pp.

Research suggests that low back pain is experienced by 80 % of the population in some part of their lives, and it is therefore a great public health and socio-economic burden. Patients suffering low back pain express often changes in biomechanical functioning consisting for example of changes in movement patterns, functioning of the nervous & muscular system and rotation of the body in movement. A lot of research has been done concerning low back pain, and many of them have different treatments and therapies for intervention. In this study the intervention method was a Finnish mobilization treatment called Kalevala bone-setting.

The aim of this study was to examine by means of test subjects the relation of the treatment on the sensation of pain, the functioning of the nervous & muscular system and to variables during walking analysis. Study was undertaken on 7 test subjects (aged 28-59 years) with chronic low back pain. They had three treatments of Kalevala bone-setting, and went through a series of biomechanical and functional tests during the study. The tests included measurements of maximal activation of muscles, maximal voluntary contraction of m. soleus, activation patterns of muscles during walking and spine motor control. Subjects also filled a questionnaire for pain.

The sensation of pain decreased significantly at all follow-up evaluations. After the first treatment the change was $- 56,8 \pm 24,1$ % ($p < 0.05$), and after all three treatments the change was $- 74,8 \pm 27,9$ % ($p < 0.01$). With spine motor control, the H –threshold decreased after the first treatment by $- 15,7 \pm 22,3$ %, and decreased significantly after all treatments by $- 20,3 \pm 18,2$ % ($p < 0.05$). During walking the muscle activity showed a decreasing trend especially after the first treatment. During left leg stance we recorded decrease in m. tibialis electrical activity by $-9,8 \pm 9,4$ % ($p < 0.05$).

With the observed changes in the study the Kalevala bone-setting might be a functional choice when considering treatment therapy for low back pain. It would be interesting to conduct more studies on the matter. When planning future studies of the efficacy of treatment thorough defining of the research area and increasing the volume of test subjects is highly recommended.

Key words: Nervous & muscular system, gait analysis, low back pain, Finnish Kalevala bone-setting

KÄYTETYT LYHENTEET

EMG	Elektromyografia eli hermo- ja lihassähkötutkimus
MVC	Maksimaalinen tahdonalainen lihassupistus
RMS	EMG:n keskiarvoistettu tehollisarvo (Root Mean Square)
Sol	Leveä kantalihas
Tib	Etummainen säärihas
Abd	Suora vatsalihas
Es	Selän ojentajalihas
VAS	Visual Analog Scale, kipuasteikko
H –refleksi	Hoffmann -refleksi

SISÄLTÖ

1 JOHDANTO	5
2 KÄVELYN BIOMEKANIikka	7
2.1 Kävelyn vaiheet.....	7
2.2 Kävelyn parametrit.....	8
2.3 Kinematiikka ja kinetiikka	9
2.4 Lihasaktiivisuus.....	10
3 NORMAALI JA PATOLOGINEN KÄVELY	12
3.1 Alaselkikipu.....	12
3.1.2 Alaraajojen pituuserot	13
3.2 Muutokset lihasaktiivisuudessa.....	14
4 KROONINEN ALASELKÄKIPU JA SEN VAIKUTUKSET LIHASTEN TOIMINTAAN.....	16
4.1 Alaselkikipu.....	16
4.2 Fleksio-relaksaatio	16
4.2 Selkädintason herkkyys.....	17
4.3. Voimantuotto.....	21
5 KALEVALAINEN JÄSENKORJAUS.....	22
6 KIVUN ARVIOINTI TUTKIMUKSISSA	24
7. TUTKIMUKSEN TARKOITUS	26
8 MENETELMÄT	27
8.1 Koehenkilöt.....	27
8.2. Kalevalainen jäsenkorjaushoito.....	27
8.3 Datan keräys ja analysointi	28
8.4 Tilastolliset menetelmät	33
9 TULOKSET	34
9.1 Koehenkilöiden fyysinen aktiivisuus	34
9.2 Kivun tuntemus	35
9.3 Hermostollinen aktiivisuus.....	36
9.4 Voimantuotto.....	38
9.5 Kävely	38
10. POHDINTA	41
10.1 Kivun tuntemus	41

10.2 Hermostollinen aktiivisuus.....	41
10.3 Lihasten aktiivisuus.....	43
10.4 Voimantuotto.....	45
10.5 Kävely	45
10.6 Koehenkilöt ja mittausprotokolla	46
11. JOHTOPÄÄTÖKSET	49
12. LÄHTEET	50

1 JOHDANTO

Kävely muodostuu peräkkäisistä askelista, jotka kuljettavat kehoa eteenpäin. Tämä ihmiselle yleisin liikkumistapa pitää sisällään monimutkaisen tapahtumaketjun, jonka tuloksena kävelyn tunnusomainen liike syntyy. Biomekaanisilla liiketutkimuksilla voidaan selvittää ominaisuuksia mm. henkilön askelsykleistä, lihasten aktiivisuismalleista ja kehon liikemalleista kävelysuorituksen aikana. Tutkimuksissa on tehty oletus että kävelyanalyysiä voitaisiin käyttää kliinisenä työkaluna arvioitaessa erilaisia potilasryhmiä, jotta saataisiin käsitys tiettyjen sairauksien patologiasta ja hoitojen vaikutuksesta. Analyysiä voitaisiin myös hyödyntää kuntoutusohjelmien suunnittelussa.

Alaselkävasta kärsivillä todetaan usein muutoksia biomekaanisessa toiminnassa. Tutkimuksissa on havaittu potilaiden mm. rajoittavan normaaleja liikkeitään kivun pelossa, samalla kun absoluuttinen lihasaktiivisuus kuitenkin näyttää nousevan. Lihasaktiivisuuden ajoitus voi myös muuttua. Lihasten voima ja kestävyys voivat heiketä, ja lihaksissa voi olla toimintahäiriöitä. Kipu voi vaikuttaa hermoratoihin, sillä alaselkävasta kärsivillä on löydetty muutoksia selkäydintason hermostollisessa aktiivisuudessa.

Kalevalainen jäsenkorjaus on perinteinen suomalainen mobilisaatiohoito. Hoitaminen on kalevalaisessa jäsenkorjauksessa kokonaisvaltaista: hoito lähtee liikkeelle jaloista ja sen päämääränä on koko kineettisen ketjun tasapaino. Sairauksien syynä voivat olla ns. tasapainohäiriöt jotka aiheuttavat selän nikamien ja nivelien virheasentoja. Niistä seuraa lisääntyviä muutoksia ihmisen elimistössä vuosien myötä varsinkin, jos vaivojen alkusyytä ei hoideta. Yleisimmät tekijät voivat olla jalkojen asento- ja mittaerot, joista seuraa lantion ja selän kiertyminen. Nilkan nivelsiteiden revähtäminen on myös eräs tavallinen ongelmien syy. Hoidon aikana korjataan hienovaraisesti koko kehoa käsittelemällä virheasentoa niin, että tasapaino palautuu.

Tässä tutkimuksessa selvitetään kalevalaisen jäsenkorjauksen yhteyksiä kävelyn biomekaniikkaan ja hermolihasjärjestelmän toimintaan alaselkävasta kärsivillä.

Samalla pyritään selvittämään miten muutokset kivun aistimuksessa sekä mitattavissa parametreissa korreloivat keskenään.

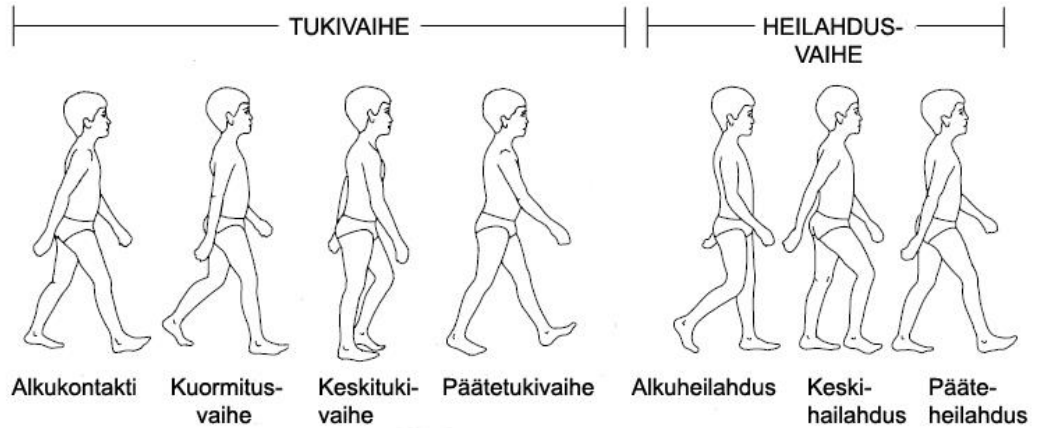
2 KÄVELYN BIOMEKANIikka

2.1 Kävelyn vaiheet

Tahdonalaisen liikkeen luominen lähtee keskushermostosta, jossa rekisteröidään ja aktivoidaan käsky kävellä. Signaalit lähetetään sen jälkeen ääreishermostoon, joka puolestaan mahdollistaa peräkkäiset lihasaktivaatiokuviot. Lihakset supistuvat ja voimaa sekä momenttia tuotetaan nivelten yli. Nivelvoimien ja momenttien säätelyn kautta luurangon segmentit siirtyvät muodostaen kävelylle tunnusomaisen liikkeen eli askeleen, synnyttäen lopulta kontaktivoiman alustaan. (Vaughan ym. 1999, 2-3).

Kävelyssä kehoa siirretään eteenpäin toistuvilla raajojen liikkeillä samalla tasapaino säilyttäen. Liikkeessä yksi alaraaja toimii tukena, kun toinen siirtyy eteenpäin uudelle tukipinnalle. Ajanjaksoa saman jalan kahden perättäisen alustakontaktin aikana sanotaan askelsykliksi. Jokainen askelsykli jaetaan kahteen osaan, tuki- ja heilahdusvaiheeseen. Tukivaiheessa jalka on kosketuksissa alustaan ja heilahdusvaiheessa se on ilmassa. Keskimäärin askelsykli kestää sekunnin, josta tukivaihe vie aikaa 60 % ja heilahdusvaihe 40 %. (Vaughan ym. 1999, 9-12).

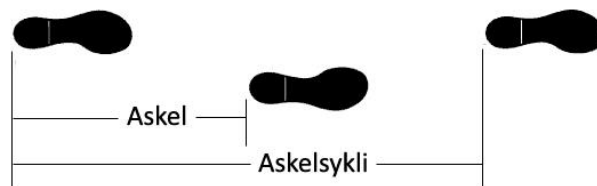
Tukivaihe voidaan jakaa edelleen vaiheisiin sen mukaan, koskeeko toinenkin jalka alustaan. Tarkemmin tarkasteltuna tukivaiheessa on neljä osaa (Kuva 1). Alkukontaktissa kantapää koskettaa alustaan takimmaisena jalan vielä ollessa tukipinnalla. Tämän jälkeen takimmainen jalka nousee ilmaan, ja etummainen jalka ottaa vastaan koko kehon painon kuormitusvasteen aikana. Keski- ja päätetukivaiheessa kehoa liikutetaan eteenpäin painon ollessa yhden jalan varassa. Heilahdusvaiheessa jalka tuodaan takaa eteen seuraavaa tukivaihetta varten. Heilahdusvaihe voidaan jakaa kolmeen osaan. Alkuheilahduksessa jalka tuodaan vastakkaisen jalan tasolle. Keskiheilahdusvaiheessa jalka ojentuu ja liikkuu kehon etupuolelle. Päätösheilahdusvaiheessa valmistaudutaan tulevaan askelkontaktiin jarruttamalla eteenpäin vievää liikettä sekä esiaktivoimalla painoa vastaanottavia lihaksia. (Vaughan ym. 1999, 9-12).



KUVA 1. Askelsykli (mukailtu Vaughan ym. 1999, 9-10)

2.2 Kävelyn parametrit

Kävelyä kuvaillaan mm. seuraavien aika- ja etäisyysmuuttujien avulla: askelpituus (step length), askelsyklin pituus (stride length), askeltiheys ja askelnopeus. Askelpituus on vasemman ja oikean jalan kantapään välinen etäisyys, ja askelsyklin pituus on kahden peräkkäisen saman jalan kantapään välinen etäisyys (Kuva 2). Askeltiheys saadaan laskemalla askelten määrä tietyssä ajassa. Kävelynopeus muodostuu askelsyklin pituuden (m) ja askeltiheyden (ask/s.) tulosta. (Vaughan ym. 1999, 11-12).



KUVA 2. Askel ja askelsykli. (Mukailtu Vaughan ym. 1999, 12)

Kävelynopeudella on merkittävä vaikutus kävelyn muuttujiin. Kävelynopeutta voidaan kasvattaa lisäämällä askeltiheyttä tai askelpituutta. Kävelynopeuden lisääminen lyhentää askelsykliä niin että kaksoitukivaihe lyhenee eniten. Kävelynopeuden kasvattaminen kasvattaa myös alustan reaktivoimia. (Schwartz ym. 2008).

2.3 Kinematiikka ja kinetiikka

Askelparametrien lisäksi kävelyn aikana voidaan tarkastella myös nivelien ja kehon segmenttien liikkeitä. Kehon eri osien liikettä voidaan seurata esimerkiksi videokameroiden avulla, tai infrapunakameroilla jolloin kinemaattista dataa saadaan kehoon kiinnitettyjen markkereiden avulla. Markkereiden perusteella voidaan määrittää myös nivelten keskikohtien sijainti, jota voidaan hyödyntää liikeanalyysissä. (Perry 1992, Sutherland 2002).

Kävelyn aikana suurimmat nivelten liikkeet näkyvät sagittaalitasolla. Lantionivelen maksimiekstensio tapahtuu esiheilahdusvaiheessa, ja maksimifleksio silloin kun tukivaihe alkaa ja kantapää koskettaa maata. Polvinivelen maksimifleksio tapahtuu keskiheilahduksessa, ja maksimiekstensio tapahtuu aivan syklin alussa alkukontaktissa. (Ounpuu 1994).

Kontaktivoima on kehon aiheuttamaa voimaa alustaan kävelyn tukivaiheen aikana. Kontaktin aikana mitattava voima muodostuu kaikkien kehon segmenttien massojen ja kiihtyvyyksien summavoimasta. Tämä resultanttivoima voidaan jakaa osakomponentteihin: pystyvoimaan sekä vaakavoimiin etu-, taka- ja sivusuunnassa. (Perry 1992). Pystysuuntaista voimaa kuvaava käyrä on kaksihuippuinen: ensimmäinen huippu johtuu painon vastaanottamisesta ja toinen työntövaiheesta. Pystysuuntaisen voiman suuruus on keskimäärin 120% kehon painosta. Vaakasuuntaiset voimat ovat pystyvoimaa huomattavasti pienempiä. Etu-taka –suuntainen vaakavoima on suuruudeltaan noin 25 %, ja sivusuuntainen vaakavoima alle 10 % kehonpainosta. Askelkontaktin alussa kehon paino vastaanotetaan ja alustaan tuotetaan negatiivinen etu-takasuuntainen vaakavoima. Työntövaiheessa voima on positiivinen. Sivusuuntainen vaakavoima ylläpitää tasapainoa. (Perry 1992, Winter 1988).

Kävelijä tuottaa tukivaiheen aikana alustaan voimia pysty- ja vaakasuunnassa, joita mitataan usein voimalevyanturilla. Voimalevyanturit eivät kuitenkaan pysty erottelemaan kuormitusta jalkapohjan eri osien välillä täsmällisesti. Kiinnostus tarkan kuormituksen selvittämiseen on johtanut pienten kengän sisälle asetettavien mittaustantureiden kehittämiseen ja käyttämiseen. (Cavanagh ym. 1992).

2.4 Lihasaktiivisuus

Kävelyn liikkeet tuotetaan lihassupistusten avulla, jotka syntyvät kun lihasta aktivoidaan neuraalisesti. Lihasten aktiivisuutta voidaan rekisteröidä elektromyografian (EMG) avulla. EMG:n avulla saadaan tietoa eri lihasten osallistumisesta liikkeen tuottamiseen, ja lihasten aktivoimisesta liikkeen eri vaiheissa. (Vaughan ym. 1999, 3-3. 52-55).

Kävelyn aikaisessa lihasaktiivisuudessa on sekä vaihtelevia että muuttumattomia ominaisuuksia, joiden avulla kompensoidaan kehon painoa, hallitaan vakautta sivu- ja etusuunnassa, sekä ylläpidetään liikettä eteenpäin (Courtine ym. 2006). Kävelyn aikana lihakset tukevat jalkaa ja kehoa kontaktin aikana, ja siirtävät kehoa eteenpäin. Lihastyö voidaan jakaa konsentriseen ja eksentriseen lihastyöhön. Konsentrisessa lihastyössä lihaksen pituus lyhenee. Kävelyssä tämä näkyy työntövoimana kun kehoa kuljetetaan eteenpäin. Eksentrisessä lihastyössä lihasjänne -kompleksi pitenee toimiessaan, koska lihakseen vaikuttava ulkoinen voima on suurempi kuin lihaksen tuottama voima. Kävelyssä kehon paino otetaan vastaan eksentrisen lihastyön avulla askelsyklin jarrutusvaiheen aikana (Shumway-Cook & Woollacott 2001, 312-313). Kävelynopeuden lisääntyessä lihasten aktiivisuudet kasvavat, ja niiden aktiivisuusmallit voivat muuttua (Hof ym. 2002). Lihasten aktiivisuuskuvioissa voidaan nähdä myös yksilöllisiä eroja. Samoissa lihaksissa voi olla suuria aktiivisuusvaihteluita, sillä saman liikkeen tuottaminen voi tapahtua hyvin joustavasti vaihtelemalla lihasten aktiivaatiomalleja. (Winter & Yack 1987).

Yleisesti ottaen jalan alempien lihasten suurin aktiivisuus tapahtuu juuri ennen kontaktia ja heti kontaktin tapahtuessa kun jalka mukautuu tukipintaan. Nilkan nivelen alueella plantaarifleksorit ovat aktiiviset tukivaiheen ja työntövaiheen aikana, ja dorsifleksorit heilahdusvaiheen aikana. Polven liikettä kontrolloivista lihaksista ojentajat ovat aktiivisimmillaan jarruttaessa tukivaiheen aikana polven koukistusta. Heilahdusvaiheessa sekä koukistajat että ojentajat osallistuvat raajan etenemiseen. Lonkan liikkeeseen tukivaiheen aikana vaikuttavat ojentajat ja loitontajat. Heilahdusvaiheen aikana vaikuttavat ensisijaisesti koukistajat. Lähentäjät osallistuvat vaiheiden välissä. (Milner ym. 1971, Vaughan ym. 1999, 52-55).

Paikallaan seistessä normaalisti linjassa olevan ylävartalon tasapainotus tarvitsee vain vähän lihasaktiivisuutta. Kävelyn aikana aktiivisuus on vaihteista. Selän ojentajalihaksen lanne- ja rintakomponentit toimivat synkronisesti. Niiden pääasiallinen aktiivisuus tapahtuu jalkojen alkukontaktin aikana, jolloin ne kontrolloivat kehon rotaatiota jalan ottaessa painoa vastaan. Syvällä lannerangan alueella multifidus –lihas on bilateraalisesti aktiivinen jokaisen kantauskun aikana. Vatsalihaksilla on kaksi aktiivisuuskuviota. Ulompi vino vatsalihas toimii ajoittaisesti matalalla intensiteetillä tukivaiheen aikana. Huippuaktiivisuus tapahtuu keskitukivaiheen lopussa ja päätetukivaiheen alussa. Suorilla vatsalihaksilla on jatkuva matalaintensiteettinen aktiivisuus. (Winter & Yack 1986, Perry 1992).

3 NORMAALI JA PATOLOGINEN KÄVELY

3.1 Alaselkäkipu

Tutkijoiden mukaan kävelyä analysoidessa on tärkeä ymmärtää, että ongelma yhdessä kehon osassa voi johtaa ongelmiin muualla. Alaselkäkipu (low back pain, LBP) on suuri terveydellinen ja sosioekonominen taakka, ja usein syy työkyvyttömyyteen. (Maniadakis ym. 2000). Alaselkäkipusta kärsivillä todetaan usein muutoksia biomekaanisessa toiminnassa sisältäen mm. muutoksia liikemalleissa, lihasaktiivisuuksissa ja vartalon rotaatiossa. Kinemaattisia muutoksia on todettu yleisesti alaselkäkipuisilla. Krooninen alaselkäkipu aiheuttaa heikentyneen kävelysuorituksen; kävelyvauhti hidastuu, askeleen sekä askelsyklin pituus vähenee, ja tukivaiheen kesto pitenee. (Lamoth ym. 2006, Lamoth ym. 2008). Askelsyklin pituuden vaihtelu on myös pienempää selkäkipuisilla, viitaten rajoittuneeseen ja vähemmän joustavaan kävelyyn. Yhden teorian mukaan (pain-adaptation model) alaselkäkipuinen kävelijä muuntaa huomaamattaan lihasten aktiivisuusmalleja ja rajoittaa normaaleja liikkeitään, jotta välttyisi kivun tunteelta. (Ahern ym. 1988, Arendt-Nielsen 1996).

da Fonseca ym. (2009) tutkivat askelsykliä alaselkäkipuisilla potilailla ennen ja jälkeen pilatesharjoittelua. Tutkimuksen alkuvaiheessa selkäkipuisten ryhmän askelsykliä verrattiin terveeseen kontrolliryhmään, ja merkitseviä eroja löydettiin. Alaselkäkipuiset näyttivät pyrkivän eri toimintatavoilla vaimentamaan voimia joilla kehoa rasitetaan kävellessä. Selkäkipuisten ryhmässä saatiin alhaisemmat keskiarvot oikeassa alaraajassa sekä weight-acceptance rate (460 % vs. 549 %) – että push-off rate (612 % vs. 727 %) – parametreissa. Weight-acceptance rate laskettiin jakamalla ensimmäisen huippuvoiman arvo ajalla joka sen tapahtumiseen kului. Push-off rate laskettiin jakamalla toisen huippuvoiman arvo ajalla joka sen tapahtumiseen kului. Parametrit normalisoitiin kehon painolla (N). Tulokset ehdottavat tutkijoiden mielestä, että alaselkäkipusta kärsivät henkilöt muuntelevat kävelyään niin, että kehoon kohdistuvat voimat vaimentuisivat. Pilatesharjoittelun jälkeen parannusta oli havaittavissa selkäkipuisten ryhmässä keskikivunvaiheen voimankäytössä ja kivun vähenemisessä. (da Fonseca ym. 2009).

3.1.2 Alaraajojen pituuserot

Limb length discrepancy (LLD) on tila, jossa jalat eivät ole samanpituiset (Moseley 2000). Korjaavia toimenpiteitä suositellaan yleensä kun jalkojen pituusero on yli 2 cm (Beaty 1992). Korjaamaton pituusero voi johtaa mm. kipuun, muuttuneeseen askelsykliin ja ontumiseen. Useiden tutkimusten perusteella lyhemmän jalan puolella kontaktiaika lyhenee (D'Amico ym. 1985, Schuit ym. 1989, Kaufman ym. 1996, Bhave ym. 1999). Mitä suurempi bilateraalin ero on, sitä suurempi on kävelyn epäsymmetrisyys (Kaufman ym. 1996). Myös kontaktivoimien eroista on näyttöä, suurempien voimien sattuessa pidemmälle raajalle (Bhave ym. 1999). Jalkojen eripituisuus vaikuttaa jalan kuormitukseen myös jalkapohjasta mitattaessa (Perttunen 2002).

Perttunen ym. (2002) tutkivat askelsyklin epäsymmetrisyyttä potilaissa, joilla oli todettu jalkojen pituusero. Bilateraaliossa vertailussa löydettiin epäsymmetrisyyksiä. Normaalilla kävelynopeudella tukivaiheen kesto oli 604 ms lyhemmällä jalalla ja 617 ms pidemmällä jalalla. Suuremmalla kävelynopeudella suhteellinen ero kasvoi hieman. Push-off –vaiheen pituus kasvoi pidemmän jalan puolella jokaisella nopeudella. Myös kantapäähän kontaktiaika kesti kauemmin pidemmällä jalalla.

Perttusen (2002) tutkimuksessa potilasryhmän jalkojen pituusero oli todettu anatomiseksi. Tämän anatomisen jalkojen pituuseron lisäksi puhutaan toiminnallisesta pituuserosta. Se syntyy esimerkiksi kiertyneen lantion vuoksi, jonka voi aiheuttaa esimerkiksi skolioosi ja jäykentyneet nivelet. Jalka lyhemmällä puolen voi olla kiertynyt ulospäin kantapäästä asti. Lonkkaluun posterior iliac spine on korkealla lyhemmän jalan puolella, kun taas pidemmän jalan puolella anterior iliac spine on korkeammalla. Anatomista ja toiminnallista jalkojen pituuseroa nimitetään yhdessä jalkojen pituuseroksi (leg length inequality, LLI). (McCaw ym. 1991.).

Alaselkikipua tutkittaessa on esitetty hypoteesi, että jalkojen pituuseron aiheuttama skolioosi voi olla tekijä alaselkävun kehittämisessä. Skolioosille on tunnusomaista selkärangan lateraalinen kaarevuus. Toiminnallinen skolioosi on hetkellinen ilmiö huonon ryhdin omaavilla henkilöillä. Rakenteellisissa skolioosissa selkäranka on pysyvästi taipunut, ja siihen ei vaikuta lihasaktiivisuus tai asennon muutos. (McCaw ym.

1991, Botte ym. 1981). Lantion kallistuminen on yleistä jalkojen pituuserossa, ja se voi saada aikaan toiminnallisen skolioosin, jolloin ranka kaartuu kohti pidempää jalkaa. Lantion kallistuminen auttaa ylläpitämään kehon painekeskusteen mediolateraalisesti tukipinnan päällä. Skolioosin aste riippuu jalkojen pituuserosta. (Mccaw ym. 1991, Giles 1982). Jalkojen eripituisuuden vaikutuksista skolioosin ja selkävun syntymiseen on tehty paljon tutkimuksia, ja tulokset eivät ole yksiselitteisiä. Esimerkiksi Botte (1981) ei löytänyt tutkimuksissaan yhteyttä selkävun ja LLI:n välillä, mutta taas Friberg (1983) ja Giles (1982) raportoivat, että LLI –potilailla selkävun oli hallitsevaa. Useissa tutkimuksissa on myös todettu, että alaselkävun on vähentynyt jalkojen pituuserojen häviämisen myötä. (Mccaw ym. 1991).

3.2 Muutokset lihasaktiivisuudessa

Selkävunsaarelilla henkilöillä voidaan havaita lihasatrofiaa hitaissa ja nopeissa lihassoluissa, rasvakudoksen lisääntymistä ja lihasten poikkipinta-alan pientymistä, sekä alaraajojen hermostollisen toiminnan häiriöitä. Tutkimuksissa on havaittu kroonisesta selkävunsaarelista kärsivillä vatsa- ja selkälihasten voiman ja kestävyuden heikkenemistä sekä lihasten toiminnan häiriöitä. Lihaskudoksen muutokset voivat johtua fyysisestä inaktiivisuudesta, lihasten toiminnan muutoksista, lihaskudoksen hapenpuutteesta tai hermostollisista vaurioista. (Mälkiä & Ljunggren 1996).

Kävelyn aikana epänormaalin EMG –tuloksen voivat aiheuttaa esimerkiksi vika motorisessa kontrollinnissa, lihasten heikkous ja asennon muutokset. Lihasaktiivisuuden ajoitus sekä intensiteetti voi muuttua tietyn vaiheen tai koko syklin ajalta. Tulkittaessa epänormaalia kävelyä on tärkeää verrata aktiivisuuksien ajoitusta verrattuna normaaliin toimintaan. Aktiivisuuden ajoitus voi muuttua ennenaikaiseksi, pitkittyneeksi, jatkuvaksi, myöhästyneeksi, rajoitetuksi, puuttuvaksi tai epäsynkroniseksi. Intensiteetti voi muuttua liialliseksi, riittämättömäksi tai puuttuvaksi. (Perry 1992).

Selkävunsaarelasta kärsivillä on myös todettu muutoksia liikekuvioissa tarkoittaen poikkeavaa lihasten toimintaa fyysisen aktiivisuuden aikana. Todisteita tällaisesta varovaisesta liikkumisesta (guarded movement, Main & Watson 1996) on löydetty muun muassa

vartalon fleksio-ekstensioliikkeen aikana. Hulst ym. (2010) kuitenkin huomauttavat, että selkäkivusta kärsivillä tapahtuva rentoutumisen uupuminen liikkeen aikana voi liittyä myös koehenkilöiden vähentyneeseen liikerataan maksimaalisen fleksion aikana. (Ahern ym. 1988, Geisser ym. 2005).

Hulst ym. (2010) mukaan ei ole selvää, käyttävätkö selkäkipuiset kyseistä suojaimekanismia kävellessään. Lannerangan alueen lihaksissa näkyy normaalisti kaksivaiheinen aktiivisuuskuvio kaksoistukivaiheen aikana, ja heilahdusvaiheen aikana tapahtuu relaksaatio (Winter ym. 1987). Alaselkäkivusta kärsivillä on todettu tutkimuksissa korkeampi keskimääräinen aktiivisuus erector spinae- lihaksessa askelsyklin aikana sekä heilahdusvaiheessa (Ahern ym. 1986, Vogt ym. 2003, Arendt-Nielsen ym. 1996, Lamothe ym. 2006). Absoluuttinen lihaskatiivisuus näyttää olevan 8-48 % korkeampaa alaselkäkivusta kärsivillä (Lamothe ym. 2006). Koska erector spinae on normaalisti aktiivinen kaksoistukivaiheen aikana kontrolloidakseen ylävartalon liikettä, kohonnut aktiivisuus voi olla mekanismi jonka avulla kontrolloidaan tehokkaasti kehon etu- tai sivupuolen poikkeamia. Kohonnut aktiivisuus voi myös kompensoida syvien lihasten hallinnan vajausta. (Hammill ym. 2008, Hodges ym. 2003).

Yhdessä tutkimuksessa löytyi poikkeava tulos, että lannealueen lihasten aktiivisuuden vaihtelu askelsyklin aikana oli selkäkipuisilla verrattavissa terveeseen kontrolliryhmään eli suhteellista relaksaatiota tapahtui saman verran. Tämä tutkijoiden mukaan tarkoittaa, että askelsyklin aikana alaselkäkipuisilla tapahtuu kokonaisvaltaista lihasten aktiivisuuden lisääntymistä, riippumatta syklin eri vaiheista. Potilailla ei siten ollut ongelmia lihasten aktiivisuuden vaihtelussa kaksoistukivaiheen ja heilahdusvaiheen välillä. Potilaat eivät kuitenkaan saavuttaneet askelsyklin aikana vastaavanlaista totaalista relaksaation tasoa kuin kontrolliryhmä. Yhteyttä kivun intensiteetin ja lihasaktiivisuuden välillä ei tässä tutkimuksessa todettu. (Hulst ym. 2010).

4 KROONINEN ALASELKÄKIPU JA SEN VAIKUTUKSET LIHASTEN TOIMINTAAN

4.1 Alaselkäkipu

Alaselkäkipu on yleinen työkykyyn vaikuttava muskuloskeletaarinen oire jonka ehkäiseminen tai hoitaminen ovat ongelmallisia. Kuvantamistekniikat eivät pysty löytämään kivun lähdettä suurimmassa osassa tapauksia. Diagnoosi perustuu siten usein epäspesifisiin tunnusmerkkeihin, kuten syvään kudospuun ja muuttuneisiin liikekuvioiden. Kivun aiheuttama liikekuvioiden muutos ei kuitenkaan ole aina sama. Suuri osa tutkijoista on sitä mieltä että alaselkäkipussa lihasten tuottama voima pienenee, mutta EMG –mittauksissa on saatu tietoa sekä lihasten yli- että aliaktiivisuudesta. (Ahern ym. 1988). Zedka ym. (1999) mainitsee tutkimuksessaan, että kliinisiin tutkimuksiin liittykin kaksi epäkohtaa jotka voivat osaltaan selittää ristiriitaisia tuloksia. Vaikeus paikantaa ensisijaista kudospuuriota voi johtaa siihen, että tutkimuksissa voi olla joukolla potilaita hyvinkin erilainen alkuperäinen kivun aiheuttaja, joka voi vaikuttaa esimerkiksi välilevyihin, ligamentteihin, nikamien välisiin nivelsiteisiin, ja lihaksiin. Toiseksi kliinisissä tutkimuksissa ei yleensä ole tervettä mallia johon potilasta voitaisiin verrata, sillä harvoin on saatavilla tietoa yksilön kivuttomalta ajalta. Terveessä populaatiossakin on yksilöiden välistä vaihtelevuutta liikekuvioissa.

4.2 Fleksio-relaksaatio

Terveillä henkilöillä selkälihasten EMG –aktiivisuus on lähestulkoon puuttuva seisossa paikallaan sekä kehon ollessa täysfleksiossa eteenpäin. Asennon lähtiessä kaartumaan paikallaanseisomisesta eteenpäin fleksioon EMG –aktiivisuus ensin lisääntyy, ja sitten alkaa vähentyä koukistuskulman kasvaessa. Kun selkäranka on täydessä fleksiossa, selän ojentajalihakset rentoutuvat täysin. Kehon suoristuessa uudelleen EMG –aktiivisuus on käänteinen (flexion-relaxation phenomenon). Selkäkipusta kärsivillä on todettu pienempää suhdetta selän ojentajalihaksen aktiivisuudessa koukistuksen ja rentoutumisen välillä (flexion-relaxation ratio). (Sihvonen ym. 1991, Neblett ym. 2003).

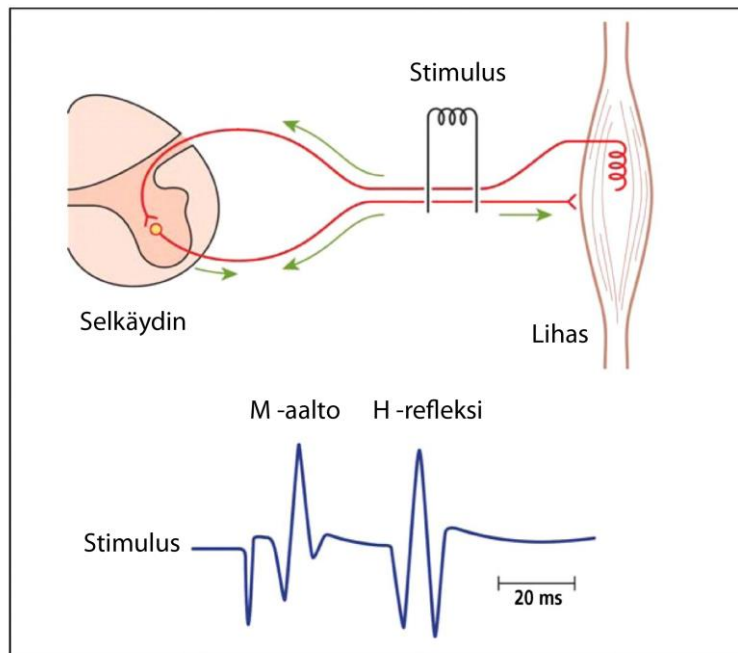
Bicalho ym. (2010) tutkivat manipulaatiohoidon vaikutusta lihasten aktivaatioon. Manipulaatiohoito suoritettiin L4-L5 nikamien tasolla, ja toinen ryhmä toimi kontrollina saamatta hoitoa. EMG –mittaukset suoritettiin paraspinaalilihaksista tasoilla L5-S1 kehon fleksio-ekstensiosyklin aikana. EMG -aktiivisuus staattisessa relaksaatiovaiheessa pieneni merkitsevästi manipulaatioryhmällä. Ekstensiovaiheen aktiivisuus pieneni myös, mutta fleksiovaiheen aktiivisuus ei muuttunut ryhmässä. Lehman ym. (2001) taas totesivat että manipulaatiohoidolla ei ole välitöntä vaikutusta paraspinaalilihasten aktiivisuuteen liikkeen dynaamisessa vaiheessa. Bicalho ym. (2010) pohtivat omassa tutkimuksessaan, että poikkeavat tulokset voivat johtua muun muassa erilaisista manipulaatiotekniikoista ja EMG –mittausten toimintatavoista. Tutkijat pohtivat myös syitä, miksi heidän tutkimuksessaan lihasten aktiivisuuden vähenemistä tapahtui. He mainitsevat että manipulaatio lisäsi inhibitiota motorisissa yksikössä.

Ritvanen ym. (2007) tutkivat selän ojentajan EMG –aktiivisuuksia kehon fleksion ja ekstension aikana alaselkäkipupotilailla ennen ja jälkeen fysioterapia- sekä kalevalaisen jäsenkorjaushoidon. He myös arvioivat EMG –aktiivisuuksien suhdetta kivun tuntemukseen. EMG –aktiivisuus oli paikallaan seistessä lähes olematonta, ja korkeaa täyden fleksion aikana, mikä on tyypillistä alaselkäkivusta kärsivillä. Fleksio-relaksaatio –suhde pieneni kaikkien hoitojen jälkeen, mikä johtui EMG –aktiivisuuden lisääntymisestä fleksiassa. Tutkijat pohtivat monen viikon välin hoitojen loppumiseen ja mittausten suorittamisen välissä voineen vaikuttaa tuloksiin. (Ritvanen ym. 2007).

4.2 Selkäydintason herkkyys

Liikkeiden suorittaminen vaatii apua somatosensorisilta reseptoreilta, joiden avulla tieto viedään lihaksesta afferenttia hermorataa pitkin keskushermostoon. Tämä palaute voi aikaansaada nopean vasteen lihaksessa jota kutsutaan refleksiksi. Refleksivasteita voidaan tutkia luonnollisen vasteen (venytysrefleksi) tai keinotekoisen vasteen (H -refleksi) avulla, jotka molemmat ovat monosynaptisia refleksivasteita. Ensimmäinen refleksi jonka avulla spinaalista reittiä tutkittiin oli sähköstimulaatiolla aikaansaatu monosynaptinen heijaste motoneuroneille, Hoffmannin refleksi eli H –refleksi (Kuva 3). H -refleksi saadaan aikaan lyhytkestoisella matalaintensiteettisellä sähköstimuluksella

perifeeriseen hermoon, joka selkäytimessä sijaitsevan motoneuronialtaan kautta aktivoi motoneuronin ja saa aikaan lihasnykäyksen hermon hermottamassa lihaksessa. Vaste voidaan mitata elektromyografian avulla. (Enoka 2008, Aagaard ym. 2002). H-refleksi kertoo spinaalisen tason motorisesta kontrollista, kuvaten aktiopotentialin johtumista Ia-afferentista motoneuroneille. Selvitettäessä motoneuronien rekrytoinnin muuttumista maksimaalinen H-refleksi suhteutetaan maksimaalisen M-aallon kanssa (H_{max}/M_{max} -suhde) (Avela 1998).



KUVA 3. H-refleksi ja M-aalto (Mukailtu tutkimuksesta Wynne ym. 2006).

Aktiopotentialin syntymiseen perifeerisessä hermossa tarvitaan tietyn suuruinen stimulus, joka riippuu virran jakamisesta sekä perifeerisen hermon aksonin halkaisijasta. Suuremman halkaisijan aksonit aktivoituvat pienimmällä virtamäärällä. Ia-afferenttien halkaisija on suurempi kuin alfamotoneuronin, jolloin Ia-afferentit voidaan aktivoida matalilla stimulointitasoilla. Kun stimuluksen intensiteettiä kasvatetaan, efferenteissä aksoneissa syntyneet aktiopotentialit saavat lihaksessa aikaan suoran, lyhyen viiveen vasteen jota sanotaan M-aalloksi. M-aaltoa voidaan käyttää testaamaan lihaksen maksimaalista aktivoituskkyä. H-refleksiä mitattaessa sitä käytetään normalisointiin, jolloin voidaan sulkea pois lihaksen aktivoitumiseen liittyvät tekijät. (Enoka 2008, Aagaard ym. 2002).

M-aalto tapahtuu noin 5-8 ms viiveellä, ja H-refleksi noin 28-40 ms viiveellä. Kun aktiopotentiaali on syntynyt efferentissä aksonissa, aktiopotentiaali etenee sekä kohti neuromuskulaarista liitosta että takaisin motoneuronin soomaa kohti. Kohti neuromuskulaarista liitosta etenevä aktiopotentiaali saa aikaan M-aallon. Kohti motoneuronin soomaa etenevä aktiopotentiaali vähentää Ia –afferenttilta motoneuronille tulevaa aktiopotentiaalia (antidromic collision). Tätä vuorovaikutusta kuvataan tyypillisesti H-refleksin ja M-aallon rekrytointikäyrän mittaamisella. Tällöin mitataan eri stimuluksen intensiteeteillä aikaansaatu H-refleksin ja M-aallon amplitudi. H-refleksin koko on suurimmillaan kun M-aalto on pieni, ja M-aallon koko kasvaa stimuluksen intensiteetin myötä kun lisää efferenttejä aksoneita aktivoituu. Korkeilla stimuluksen tasoilla saavutetaan maksimi M –aalto, samalla kun ns. väärään suuntaan etenevät aktiopotentiaalit laskevat tai estävät H –refleksin syntymisen kokonaan. (Enoka 2008, Aagaard ym. 2002).

Tutkimuksissa H –refleksin syttymiskynnys on manipulaatiohoidon jälkeen alentunut (Niazi ym. 2015). Verrattaessa tervettä ryhmää selkäkipupotilaisiin, H –refleksin syttymiskynnys on ollut korkeampi potilailla (Ginanneschi ym. 2007). Myös Mazzocchio (2001) ja Mazzocchio ym. (2001) totesivat tutkimuksissaan, että kroonisesta alaselkävammasta kärsivillä H-refleksin tuottaminen soleus –lihakseen vaati suuremman elektronisen kynnysarvon. Tutkimuksessa mukana olleilla potilailla ei ollut todettu neurologisia ongelmia eikä hermojuuren ongelmia lannekanavan alueella. Tutkijat pohtivat, että vaikka H-refleksin kynnysarvon kasvaminen voi johtua aksonaalista vammasta, refleksin eksitoituvuus voi muuttua myös lihaskivun seurauksena.

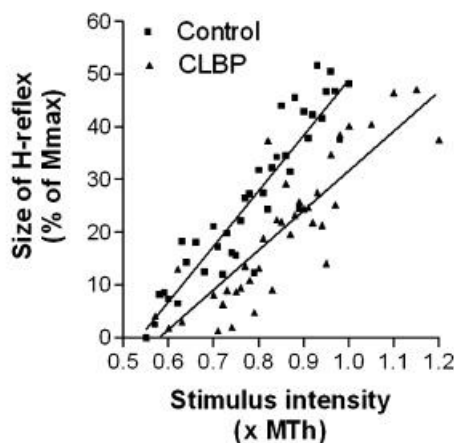
Ia -afferenttien muuttunut rekrytointikyky sekä muutokset motoneuronien aksoneissa voivat tutkijoiden mukaan johtua morfologisista (myeliinin vaihtelu) tai toiminnallisista tekijöistä (kalvon potentiaalinen ja ionikanavien muutokset). Ginanneschi ym (2001) mukaan aikaisemmin on saatu todisteita siitä, että hermon puristustilaan liittyvä iskemia ja ödeema voivat hidastaa natrium-kalium –pumpun toimintaa muuttaen aksonaalista kalvopotentiaalia.

Muun muassa Lehman ym. (2001) on huomauttanut, että manipulatiivisella hoidolla on tapana inhiboida neuromuskulaarista aktiivisuutta staattisissa tilanteissa. Myös H-

refleksin vähenemistä alaraajojen lihaksissa manipulaation jälkeen on todettu, mikä voi osoittaa alfa-motoneuronien herkkyyden vähenemisestä manipuloidulla alueella. (Dishman ym. 2005, Fryer & Pearce 2012, Dishman ym. 2002).

Ansari ym. (2006) huomasivat tutkimuksessaan ultraäänihoidon vaikuttavuudesta selkäkipuun, että vaikka potilaiden toimintakyky kasvoi liikelaajuuden kasvaessa, muutoksia H –refleksin latenssissa ja H/M –suhteessa ei löydetty. Ginanneschi ym. (2007) vertasivat tervettä ryhmää selkäkipupotilaisiin, ja H-refleksin latenssi sekä Hmax/Mmax –suhde ei ollut tilastollisesti merkitsevä terveiden ja potilaiden välillä. Cramer ym. (1993) tutkivat kiropraktisen hoidon vaikuttavuutta selkäkipuun, ja eivät löytäneet merkitsevää eroa H/M –suhteessa hoitoa saaneen ja plaseboryhmän välillä.

Ginanneschi ym. (2007) huomasivat tutkimuksessaan, että keskimääräinen H-refleksin koko stimuluksen intensiteetin funktiona erosi merkitsevästi ryhmien välillä. Kuvassa 4 näkyy H-refleksin rekrytointikuvio käyrän nousevalle vaiheelle. Potilasryhmässä H-refleksin koko kasvaa hitaammin stimuksen kasvaessa. Ryhmien välillä oli merkitsevä ero lineaarisen regressiokäyrän kaltevuudessa. Lisäksi H-max –arvon aiheuttamiseen tarvittava intensiteetti oli merkitsevästi suurempi potilasryhmässä.



KUVA 4. Normalisoitu H-rekrytointikäyrä terveiden ja alaselkäkipuisten ryhmistä. (Ginanneschi ym. 2007)

Tutkijat pohtivat, että yksi mahdollinen selitys H-refleksin rekryointikäyrän kaltevuuden muuttumiselle olisi muutos refleksin tehokkuudessa johtuen keskeisten mekanismien muutoksista. Lanne-alueen kipu (nivelet, nivelsiteet, lihakset) voi vaikuttaa soleukseen liittyviin hermoratoihin (esimerkiksi muutokset kehon lihasten motorisissa kuvioissa). (Ginanneschi ym. 2007).

4.3. Voimantuotto

Maksimaalisen tahdonalaisen lihassupistuksen (MVC) osalta tutkimuksissa on mitattu usein selkälihasten toimintakykyä, mutta jossain määrin myös muita lihaksia. Niazi ym. (2015) totesivat manipulaatiohoidon selkäkipupotilaille lisäävän maksimaalista tahdonalaista lihassupistusta, ja he ehdottivat sen johtuvan muutoksista afferenteissa hermoradoissa. Manipulaation kerrottiin estävän väsymystä MVC:n aikana, ja muuttavan matalan kynnyksen motoristen yksiköiden eksitoituvuutta. Kankaanpää ym. 1998 vertasivat tutkimuksessaan potilaiden ja terveen kontrolliryhmän paraspinaaliseksi gluteus maximus -lihasten voimaa ja väsyvyyttä (isometrisen liikkeen ylläpito uupumukseen asti). MVC oli kokonaisuudessaan alempi potilasryhmässä, ja kestävyys oli alempi potilasryhmässä gluteus maximus -lihasten osalta. Nicolaisen ym. 1985 taas totesivat tutkimuksissaan, että selän ojentajien isometrinen kestävyys oli huonompi selkäkipujen lisääntyessä, mutta isometrisessä voimantuotossa ei ollut eroa selkäkipuisten ja terveiden koehenkilöiden välillä. Cai ym. (2015) tutkivat alaselkävasta kärsivien ja terveiden juoksijoiden lantion ojentajalihasten väsyvyyttä, sekä alaraajojen voimaa isokineettisen dynamometrin avulla (vääntömomentti). Potilasryhmällä oli merkitsevästi alentunut voimantuotto polven ojentajissa.

5 KALEVALAINEN JÄSENKORJAUS

Jäsenkorjaushoito on perinteinen suomalainen mobilisaatiohoito, josta kalevalainen jäsenkorjaus on erottunut omaksi haarakseen. Tätä varten vuonna 1986 perustettiin Kansanlääkintäseura ry. Seura on järjestänyt kursseja, ja vuodesta 1999 lähtien kurssitus on tapahtunut erityisesti määritellyn ohjelman mukaisena koulutuksena. Nimike kalevalainen jäsenkorjaaja on suojattu EU:n alueella. Koulutukseen osallistuvien enemmistö on nykyisin jo jonkin terveydenhuollon tutkinnon suorittaneita henkilöitä, joiden käsityksen mukaan kalevalainen jäsenkorjaushoito tarjoaa enemmän mahdollisuuksia kuin heidän aikaisemmin saamansa koulutus. (Hänninen ym. 2004).

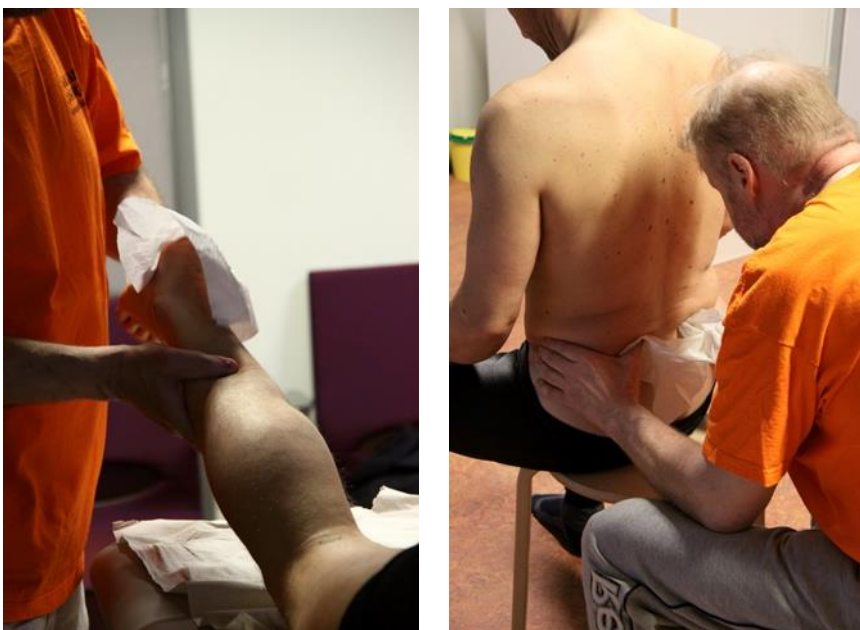
Hoito on kalevalaisessa jäsenkorjauksessa kokonaisvaltaista, koska se lähtee liikkeelle aina perustuksista eli jaloista, ja sen päämääränä on koko kineettisen ketjun tasapaino. Kun se saavutetaan, parantajien käsityksen mukaan hermojen toiminta vapautuu ja aineenvaihdunta paranee. Kipu laukeaa, kun kudosten happi- ja ravintoainehuolto pääsevät normaalistumaan koko elimistössä. (Hänninen ym. 2004).

Sairauksien syynä jäsenkorjaajat pitävät ns. tasapainohäiriöitä, jotka heidän käsityksensä mukaan aiheuttavat selän nikamien ja nivelien virheasentoja. Niistä seuraa lisääntyviä muutoksia ihmisen elimistössä vuosien myötä varsinkin, jos vaivojen alkusyytä ei hoideta. Yleisimmät tekijät ovat heidän kertomansa mukaan jalkojen asento- ja mittaerot, joista seuraa lantion ja selän kiertyminen. Nilkan nivelsiteiden revähtäminen on eräs tavallinen ongelmien syy. Ihmiskehon kokonaisarvio suoritetaan ennen hoidon aloittamista seisten ja makuuasennossa. Hoidon aikana korjataan hienovaraisesti koko kehoa käsittelemällä virheasentoa niin, että tasapaino palautuu. (Hänninen ym. 2004). Kuvassa 5 nähdään otteita hoidosta.

Kalevalaiseen jäsenkorjaukseen liittyen on tehty joitakin tutkimuksia. Räsänen ym. (2005) koostivat tutkimuksessaan kalevalaisten jäsenkorjaajien selityksiä alaselkäkipujen syistä, ja tutkivat kipujen paranemista. Hoitajat olivat sitä mieltä, että selkäkivun syynä oli vartalon epätasapaino. Tämä näkyi mm. jalkojen erimittaisuutena, lantion kiertymisinä, rangan kaarevuuden muutoksina, skolioosina ja lisääntyneenä lihasjännitteinä. Monissa tapauksissa asiakkaalla oli ongelmaa myös nilkassa. Hoidon aikana löydettiin usein syy epätasapainolle, kun asiakas muisti tapahtuman jolloin

viottuma oli voinut sattua. Hoitajien mukaan asiakas alkoi kävellä erilaisilla vamman tuloksena, ja siten koko kineettiseen ketjuun vaikutti se että vahingoittunutta jalkaa varottiin. Epänormaali toimintakuvio jatkui, ja kipua saattoi helpottaa vain jos alkuperäinen tasapaino palautettaisiin. Lääkärin tutkimuksen sekä hoidettavien palautteiden mukaan 97 % hoidettavista sai apua alaselkikipuihinsa. 23 % luokitteli saamansa avun erinomaiseksi, 49 % hyväksi ja 26 % kohtalaiseksi. Yhdessä tapauksessa muutosta ei todettu. (Räsänen ym. 2005).

Zaproudina ym. (2008) tutkivat kalevalaisen jäsenkorjaushoidon tehokkuutta alaselkävun hoidossa. Tutkimuksessa verrattiin hoidon tehokkuutta perinteiseen fysioterapiaan kroonisen alaselkävun hoidossa. Mukana oli 131 potilasta, jotka jaettiin kahteen ryhmään. Hoitoja annettiin 3-5 kertaa kussakin ryhmässä. Hoidon tehokkuutta arvioitiin potilaiden itse arvioimalla kivun intensiteetillä (VAS -asteikko), kyvyttömyystasolla (ODI-asteikko), kokonaisvaltaisella arvioinnilla, elämänlaadun mittarilla (HRQoL -muutos), mielialalla (Rimonsin kysely), sivutaivutuksella ja passiivisella suoran jalan nostolla. Kummissakin hoitomuodoissa raportoitiin kivun intensiteetin laskua sekä kyvyttömyystason paranemista kuukauden jälkeen. Kivun tuntemuksessa ei ollut merkitseviä eroja ryhmien välillä, kun taas kyvyttömyystason sekä elämälaadun paraneminen oli suurempaa kalevalaisen jäsenkorjauksen jälkeen. Myös kokonaisvaltaisen arvioinnin pisteet olivat paremmat jäsenkorjausryhmällä. Selkärangan liikkuvuuden testeissä ryhmillä ei löytynyt eroa.



KUVA 5. Kalevalaista jäsenkorjaushoitoa.

6 KIVUN ARVIOINTI TUTKIMUKSISSA

Perinteisesti biolääketieteen parissa kipua on pidetty subjektiivisena mittarina, kun taas fyysiset tutkimukset, laboratoriotestit ja kuvantamistutkimukset nähdään objektiivisina mittauksina. Kipua on kuvattu epämukavaksi sensorikseksi sekä tunneperäiseksi kokemukseksi johon liittyy todellinen tai mahdollinen kudonsvaurio. Kipu on varsin henkilökohtainen kokemus ja potilas on siten paras tietolähde. Kivun moniulotteinen ilmiö sisältää fysiologisen, aistiperäisen, tunnepitoisen, älyllisen, käyttäytymis- ja sosiokulttuurisen näkökulman. (Mannion 2007, Mannion ym. 2006, Gronblad ym. 1997).

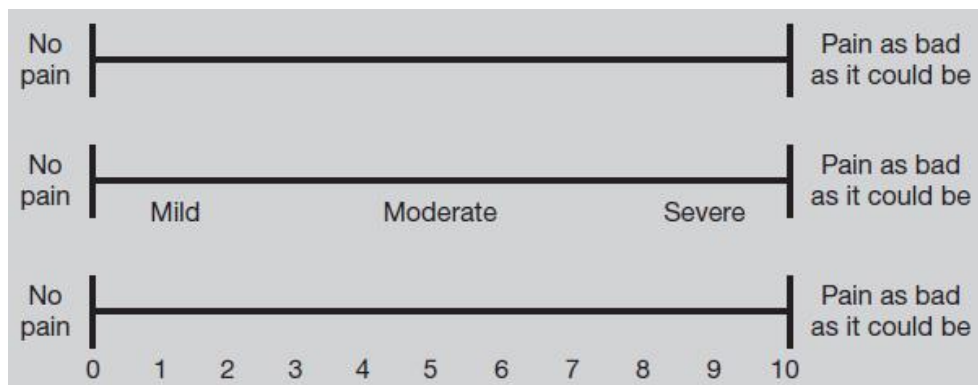
Tärkeimpinä osa-alueina kipua arvioitaessa on pidetty kivun intensiteettiä ja kivun vaikutusta (Von Korff ym. 2000, Hafaeli ym. 2006). Kolmea menetelmää on perinteisesti käytetty mittaamaan kivun intensiteettiä: VAS – asteikkoa (Visual analogue scale) (Kuva 6), sanallisen arvioinnin asteikkoa ja numeerista asteikkoa. VAS – ja sanallista asteikkoa käytetään myös kivun vaikutusta arvioitaessa. Jokaista asteikkoa kohti on olemassa useita eri versioita, sisältäen eri määrän tasoja ja asteita, sekä tukisanoja. (Von Korff ym. 2000, Hafaeli ym. 2006, McGuire 1999).

Varsinkin VAS –asteikossa on tärkeää käyttää pientä kirjoitettua johdantoa siitä, kuinka kipua arvioidaan. Kaikissa asteikoissa on tärkeää, että ohjeet kertovat selkeästi pyydetäänkö arvioimaan sen hetkistä, tavanomaista, pahinta mahdollista, vai esimerkiksi keskimääräistä kipua ajanjaksolla. (Herr ym. 2004, Ogon ym. 1996) Sopivin ajanjakso riippuu olosuhteista: akuutin kivun tai operaationjälkeisen kivun arviointiin senhetkinen kipu on sopivin. Krooninen kipu taas sisältää päivittäisiä kivun tuntemuksen vaihteluita, joten suositeltu arviointi on keskimääräinen tuntemus edeltävinä viikkoina (1-4). Periodi voi vaihdella tutkimuksen intervention ja seurannan keston mukaan. Kroonisessa alaselkävivussa on tavanomaista kysyä senhetkistä kipua, pahinta ja lievintä kivun tuntemusta edeltävinä viikkoina, ja sitten laskea keskiarvo näistä. (Hägg ym. 2006).

Eri asteikoita on vertailtu keskenään useissa tutkimuksissa. Eräessä tutkimuksessa eri versioita asteikoista arvoitettiin pisteytyksen helppouden ja asteikon herkkyyden perusteella, väärällä tavalla vastanneiden potilaiden määrällä, ja sen mukaan kuinka

hyvin asteikko reagoi muutokseen. 101 –kohtainen numeerinen asteikko erottui muista edukseen pisteytyksen helppouden, herkkyyden ja reagoivuuden perusteella. (Jensen ym. 1986). Herr ym. (2004) vertasivat kokeellisessa kipumallissa viittä yleisesti käytettyä kipuasteikkoa keskenään, ja näistä sanallisen arvioinnin asteikko oli tutkittavien mielestä paras.

VAS –asteikkoa on joskus arvosteltu vaikeaselkoisuudesta potilaiden näkökulmasta (Jensen 1986). Ongelma tulee esille erityisesti vanhoilla potilailla (Gagliese ym. 2005) sekä silloin, kun potilas kärsii jostain fyysisestä tai älyllisestä häiriöstä (Herr ym. 2004). Merkkien lisääminen perinteiseen VAS –asteikkoon tekee siitä graafisemman, ja näyttää lisäävän asteikon luotettavuutta ja herkkyyttä (Kuva 6). (Cardello ym. 2005).



KUVA 6. VAS –asteikon eri versioita. (Mannion ym. 2007)

7. TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Alaselkävivusta kärsivillä todetaan usein muutoksia biomekaanisessa toiminnassa. Tutkimuksissa on löydetty tietoa, että lihasaktiivisuuden ajoitus sekä intensiteetti voi muuttua kävelyn aikana. Kipu voi aiheuttaa muutoksia myös liikemalleissa. Selkäydintason hermostollisessa aktiivisuudessa on löydetty muutoksia mm. aktiopotentiaalin eksitoituvuudessa ja kulussa hermolihasliitoksessa.

Tutkimuksessa on koehenkilöinä kroonisesta alaselkävivusta kärsiviä henkilöitä. Interventiona tutkimuksessa käytetään suomalaista mobilisaatiohoitoa eli Kalevalaista jäsenkorjausta. Tutkimuksen tarkoituksena on selvittää hoidon yhteyttä koehenkilöiden kivun tuntemukseen, hermolihasjärjestelmän toimintaan ja kävelyn aikana mitattaviin parametreihin.

1. Onko hoidoilla yhteys koehenkilöiden kivun tuntemukseen?
2. Onko kalevalaisella jäsenkorjauksella yhteyksiä spinaalisen tason motoriseen kontrolliin?
3. Vaikuttavatko hoidot kävelysuorituksen aikana mitattaviin parametreihin?

Alaselkävivusta kärsiville on tehty useita tutkimuksia, joissa interventiona on erilaisia liikunta- tai hoitomuotoja. Tulokset ovat osin ristiriitaisia ja tutkimusasetelmat erilaisia, mutta jotkin tulokset näyttävät olevan yleisempiä. Selkävivusta kärsivillä näyttäisi olevan kokonaisvaltaista lihasten aktiivisuuden lisääntymistä kävelyn aikana, ja hermolihasjärjestelmässä muutoksia refleksin eksitoituvuudessa. Hypoteesina voidaan näin ollen pitää muutoksia lihasten aktiivisuudsmalleissa ja muutoksia aktiopotentiaalin syntymisessä hermossa. Kalevalaisesta jäsenkorjauksesta tehtyjen edeltävien tutkimusten perusteella voidaan myös pitää hypoteesina, että kivun tuntemukset vähenevät.

8 MENETELMÄT

8.1 Koehenkilöt

Ilmoitus tutkimuksesta ja koehenkilöiden haku tapahtui mainostamalla lähialueiden eri medioissa sekä organisaatioissa. Tutkimukseen osallistui 7 koehenkilöä, jotka valittiin mukaan puhelinhaastatteluilla. Koehenkilöiksi haettiin pitkäaikaisesta tai toistuvasta alaselkäkivusta kärsiviä, mutta perusterveitä henkilöitä. Esteenä tutkimukseen osallistumiseen olivat aiemmat vakavat vammat tai sairaudet kuten nivel-, lihas- tai jännevamma, akuutti välilevyn tyrä, akuutti tulehdustila sekä edeltävän kuukauden aikana saatu terapiahoito. Haastattelun jälkeen mukaan hyväksytyille lähetettiin laaja koehenkilötiedote, jossa kerrottiin muun muassa tutkimuksen taustat, tarkoitus sekä menetelmät. Heitä pyydettiin allekirjoittamaan suostumusasiakirja ennen tuloaan ensimmäisiin mittauksiin, ja heille ilmoitettiin että he voivat lopettaa osallistumisen tutkimukseen milloin vain halutessaan. Oheisessa taulukossa näkyvät koehenkilöiden perustiedot.

perustieto	keskiarvo	hajonta	vaihtelualue
ikä	42.1	11.5	28-59
pituus (cm)	172.1	10.3	158-192
paino (kg)	71.9	13.3	60,2-98,5
rasittava liikunta (h/vko)	7.5	4.8	0,5-14
kohtuukuormitteinen liikunta (h/vko)	4.9	4.7	0,5-14
kävely (h/vko)	3.5	2.3	1-7

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden perustiedot ja liikunnallinen aktiivisuus ennen tutkimusta

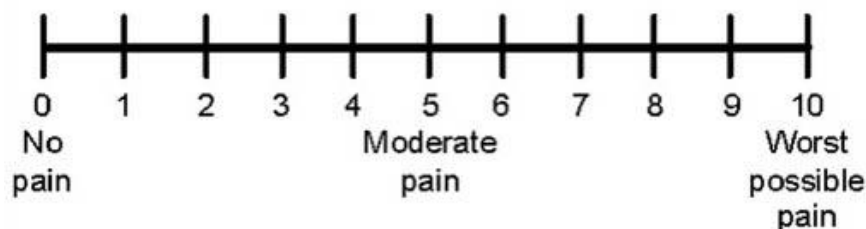
8.2. Kalevalainen jäsenkorjaushoito

Koehenkilöt kävivät tutkimusten aikana yhteensä kolmessa jäsenkorjaushoidossa. Kukin hoito kesti noin 1,5 tuntia, ja jokaisen hoidon välillä oli vähintään viikon tauko. Hoidoissa keho käsiteltiin kokonaisvaltaisesti. Ennen hoitoa hoitaja haastatteli koehenkilöitä kivun tuntemuksista ja historiasta. Hoito aloitettiin alakehosta, päättyen yläkehoon. Hoidon aikana koehenkilön oli sekä makuu- että istuma-asennossa. Koehenkilöitä ohjeistettiin välttämään rankkaa liikuntaa heti hoidon jälkeen kahden

vuorokauden ajan. Kalevalaiset jäsenkorjaushoidot suoritti mestari Kaarlo Erkoma. Hoituhuone sijaitsi mittauslaboratorion välittömässä läheisyydessä.

8.3 Datan keräys ja analysointi

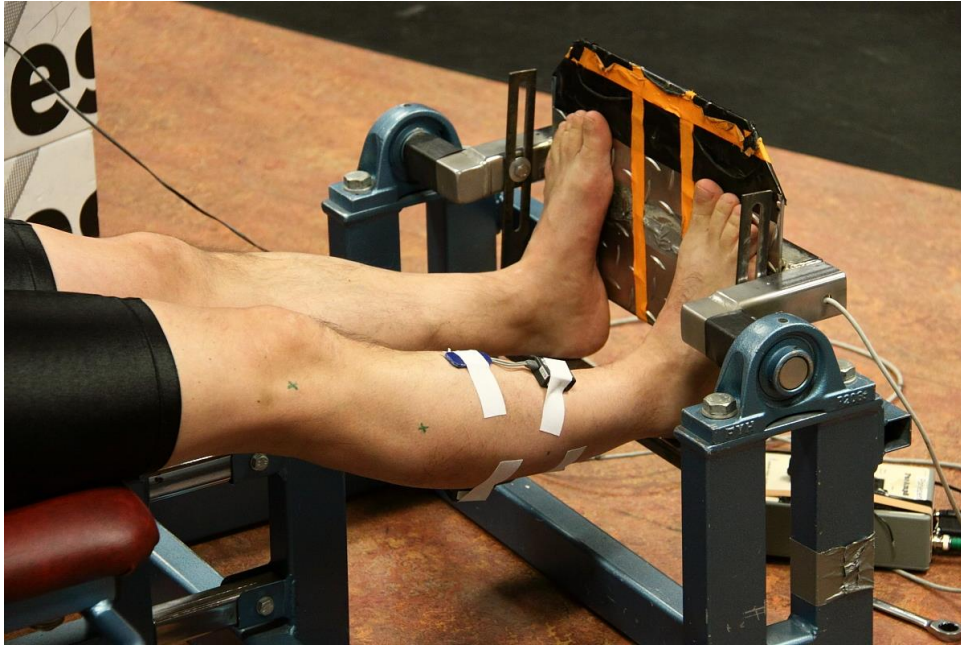
Hermo-lihasjärjestelmän mittaukset sekä kävelysuoritus tapahtuivat biomekaniikan laboratoriossa. Hoidon akuuttia vastetta tutkittiin suorittamalla koko mittausprotokolla juuri ennen 1. hoitoa, sekä välittömästi sen jälkeen. Pidempiaikaisia vaikutuksia etsittiin mittauksilla, jotka suoritettiin 3 viikkoa viimeisen hoidon jälkeen. Ennen varsinaisia mittauksia koehenkilöt punnittiin ja heidän pituutensa mitattiin. Lisäksi liikeanalyysiohjelmistoa varten mitattiin kunkin koehenkilön jalkojen pituus sekä polven, nilkan, kyynärpäähän, käden ja ranteen paksuudet kummaltakin puolelta vartaloa. Koehenkilöt myös täyttivät kyselyn fyysisestä aktiivisuudesta viimeisen 3 kuukauden ajalta. VAS eli kipukysely (Kuva 7) tehtiin jokaisen mittauksen yhteydessä eli kontrollimittauksessa, ennen ja jälkeen 1.hoidon, sekä kaikkien hoitojen jälkeen. Koehenkilöitä pyydettiin merkkamaan taulukkoon sen hetkinen kivuntuntemus välillä ei kipua – pahin mahdollinen kipu.



KUVA 7. Mittauksissa käytetty kipukysely eli VAS -asteikko

Maksimaalisen lihasaktiivisuuden (EMG_{max}) tuottamista ja tallentamista varten koehenkilöt suorittivat erilaisia maksimaalisia tahdonalaisia liikkeitä (MVC). Kaikissa liikkeissä koehenkilöitä ohjeistettiin saavuttamaan maksimivoima niin nopeasti kuin mahdollista. Suorituksen aloitus tapahtui mittaajan ohjeistamana, ja ennen liikettä keuhkot piti vetää täyteen ilmaa. Koehenkilö suoritti MVC:n täydellä teholla kannustuksen keston ajan (3 sekuntia). Kaikissa liikkeissä tehtiin kolme suoritusta yhden minuutin tauoilla. Vatsalihasliike tapahtui selinmakuulla, kädet rentoina sivuilla. Tutkimusavustajat pitelivät koehenkilöä aloillaan nilkoista sekä hartian alueelta. Liikettä ohjeistettiin ajatuksella saada pää polviin. Selkälihasliike tehtiin päinmakuulla, nyt avustajien pidellessä nilkoista ja lapojen päältä. Kädet olivat otsan alla. Liikkeen ajatus oli saada ylävartalo irti alustasta. Jalkalihasten maksimaalinen lihasaktiivisuus

mitattiin nilkanojennus -dynamometrissä (Jyväskylän yliopisto, Suomi). Koehenkilö istui dynamometrissä jalat suorana, keskivartalo vyötettynä kiinni penkkiin. Nilkat olivat 90 asteen kulmassa, ja jalkapohjat lähellä voimalevyä (Kuva 8). Maksimi EMG mitattiin plantaarifleksion (Sol EMG_{max}) aikana, jolloin saatiin myös mitattua soleuksen tuottama maksimaalinen voima voimalevyn avulla (Sol MVC). Dorsifleksiossa (Tib EMG_{max}) avustaja piteli jalkoja kiinni levyssä, kun koehenkilö koitti saada varpaita kohti itseään.



KUVA 8. Nilkanojennus –dynamometri

Kävelyssä koehenkilöt kävelivät lattialla olevaa mattoa pitkin omavalintaista mutta reipasta vauhtia. Kävelypätkiä tallennettiin jokaisessa mittauksessa kolme kappaletta, ja kussakin tuli olla vähintään kolme askelsykliä määrätyllä alueella.

Koehenkilöt valmisteltiin hermo-lihasjärjestelmän mittauksia varten. Tutkimuksessa mitattiin lihasaktiivisuuksia seitsemästä eri lihaksesta:

- m. erector spinae, right & left, EsR & EsL, (selän ojentajalihas)
- m. rectus abdominis, right & left, AbdR & AbdL (suora vatsalihas)
- m. soleus, right & left, SolR & SolL (leveä kantalihas)
- m. tibialis, right TibR (etummainen säärihas)

Lihaksiin kiinnitettiin bipolaariset pintaelektrodit (Ag-AgCl, napojen etäisyys 2 cm) SENIAMin (Hermens ym. 1999) ohjeiden mukaisesti. Kiinnityskohdasta ajeltiin karvat, iho hiottiin hiekkapaperilla ja puhdistettiin lopuksi Neoamiseptilla. Elektrodeihin laitettiin elektrodipastaa, ja ne kiinnitettiin tarrojen avulla. Impedanssin tarkistuksen jälkeen ($<5 \text{ k}\Omega$) elektrodien pysyminen vielä varmistettiin teipeillä, ja lähettimet kiinnitettiin paikoilleen. Koehenkilöihin kiinnitettiin myös 42 heijastavaa markkereita liikeanalyysiä varten (Plug-in-gait marker set, Vicon, Oxford, UK). Markkerit sijoiteltiin koehenkilöihin valmistajan ohjeiden mukaan (Kuva 9).



KUVA 9. Pintaelektrodit ja niiden lähettimet, sekä liikeanalyysin markkeripallot.

Lihaskäytävyydet mitattiin telemetrisesti 1500 Hz:n näytteenottotaajuudella (Noraxon Telemetry 2400R, Scottsdale, USA). EMG –signaali vahvistettiin 1000 –kertaiseksi, muunnettiin digitaaliseksi AD –muuntimella (CED Power 1401, Cambridge Electronic Design, Cambridge, UK) ja kaistanpäästösuodatettiin (10-500 Hz). EMG –signaalista korjattiin mittalaitteiden aiheuttama viive (time shift). Tallennus tietokoneelle sekä datan analysointi tapahtui Spike –ohjelmistolla (Spike2, Cambridge Electronic Design, Cambridge, UK). (Kuva 10).



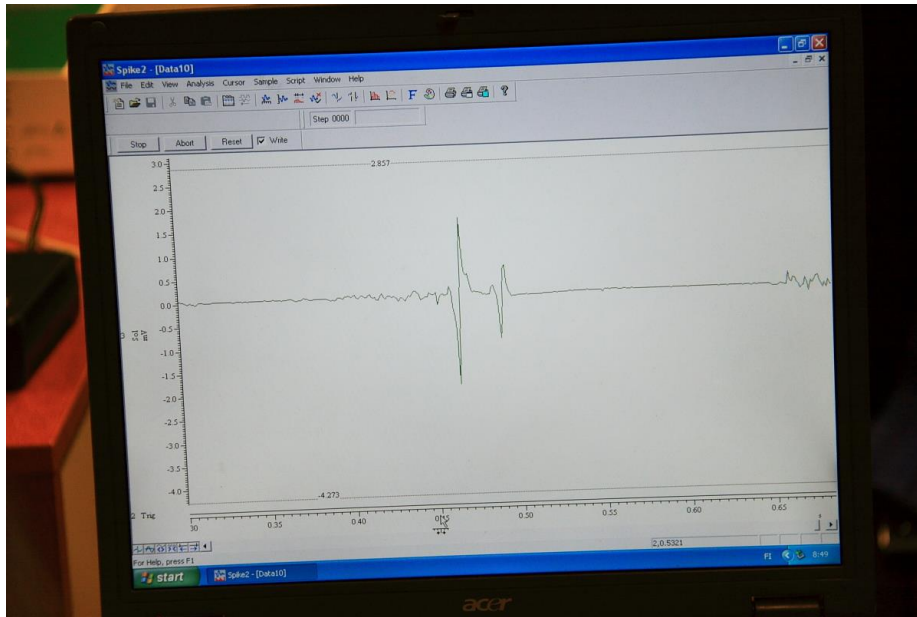
KUVA 10. Noraxon –mittalaite, CED A/D –muunnin, DS7A Digimeter ja datan tallennuskone

H-refleksi ja M- aalto. Selkäydintason hermostollinen aktiivisuus mitattiin koehenkilön seistessä paikoillaan. H-refleksin ja M- aallon vasteet mitattiin oikean jalan soleuslihaksesta stimuloimalla polvitaipen tibialishermaa. Oikea stimulointikohta etsittiin liikuteltavalla elektrodilla seuraamalla näytöllä näkyviä vasteita, ja kohdan löydyttyä (suurin stimulusvaste) katodi kiinnitettiin paikoilleen teipillä ja siteellä. Kohta myös merkittiin tussilla myöhempää käyttöä varten. Anodi kiinnitettiin patellan yläosaan (Kuva 11).



KUVA 11. Stimulointielektrodi polvitaipessa ja pintaelektrodit soleuslihaksessa

Stimulaatio tapahtui 0,2 ms kantiaallolla ja annettiin H –refleksin keräämistä varten 8 sekunnin välein (Digimeter model DS7A, Digimeter Ltd., Welwyn Garden City, England) (Kuva 12). Stimulointiamplitudia nostettiin kullakin kerralla 1-2 mA niin kauan, että H- refleksin alue saatiin tallennettua. Sen jälkeen stimuluksen intensiteettiä säädettiin korkeammaksi n. 15-20 mA kerrallaan maksimi M-aallon tallentamiseksi. Kuvassa 10 on esimerkki M –aallosta ja H –refleksivasteesta.



KUVA 12. M-aalto ja H-refleksi näytöllä

Datasta analysoitiin H_{max} ja M_{max} , ja H_{max}/M_{max} suhde laskettiin. Lisäksi datasta analysoitiin H_{max} ja M_{max} -latenssit tarkastelemalla stimuluksen ja vasteen aikaista väliä. H- refleksin latenssi myös suhteutettiin kunkin koehenkilön pituuteen tarkasteluja varten.

EMG_{max}. Analysoinnissa lihasaktiivisuuksien keskiarvoistettu tehollisarvo RMS määritettiin 200 ms ikkunasta, joka sijoitettiin maksimaalisen EMG:n alueelle. Soleus – lihasten MVC analysoitiin peak-to-peak –arvona voimantuottokäyrästä, voimantuoton alusta maksimivoimaan.

Kävely. 3D –liikedataa kerättiin 100 Hz keräystaajuudella kahdellatoista infrapunakameralla jotka oli sijoitettu ympäri laboratoriota (Vicon, Oxford, UK), ja 42 koehenkilössä olevan heijastavan markkerin avulla (Plug-in-gait marker set) Vicon Nexus 1.7.1. ohjelmistolla (Vicon, Oxford, UK). Kameralat oli suunnattu siten, että

niiden peittoalue oli koko kävelyalue. Kävelyn ajalta tallennettiin myös jokaisen lihaksen EMG –aktiivisuudet.

Analysointi aloitettiin Vicon Nexux –ohjelmistolla. Kultakin koehenkilöltä valittiin paras kävelysuoritus, joka oli yleensä keskimmäinen suoritus kussakin mittauksessa. Onnistuneessa suorituksessa tuli olla vaadittavat kolme askelsykliä molemminpuolisesti keskellä mittausaluetta, ja kävelyvauhdin tuli pysyä tasaisena. Kävelyn ajalta merkattiin ohjelmiston protokollan ehdottamat kävelyyn liittyvät markerit kustakin suoritukselta. Merkkaamisen jälkeen eroteltiin toisistaan jokaisen askelsyklin tuki- ja heilahdusvaihe kustakin jalasta, jolloin saatiin aikakoodit EMG –datan käsittelyä varten. Markkerien koordinaattien avulla laskettiin myös avaruuskulmat nilkan, polven ja lantion alueelle (nivelkulmat). Kävelyn aikaiset EMG –datat analysoitiin Spike –ohjelmistolla. EMG RMS –arvo analysoitiin kummankin jalan askelsykliden tuki- ja heilahdusvaiheista, mukaan lukien kaikki mitattavat lihakset. Data normalisoitiin mittauksissa saatujen EMG_{max} -arvojen avulla.

8.4 Tilastolliset menetelmät

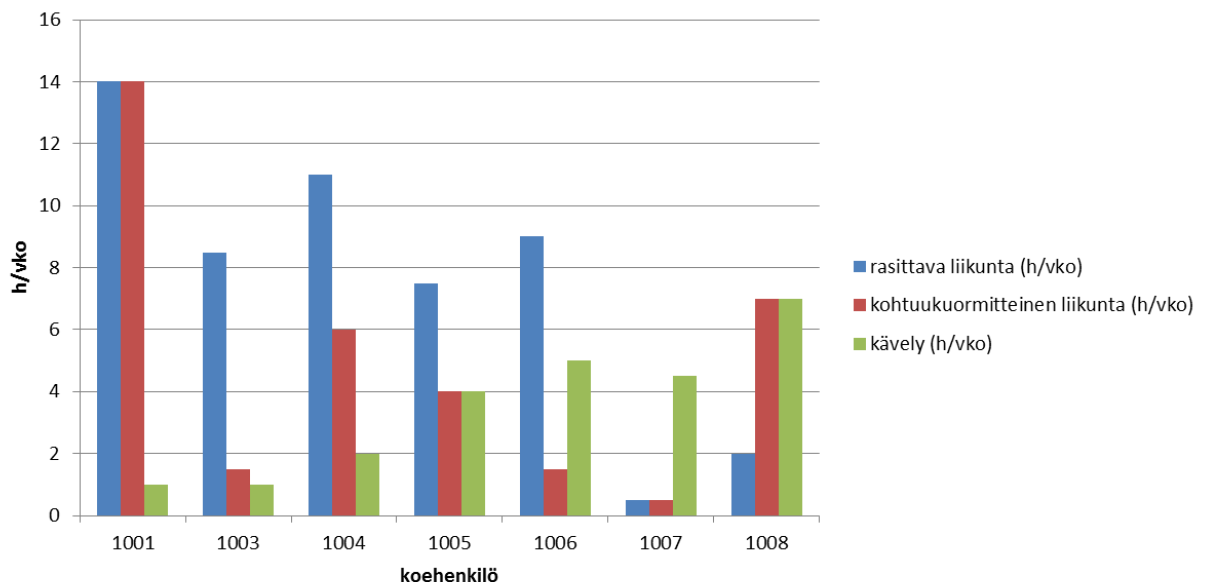
Data keskiarvoistettiin ja siitä laskettiin keskihajonnat sekä suhteelliset muutokset. Tilastolliset analyysit suoritettiin SPSS –ohjelmalla (Chicago, IL, USA). Datalle suoritettiin normaalijakauman testaus (Shapiro-Wilk) pienen otoskoon vuoksi, ja muuttujat todettiin normaalisti jakautuneiksi. Mittausten välisiä eroja tarkasteltiin toistettujen mittausten varianssianalyysin avulla. Sfäärisyyden testaamiseen käytettiin Mauchlyn testiä, ja parien vertailu tapahtui muuttujakohtaisesti. Lineaarista riippuvuutta tutkittiin Spearmanin testin avulla.

Tilastollisen merkitsevyyden tasona käytettiin yleistä $*p=0,05$ eli tulos on perusjoukossa 95 % todennäköisyydellä pätevä, sekä $**p=0,01$ eli tulos on perusjoukossa 99% todennäköisyydellä pätevä.

9 TULOKSET

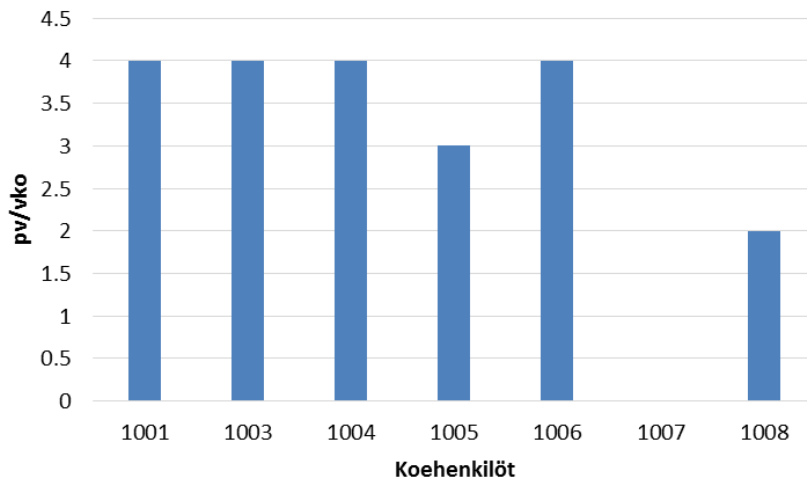
9.1 Koehenkilöiden fyysinen aktiivisuus

Koehenkilöiden täyttämästä fyysisen aktiivisuuden kyselystä selvisi, että koehenkilöt olivat työssä tai vapaa-ajallaan runsaasti liikkuvia. Kyselyssä selvitettiin edeltävän seitsemän päivän aikana tapahtuneen aktiivisuuden määrää (h) jaoteltuna seuraaviin kategorioihin: ruumiillisesti rasittava aktiivisuus (syke yli 60% maksimisykkeestä), kohtuukuormitteinen aktiivisuus sekä kävely. Rasittavan liikunnan määrä viikossa ryhmällä oli keskimäärin 7.5 ± 4.8 h. Kohtuukuormitteista aktiivisuutta oli 4.9 ± 4.7 h, ja kävelyä 3.5 ± 2.3 h. (Kuva 13.)



KUVA 13. Koehenkilöiden fyysinen aktiivisuus kyselyä edeltävän viikon aikana.

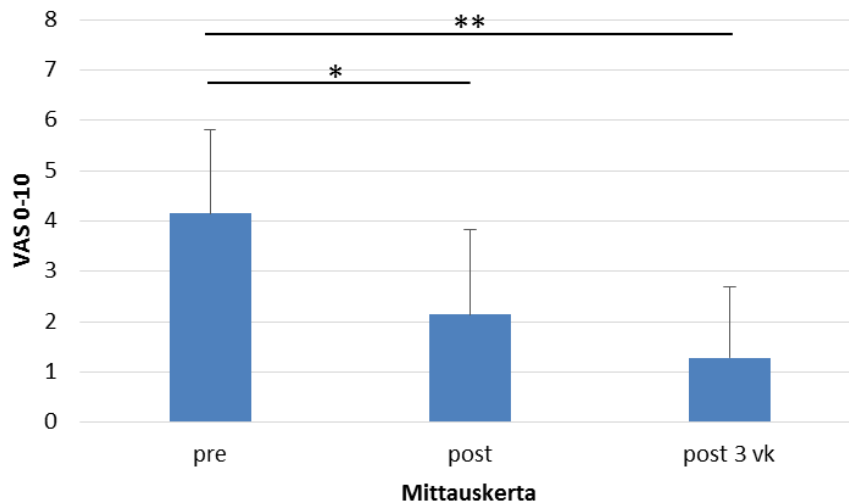
Edeltävien kolmen kuukauden ajalta koehenkilöiltä kysyttiin myös pelkästään vapaa-ajan liikunnasta. Neljä koehenkilöä vastasi harrastavansa ripeää ja reipasta liikuntaa vähintään neljänä päivänä viikossa, yksi kolmena päivänä ja yksi kahtena päivänä. Yksi koehenkilö harrasti sen sijaan rauhallista liikuntaa useampana päivänä viikossa. (Kuva 14).



KUVA 14. Koehenkilöiden ilmoittama ripeän ja reippaan liikunnan määrä viikossa edeltävän kolmen kuukauden ajalta.

9.2 Kivun tuntemus

Koehenkilöiden selkäkivun tuntemuksessa tapahtui merkitseviä muutoksia. 1. hoidon jälkeen muutos oli keskimäärin $-56,8 \pm 24,1$ %, ja 3. eli viimeisen hoidon jälkeen muutos oli $-74,8 \pm 27,9$ %. (Kuva 15).



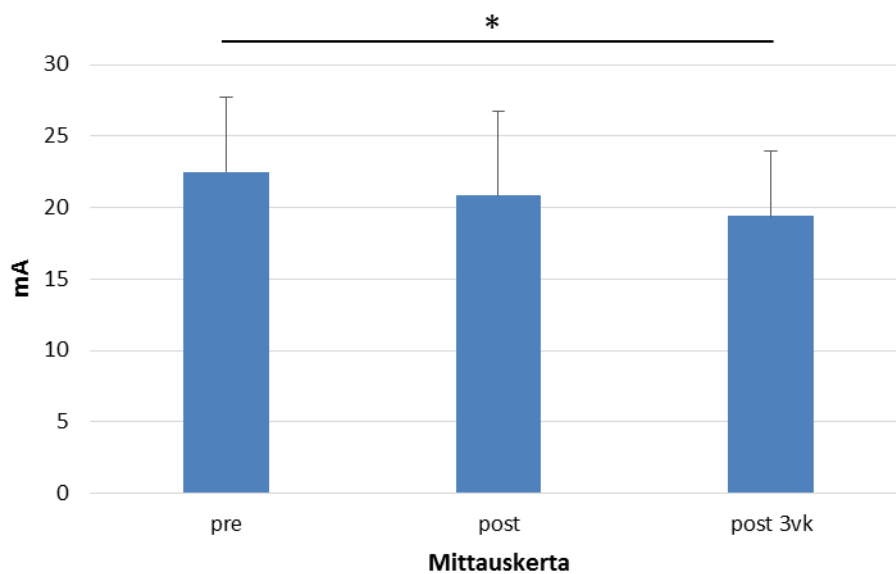
KUVA 15. Koehenkilöiden itse arvioimansa kivun tuntemuksen muutokset 1.-3. mittauksen välillä. * $p < 0.05$; ** $p < 0.01$.

Koehenkilö joka raportoi tutkimusten alussa kovimman kipulukeman, arvioi kivun tunteensa VAS –asteikolla lukemaan 7. 1. Hoidon jälkeen hänen kivun tuntemuksensa laski $-42,9$ %. Kaikkiaan hänen kivun tuntemuksensa laski $-71,4$ % tutkimusten

aikana. Loppumittauksissa täysin kivuttomaksi (kivun tuntemus - 100 %) arvioi itsensä 2 koehenkilöä.

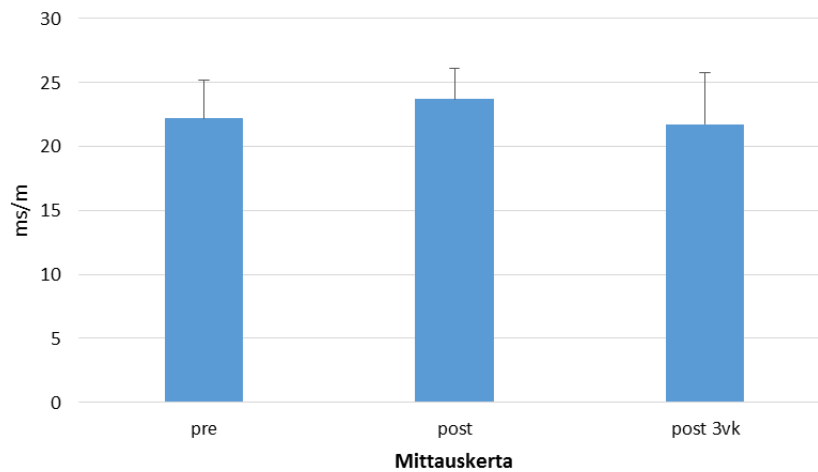
9.3 Hermostollinen aktiivisuus

H-refleksin syttymiseen tarvittava kynnsarvo aleni hoitojen myötä. 1. hoidon jälkeen muutos oli keskimäärin $-15,7 \pm 22,3$ %, ja 3. hoidon jälkeen muutos oli $-20,3 \pm 18,2$ % (Kuva 16).



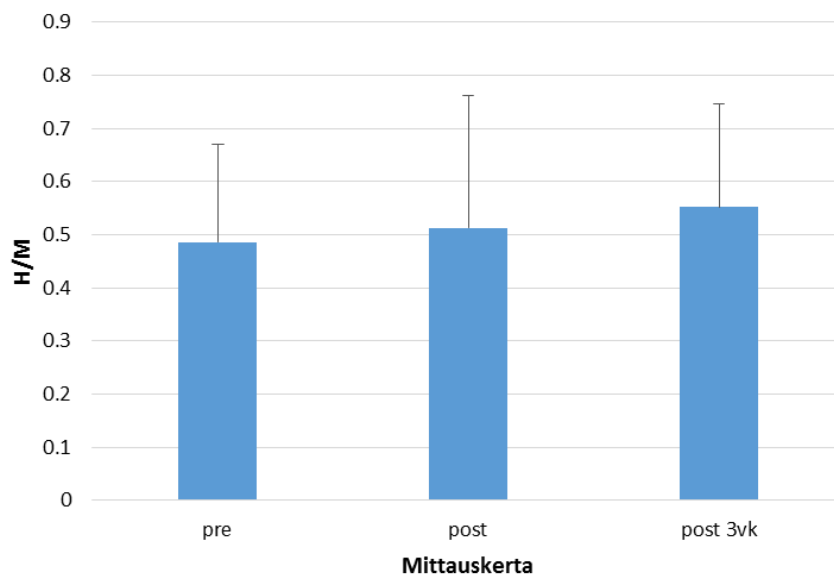
KUVA 16. H-refleksin kynnsarvo mittauskertoina. * $p < 0.05$

H-refleksin latensi näytti akuutissa vasteessa hieman kasvavan ($5,2 \pm 12,1$ %), ja kaikkien hoitojen myötä laskevan alkutilanteesta ($-3,8 \pm 17,5$ %) vaikka tilastollista merkitsevyyttä ei löydetty (Kuva 17). M –aallon latensi osoitti samansuuntaisia muutoksia akuutissa ($15,6 \pm 19,3$ %) sekä pitempiaikaisessa vasteessa ($-25,6 \pm 25,7$ %).



KUVA 17. H –refleksin latenssi suhteutettuna koehenkilöiden pituuteen.

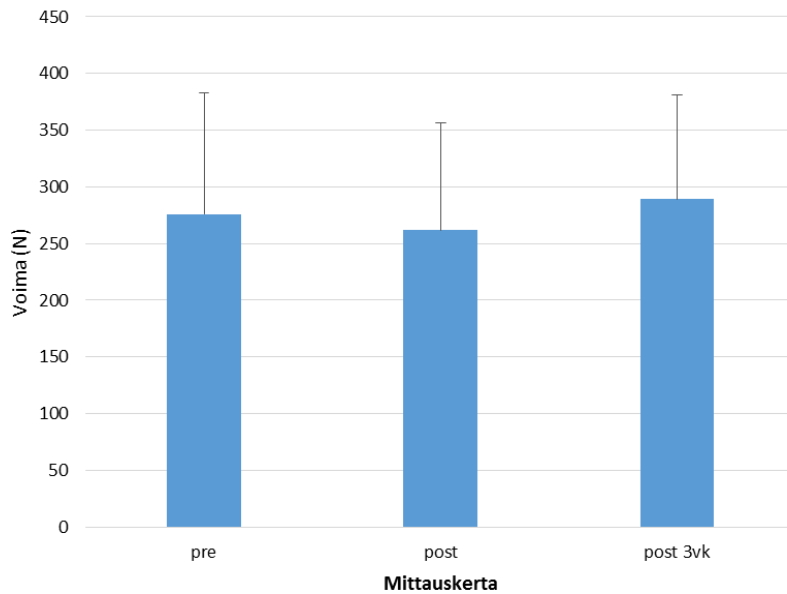
H_{\max}/M_{\max} suhde esitti lievää kasvua ilman tilastollista merkitsevyyttä. 1. hoidon jälkeen muutos oli $4,4 \pm 20,9$ %, ja 3. hoidon jälkeen $16,1 \pm 29,5$ %. (Kuva 18).



KUVA 18. H/M -suhde mittauskertoina.

9.4 Voimantuotto

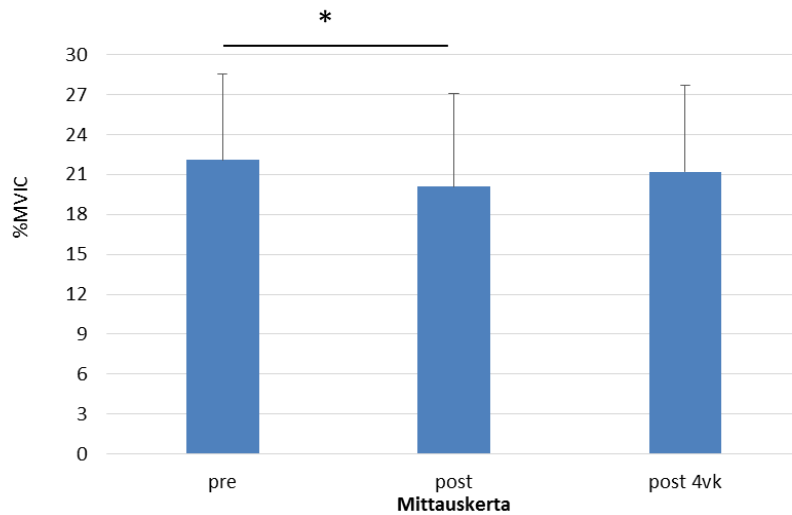
Pohjepenissä mitatussa maksimivoimantuottokyvyssä (Kuva 19) ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä muutoksia. 1. hoidon jälkeen MVC aleni hieman ($-4,4 \pm 8,4$ %), ja 3. hoidon jälkeen tapahtui pientä lisäystä alkuperäiseen ($+ 8,6 \pm 21,2$ %).



KUVA 19. MVC plantaarifleksion aikana eri mittauskertoina.

9.5 Kävely

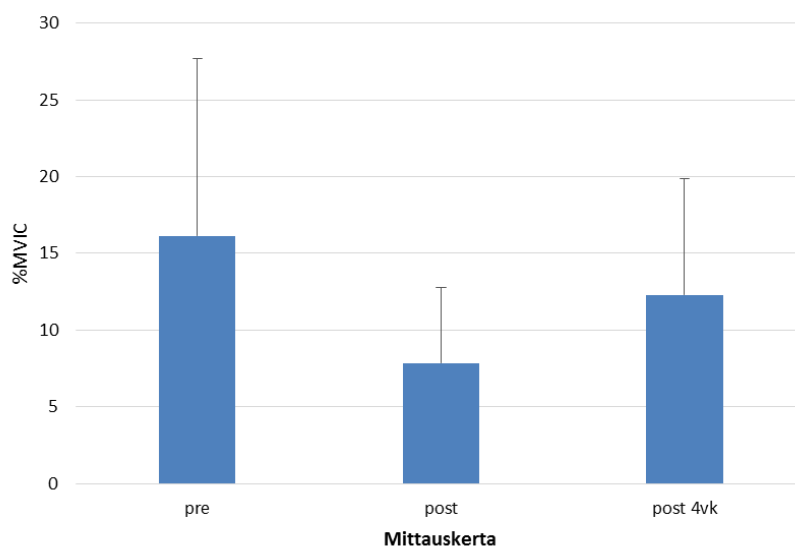
Kävelyn aikana mitatut jalkalihasten EMG –aktiivisuudet osoittivat laskevaa trendiä erityisesti heti 1. hoidon jälkeen. Vasemman jalan tukivaiheen aikana TibR –lihaksen EMG –aktiivisuus laski $-9,8 \pm 9,4$ %, ja muutos oli tilastollisesti merkitsevä. 3. hoidon jälkeen muutos oli $-1,0 \pm 24,0$ % (Kuva 20).



KUVA 20. TibR aktiivisuus vasemman jalan tukivaiheen aikana, ennen ja jälkeen hoitojen,
* $p < 0.05$

Oikean jalan tukivaiheen aikana TibR –lihaksen aktiivisuus putosi 1. hoidon jälkeen - $23,7 \pm 19,9$ % ($p = 0,051$). Myös oikean jalan heilahdusvaiheessa TibR –aktiivisuus osoitti laskevaa trendiä 1. hoidon jälkeen - $12,8 \pm 14,7$ % ($p = 0,064$).

SoLL –lihaksen aktiivisuudessa näkyi laskua erityisesti vasemman jalan heilahdusvaiheen aikana. 1. hoidon jälkeen aktiivisuus putosi - $22,1 \pm 35,1$ % ($p = 0,068$), ja 3. hoidon jälkeen - $10,6 \pm 28,7$ %. (Kuva 21).



KUVA 21. SoLL aktiivisuus vasemman jalan heilahdusvaiheen aikana, ennen ja jälkeen hoitojen

Selkälihasten aktiivisuuksissa mitattiin myös laskua läpi mittausten. Vatsalihasten aktiivisuuksissa puolestaan esiintyi pientä nousua, mutta tilastollinen merkitsevyys jäi molemmissa saavuttamatta.

Kävelyn ajalta tutkittiin myös muutoksia nivelten avaruuskulmissa, ja tilastollista merkitsevyyttä ei löytynyt. 1. hoidon jälkeen oli havaittavissa pientä kulmalaajuuden kasvua, jossa suurin trendi löytyi lantiokulmasta vasemman jalan tukivaiheen aikana. Kasvu oli $36,2 \pm 67,2$ % ($p = 0.062$).

10. POHDINTA

10.1 Kivun tuntemus

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää Kalevalaisen jäsenkorjaushoidon yhteyksiä koehenkilöiden kivun tuntemukseen, hermolihasjärjestelmän toimintaan ja kävelyn aikana mitattaviin parametreihin. Tutkimuksessa selvitettiin kävelyn aikaisia muutoksia lihasten aktivaation ja liikemallien suhteen, spinaalisen tason motorista kontrollia, sekä kivun tuntemusta.

Koehenkilöiden selkäkivun tuntemus aleni merkitsevästi hoitojen myötä koko tarkastelujakson ajan. Täysin kivuttomaksi tunsivat itsensä tutkimuksen lopussa kaksi koehenkilöä. Koehenkilöllä, joka ilmoitti ennen hoitoja suurimman kivuntuntemuksen, kipu laski 71,4 %. 100 % koehenkilöistä koki saaneensa apua kipuihinsa. Tulokset olivat samansuuntaisia kuin aiemmissa tutkimuksissa jossa kalevalainen jäsenkorjaus on ollut interventiona (Räsänen 2005, Zaproudina 2008). Koska viimeinen mittauskerta tapahtui vähintään kolme viikkoa viimeisen hoidon jälkeen, voidaan olettaa että kivun väheneminen ei ole pelkästään akuutti vaste hoidolle.

10.2 Hermostollinen aktiivisuus

Hermostollisen aktiivisuuden suhteen tuloksista nousi esille H- refleksiin liittyviä tekijöitä. H –refleksin avulla voidaan arvioida alfa motoneuronialtaan eksitoituvuutta. Mittausta voidaan käyttää apuna arvioidessa hermojärjestelmän toimintaa esimerkiksi neurologisissa sairauksissa, muskuloskeletaalisissa vammoissa, arvioidessa terapeuttisia menetelmiä, kivun aikana, kuntoilun yhteydessä ja motoristen tehtävien aikana. (Palmieri ym. 2004).

Stimuloimalla aikaansaadulla H –refleksillä mitataan synaptisen välittymisen tehokkuutta. Matalilla stimuloitavilla aktivoituvat ensin Ia –afferentit hermoradat kokonsa vuoksi. Ne vaikuttavat alfa motoneuronien rekrytointiin, jotka taas laukaisevat aktiopotentialin tietyissä motoneuroneissa ja lisäävät eksitatorista potentiaalia (EPSP)

toisissa. Selkävivusta kärsivillä potilailla on useissa tutkimuksissa mitattu kohonneita kynnyksarvoja. H –refleksin syttymiseen tarvittava stimulus kuvaa aktiivisten motoneuroneiden määrää tai selkäydintason eksitoituvuuden tasoa, joka kuvastaa eksitatorisen ja inhibitorisen palautteen tasapainoa motoneuronialtaassa. (Capaday ja Stein 1987, Capaday 1997, Smith ym. 2015). Tutkimuksissa on ehdotettu, että selkäkipupotilailla muuntunut Ia -afferenttien rekrytointikyky voi johtua morfologisista tai toiminnallisista tekijöistä eli esimerkiksi myeliinin- ja solukalvon potentiaalinvaihtelusta, ja natrium-kaliumpumpun toiminnan muutoksista hermon puristustilan vuoksi (Ginanneschi ym. 2007, Inglis ym. 1998, Mazzocchio ym. 2001).

Tässä tutkimuksessa H –refleksin eksitoitumiseen tarvittava kynnyksarvo aleni merkittävästi. Suurimmat muutokset kynnyksessä yksittäisellä koehenkilöllä olivat – 52 %. Lisäksi eksitoitumiseen tarvittava kynnyksarvo aleni samalla kun koehenkilöt raportoivat kivun alenemista. Näin ollen voisi olettaa, että selkävivun alentuessa perifeerinen sensitiivisyys on eri tekijöistä johtuen kasvanut. H –refleksin latenssissa ja H/M- suhteessa ei tutkimuksessa löydetty merkitseviä muutoksia, ja tulos on yhtenevä edeltävien kansainvälisten tutkimusten kanssa. (Ansari ym. 2006, Ginanneschi ym 2007, Cramer ym. 1993).

Jo vuonna 1986 Schieppati kirjoitti tutkimuksessaan, että H-refleksiä tutkittaessa täsmällinen tekniikka lihasnykäyksen aiheuttamiseen ja mittaamiseen on avainasemassa tulkittaessa tuloksia. H –refleksin hyödyllisyys tutkimustyökaluna selvitetessä motoneuroneiden eksitoituvuutta riippuu muun muassa seuraavista asioista: koehenkilön asento mitattaessa (makuulla, seisten, liikkeessä), pään asento, yläraajojen kontrolloimaton liike, stimuloitielektrodien sijainti, stimuluksen kesto ja toisto, sekä EMG –elektrodien sijainti. (Schieppati 1986).

Tässä tutkimuksessa koeasetelmat pyrittiin pitämään vakiona. H –refleksi mitattiin seisaaltaan, aina samassa paikassa ja mittaajan ollessa sama. Koehenkilöitä ohjeistettiin olemaan rentona, mutta kuitenkin mahdollisimman paikoillaan. Mikäli koehenkilö liikkui esimerkiksi käsiään tai otti horjahtavan askeleen, testi aloitettiin alusta. Stimuloinnin tekniikka pysyi samana läpi mittausten. Stimuloitielektrodien sijainti mitattiin ja laitettiin ylös ensimmäisellä kerralla, ja lisäksi kohta merkattiin pysyvällä tussilla. Stimuloitielektrodin ympärille käärittiin aina samanpituisen side, ja ylös

merkattiin miten side asettui kunkin koehenkilön polven ympärille. Näin ollen paine on pysynyt suhteellisen samana läpi mittausten. Myös EMG –elektrodien sijaintipaikka mitattiin alusta asti, ja se näkyikin aika selvästi esivalmisteluiden vuoksi.

H –refleksimittauksen luotettavuutta toistomittauksissa on tutkittu laajalti. Ali ja Sabbahi (2001) tutkivat H –refleksin toistomittausten luotettavuutta kolmessa eri mittausasennossa; koehenkilön ollessa makuulla, seistessä ja nostaan 20% painostaan. Saman vuorokauden aikana tehdyissä toistomittauksissa amplitudin mittauksen luotettavuus oli korkein seisoessa ($r=.97$), kun taas latenssin mittauksen luotettavuus oli korkea kaikissa asennoissa ($r=.92 - r=.94$). Heidän mukaansa välipäivien jälkeen tehdyt mittaukset eivät olleet yhtä luotettavia, mutta luotettavin niistä oli seisoen tehty mittaus ($r=.56$). Hopkins ja Wagie (2003) saivat myös esille vahvan luotettavuuden vuorokauden sisällä tehdyissä mittauksissa ($r=.95$), ja kohtuullisen luotettavuuden 1-2 päivän välillä sekä 4 viikon tauon jälkeen ($r=.91$). Hancock ym. (2001) tutkivat toistomittausten luotettavuutta paikoillaan seisten tehdyissä mittauksissa. Tulokset esittivät suurta luotettavuutta yksilönsisäisesti vuorokauden sisällä tehdyissä mittauksissa ($r=.97$), ja mittausvälin pidetessä toistomittausten luotettavuus oli välillä $r=.54 - r=.90$. Tutkimustulosten valossa näyttäisi siis sille, että seisoen tehtyjen mittausten tulokset ovat luotettavimpia, ja erityisesti vuorokauden sisällä mitatut. Mittausvälin pidentyessä seisoen tehdyt mittaukset ovat luotettavimpia, vaikka luotettavuus voi olla huonompi suhteessa vuorokauden sisällä tehtyihin mittauksiin. Tässä tutkimuksessa vuorokauden sisällä mitattiin hoidon akuutti vaste, ja kynnyksarvon alenemista tapahtui keskimäärin $-15,7 \pm 22,3 \%$. 3. hoidon jälkeen (eli myös 3 viikon tauon jälkeen) muutos oli $-20,3 \pm 18,2 \%$. Tässä tutkimuksessa H –refleksin amplitudissa ja H/M –suhteessa ei tapahtunut merkitseviä muutoksia, eli muut mitattavat arvot eivät muuttuneet tauon myötä.

10.3 Lihasten aktiivisuus

Aiemmissä tutkimuksissa on todettu selkäkipuisilla kokonaisuudessaan kohonnutta aktiivisuutta lantion alueen lihaksissa, ja myös selkälihaksissa liikkeen relaksaatiovaiheessa yliaktiivisuutta verrattuna terveihin koehenkilöihin. (Ahern ym. 1986, Vogt ym. 2003, Arendt-Nielsen ym. 1996, Lamothe ym. 2006, Hulst ym. 2010).

Tässä tutkimuksessa selkälihasten aktiivisuus laski hieman hoitojen myötä, mutta ei tilastollisesti merkitsevästi. Jos kuitenkin katsotaan bilateralisesti selkälihasten toimintaa kävelyn aikana, voidaan nähdä että kunkin jalan tuki- ja heilahdusvaiheen aikana selkälihaksissa on selvä aktiivisuuskuvio. Relaksaatio- eli heilahdusvaiheessa saman puolen selkälihasten EMG aktiivisuus oli keskimäärin - 26,8 % pienempää (vasen jalka) ja - 26,6 % pienempää (oikea jalka) kuin jalan tukivaiheessa. Sama kuvio näkyy tutkimuksen jokaisessa vaiheessa, eli koehenkilöiltä on löydettävissä selkälihasten relaksaatiovaihe sekä ennen että jälkeen hoitojen. Tutkimuksessa myös todettiin fyysisen aktiivisuuden kyselyllä koehenkilöiden olevan runsaasti töissä tai vapaa-ajallaan liikkuvia selkävasta huolimatta. Näin voidaankin pohtia, voisiko koehenkilöiden korkea fyysinen aktiivisuus vaikuttaa tuloksiin, sillä heillä ei näkynyt selkäkipuisille tunnuksenomaista relaksaatiovaiheen uupumista. Hulst ym. (2010) raportoivat tutkimuksessaan hieman yllätyksellisesti, että selkäkipuisilla oli samanlainen aktiivisuuskuvio kuin terveillä koehenkilöillä kuitenkin täydellisen relaksaation uupuessa. Tässäkään tutkimuksessa ei voitu näyttää täydellistä relaksaatiota selkälihaksissa, tosin olisi ollut mielenkiintoista verrata tuloksia terveeseen koehenkilöryhmään kun nyt koehenkilöt toimivat omana kontrolliryhmänään.

Näyttäisi sille, että selkäkipututkimuksissa on erityisesti tutkittu lantion alueen lihaksista alaraajalihasten seurannan jäädessä vähemmälle. Vaikka tutkimuksessa raportoitaisiinkin selkäkipuisilla kokonaisvaltaista kasvua lihasten EMG –aktiivisuuksissa, tarkasteltaessa selviää että mukana on usein vain selkä- ja vatsalihaksia. Myös kävelytutkimukset painottuvat muutoksiin kehon keskiosissa. (Perry 1992, Geisser ym. 2005, Hulst 2010, Lamothe ym. 2006).

Tässä tutkimuksessa EMG –aktiivisuus laski myös alaraajojen lihaksissa hoitojen myötä, tilastollisten merkitsevyyksien koskien sääri- eli pohjelihasten aktiivisuuksissa. Koska tutkimuksissa on löydetty yleisvaltaista lihasten aktiivisuuden kasvua selkäkipuisilla, nämä tulokset sopivat niiden kanssa yhteen. van den Hoorn ym. (2015) tutkivat laboratoriossa aiheutetun alaselkävaston vaikutusta lihasten aktiivisuuteen kävelyn aikana. Tuloksissa näkyi muun muassa tibialis anterior –lihasten EMG –aktiivisuuden laskua, kun koehenkilöt toipuivat alaselkävasta. Osalla

koehenkilöistä nähtiin myös SOL –lihaksen aktiivisuuden kasvua aiheutetun alaselkäkivun aikana.

SOL –lihasta käytetään kävelyssä erityisesti työntövaiheen aikana, joten voisi olettaa että tässä tutkimuksissa esille tullut heilahdusvaiheen aikainen aktivaation lasku on taloudellista. TA –lihaksissa mitattiin laskevaa trendiä aktiivisuuksissa läpi askelsyklin, tilastollisten merkitsevyyksien ilmetessä 1. hoidon jälkeen. TA –lihas on normaalisti aktiivinen erityisesti heilahdusvaiheessa jalan dorsifleksiossa. Jalan tukivaiheen aikainen TA -lihaksen aktiivisuuden lasku kuulostaisi sekin näin ollen taloudelliselta, ja kokonaisuudessaan laskenut aktiivisuus sopisi yhteen aiemman tutkimustuloksen kanssa (van den Hoorn ym. 2015). Tässä tutkimuksessa kalevalainen jäsenkorjaushoito tosin tehtiin koehenkilöille kokonaisvaltaisesti, joten on hankala osoittaa liittyvätkö alaraajalihasten aktiivisuuksien muutokset selkävun vähenemiseen vai suoranaisesti alaraajojen hoitokäsittelyyn.

10.4 Voimantuotto

Pohjepenikissä mitatussa voimantuottokyvyssä ei nähty tilastollisia muutoksia, ja edeltäviä tuloksia onkin aiheesta kumpaankin suuntaan. Akuutissa vasteessa esiintyi pientä voiman alenemista, mikä saattaa liittyä lihasten palautumiseen hoidosta. Emotionaalista vaikutustakaan ei voi poissulkea, sillä koehenkilöt raportoivat hoitojen jälkeen olevansa hyvin rentoutuneita. Pitempiaikaisessa vasteessa näkyi keskimäärin yli kahdeksan prosentin voiman lisääntyminen, mikä osoittaa suuntaa vaikka muutos ei ollutkaan tilastollisesti merkitsevä. Edeltävien tutkimusten perusteella olisikin ollut hyvä, jos tutkimuksessa olisi ollut mahdollista mitata selkälihasten voimantuottoa ja kestävyyttä.

10.5 Kävely

Liikeiden koordinoinnin ja askelsyklin muutokset ovat usein esillä alaselkävun kärsivillä (Lamoth ym. 2006, Lamoth ym. 2008). Tutkimuksessa ei näkynyt suuria muutoksia koehenkilöiden nivelten kulmalaajuuksissa, vaikka pientä trendiä kasvusta oli lantiokulmassa. Edeltävissä tutkimuksissa onkin usein löydetty muutoksia lähinnä ylävartalon vastarotaatiossa (lantio-rintakehä). Lamoth ym. (2002) tutkimuksen mukaan

alaselkäkipuisilla on normaali liikelaajuus kivun tunteesta huolimatta, ja Bauer ym. 2015 totesivat että kivun intensiteetti ei vaikuta lantion liikelaajuuteen.

Kävelyn ajalta myös askelsyklin ja sen eri vaiheiden kestot pysyivät melko muuttumattomina läpi mittausten. Edeltävissä tutkimuksissa erityisesti tukivaiheen keston on todettu pidentyvän selkäkipuisilla. Tässä tutkimuksessa koehenkilöt olivat kuitenkin fyysisesti varsin aktiivisia selkäkivusta huolimatta, joten tulos ei yllätä.

10.6 Koehenkilöt ja mittausprotokolla

Selkäkipujen ollessa hyvin yleinen vaiva, siihen liittyvä tutkimusalue on laaja oireiden, vaikutusten ja hoitojen skaalassa. Jälkikäteen onkin ollut helpompi huomata, mikä ehkä olisi ollut oleellisinta tutkia, ja millä laajuudella. Tässä tutkimuksessa on koitettu koskettaa montaa osa-aluetta yleisesti, pro gradu -työn koon rajojen puitteissa. Koehenkilöjoukko oli käytännön syistä suhteellisen pieni, ja koehenkilöiksi valikoitui kenties alueen ja aikataulujen vuoksi fyysisesti hyvin aktiivisia ihmisiä. Tulokset olisivat voineet olla selkeämpiä koejoukon aktiivisuuden ollessa rajoitettua suurempien selkäkipujen vuoksi. Erityisesti kävelytutkimuksessa olisi ollut mielenkiintoista seurata kivulle enemmän altistunutta koehenkilöjoukkoa, jolloin askelsyklissä olisi todennäköisesti voitu nähdä suurempia muutoksia. Kävely on kuitenkin perustoiminto päivittäisessä elämässä huolimatta kipujen suuruudesta.

Tutkimuksessa koehenkilöt myös toimivat omana kontrolliryhmänään. Tämä tapahtui niin, että hyvissä ajoin ennen tutkimuksen ensimmäistä varsinaista mittauspäivää koehenkilöt kävivät läpi samat mittaukset kuin hoitojakson aikana. Kun ensimmäinen varsinainen mittaus tehtiin ennen ensimmäistä hoitoa, verrattiin sen tuloksia tähän kontrollimittaukseen. Mittausten välillä ei löydetty merkitseviä eroja missään muuttujissa. Näin ollen voitiin päätellä, että mikäli eroja tulee seuraavien mittausten aikana, ne saattavat selittyä hoitojen vaikutuksella. Tutkimusten aikana voi myös tapahtua normaalia spontaania paranemista, ja hoidolla voi olla myös plasebovaikutus. Klassisessa koeasetelmassa interventiotutkimuksissa on usein oma kontrolliryhmänsä, jolle hoitoja ei tehdä. Näin voidaan päätellä, että jos mitattu muutos on merkittävästi erilainen testiryhmän osalta kuin kontrolliryhmässä, interventiolla on kausaalinen

yhteys selitettävään muuttajaan. (Yin 1990). Tässä tutkimuksessa olisi erillinen kontrolliryhmä ollut hankala toteuttaa, sillä mittausten laajuus olisi silloin kasvanut reilusti yli pro gradu –työn rajojen. Mikäli aiheesta tehdään lisätutkimuksia, voidaankin suositella erillisen kontrolliryhmän mukaanottamista.

Ennen tutkimusta koehenkilöt saivat tiedotteen, jossa kerrottiin tutkimuksen sisältö, menetelmät ja eri vaiheet. Lisäksi he täyttivät esitietolomakkeen, jonka avulla selvitettiin fyysisen aktiivisuuden lisäksi terveydentilaa. Tutkimukseen haluttiin kroonisesta alaselkävivusta kärsiviä henkilöitä, jotka kuitenkin ovat muuten perusterveitä eivätkä käytä lääkitystä. Valitsemiskriteerien mukaan koehenkilöillä ei saanut olla aiempia tuki- ja liikuntaelinvammoja, joihin laskettiin muun muassa reumaattinen sairaus, akuutti välilevyn pullistuma ja vakava skolioosi. Näin pyrittiin sulkemaan pois tutkimustuloksiin mahdollisesti vaikuttavia terveydellisiä asioita, ja tietenkin turvaamaan itse mittausten onnistuminen. Lisäksi vaatimuksena oli, että testattava ei ollut saanut käyttää mitään terapiahoitoja tutkimusta edeltävän kuukauden aikana. Koehenkilöjä ohjeistettiin tutkimusten alettua, että myöskään tutkimuksen aikana mitään muita hoitomuotoja ei saanut käyttää. Fyysisen aktiivisuuden suhteen pyydettiin koehenkilöitä välttämään raskasta liikuntaa kaksi vuorokautta hoitojen jälkeen, mutta muuten liikkumaan itselle normaalisti tutkimuksen keston ajan. Näin pyrittiin vakioimaan olosuhteita tutkimuksen ajaksi.

Itse mittausten aikana tutkimukset pyrittiin suorittamaan mahdollisimman samanlaisissa olosuhteissa. Hoituhuone oli laboratorion vieressä, ja hoidot suoritti aina sama hoitaja. Laboratoriossa mittaukset tehtiin aina samassa järjestyksessä ja samojen mittaajien toimesta. Mittaustoimenpiteitä oltiin harjoiteltu useaan otteeseen ennen mittauksia, jotta mittaukset sujuivat jouhevasti. Kävelysuoritukset myös videoitiin, joka oli apuna tarkasteltaessa suorituksia. Tutkimuspöytäkirja oli mukana mittausten kaikissa vaiheissa, ja siihen merkattiin kunkin koehenkilön kohdalta oleellisia asioita mittausten edetessä.

Tutkimukseen liittyvistä rajoituksista huolimatta voidaan olla tyytyväisiä saatuihin tuloksiin. Koehenkilöryhmää suurentamalla, kontrolliryhmän mukaanottamisella, ryhmien satunnaistamisella ja mittausten kohdentamisella spesifeihin osa-alueisiin voitaisiin varmasti saada arvokasta lisätietoa. Vaikka tässä tutkimuksessa oli

mielenkiintoista nähdä hoitojen yhteyttä useisiin tutkittaviin osa-alueisiin, esimerkiksi jo pelkästään hermostollisen aktiivisuuden mittauksista tai kävelytutkimuksesta saisi aineistoa laajalti. Lisäksi esimerkiksi tutkimusta edeltävillä lääkärintarkastuksilla voitaisiin löytää koehenkilöjoukko, jonka päivittäistä elämää selkävivot selkeästi rajoittaisivat, ja tulokset voisivat olla selkeämmin nähtävissä.

11. JOHTOPÄÄTÖKSET

Tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää kalevalaisen jäsenkorjaushoidon yhteyksiä kroonisesta alaselkävivusta kärsivään koehenkilöjoukkoon. Selvityksen kohteena oli hoidon vaikutus koehenkilöiden kivun tuntemukseen, spinaalisen tason motoriseen kontrolliin, ja kävelysuoritukseen. Olettamuksena oli nähdä kivun tuntemuksen alenemista, neuromuskulaarisen aktiivisuuden lisääntymistä ja lihasten aktiivisuuden muutoksia kävelyn aikana.

Tutkimuksessa saatiin vastauksia kysymyksiin joita tutkimusta suunnitellessa esitettiin, ja hypoteeseihin saatiin olettamuksen mukaisia vastauksia. Tutkimustuloksissa löytyi kaikkiaan yhteneväisyyksiä muiden selkäkipuun ja sen hoitamiseen liittyvien tutkimusten kanssa. Erityisesti esille nousevat löydetyt tilastollisesti merkitsevät muutokset koehenkilöiden kivun tuntemuksessa, H –refleksin syttymiskynnyksessä ja lihasten aktiivisuusmalleissa.

Alaselkäkipu on suuri terveydellinen ja sosioekonominen ongelma, ja usein syy työpoissaoloihin. Selkäkipun estäminen ja hoitaminen on ongelmallista, sillä kuvantamistekniikat eivät aina pysty löytämään kivun lähdettä. Selkäliiton mukaan vain 5-10%:lla kaikista alaselkäkipuisista on spesifi alaselkäkipu, kun 90-95% luokitellaan epäspesifiksi alaselkäkipuksi. Syyt voivat olla moninaiset: kuormittava työ, hankalat asennot, jatkuva istuminen tai huono lihastuki vartalossa voivat altistaa kivulle. Näin ollen uusia hoitokeinoja varmasti etsitään jatkuvasti, ja vaihtoehtoja hoidolle on hyvä olla paljon syiden ja oireiden monimuotoisuuden vuoksi. Kalevalainen jäsenkorjaus ei ole uusi hoitomuoto Suomessa, mutta parasta aikaa esille tuleva tarpeen kasvamisen ja hoitajien lisääntyneen koulutuksen vuoksi.

Tämän tutkimuksen tulosten perusteella voi esittää, että hoidolla saattaa olla myönteisiä vaikutuksia kivun tuntemukseen, neuromuskulaariseen aktiivisuuteen sekä lihasten aktiivisuusmalleihin kävelyn aikana. Näiden tulosten perusteella hoitomuoto on mielenkiintoinen lisätutkimusten kohde vahvassa tutkimusasetelmassa, etenkin kun kivun tuntemusten jyrkkä väheneminen havaittiin pienellä hoitomäärällä. Muutokset olivat myös esillä vielä kolme viikkoa viimeisen hoidon jälkeen.

12. LÄHTEET

- Aagaard P, Simonsen E, Andersen J, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Neural Adaptation to resistance training: changes in evoked V-wave and H-reflex Responses. *Journal of Applied Physiology*. 2002; 92(6):2309-2318.
- Ahern DK, Follick MJ, Council JR, et al. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986;67:762–765.
- Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N, Litchman H: Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain* 1988, 34:153-160
- Alaranta H, Moffroid M, Elmqvist LG, Held J, Pope M, Renström P. Postural control of adults with musculoskeletal impairment. *Crit Rev Phys Rehab Med* 1994;6:337-70.
- Ali A, Sabbahi MA. 2001. Test-retest reliability of the soleus H-reflex in three different positions. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. Jun;41(4):209-14.
- Andriacchi TP, Anderson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO (1980). A study of lower- limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Am* 62 (5): 749-57.
- Ansari NN, Ebadi S, Talebian S, Naghdi S, Mazaheri H, Olyaei G, Jalaie S. A randomized, single blind placebo controlled clinical trial on the effect of continuous ultrasound on low back pain. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2006; 46(6); 329-36.
- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Svarrer H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain*. 1996;64:231–240.
- Avela, J. 1998. Stretch-reflex adaptation in man. Interaction between load, fatigue and muscle stiffness. Väitöskirja. Jyväskylän Yliopisto. Department of Biology of Physical Activity. 40-41.
- Bauer C., Rast F., Ernst M., Oetiker S., Meichtry A., Rissanen S., Suni J., Kankaanpää M. Pain intensity attenuates movement control of the lumbar spine in low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015; 25:919-27.
- Beaty JH. Congenital anomalies of lower extremity. In: Crenshaw AH, ed. *Campbell's Operative Orthopaedics*. Eighth vol. 3. St. Louis: Mosby Year Book, 1992: 2126–2158.

- Bhave A, Paley D, Herzenberg JE. Improvement in gait parameters after lengthening for the treatment of limb-length discrepancy. *J Bone and Joint Surg [A]* 1999; 81-A: 529- 534.
- Bicalho E., Setti J., Macagnan J., Cano J. Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low back pain subjects. *Manual Therapy* 15 (2010) 469-475.
- Botte RR. An interpretation of the pronation syndrome and foot types of patients with low back pain. *J Am Podiatry Assoc* 1981; 71: 243-53.
- Burton AK, Tillotson KM. Reference values for 'normal' regional lumbar sagittal mobility. *Clin Biomech* 1988;3:106-13.
- Byl NN, Sinnott PL. Variations in balance and body sway in middle-aged adults: Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine* 1991;16:325-30.
- Cai C, Kong P. Low back and lower-limb muscle performance in male and female recreational runners with chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2015; 45(6): 436-443.
- Capaday C., Stein RB. Difference in the amplitude of the human soleus H-reflex during walking and running. *J Physiol Lond*. 1987; 392:513-522.
- Capaday C. Neurophysiological methods for studies of the motor system in freely moving human subjects. *J Neurosci Methods*. 1997; 74:201-218.
- Cardello AV et al. (2005) Development and testing of a labeled magnitude scale of perceived satiety. *Appetite* 44: 1–13.
- Carter N., Khan K., Mallinson A., Janssen P. Knee extension strenght is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis. *Gerontology*; Nov/Dec 2002; 48, 6; Proquest Health and Medical Complete pg. 360.
- Cavanagh PR, Hewitt FG Jr., and Perry JE 1992. In-shoe plantar pressure measurement: a review. *Foot* 2: 185-94.
- Cavanagh, P.R., Morag, E., Boulton, A. J. M., Young, M.J., Deffner, K.T. & Pammer, S.E. 1997 The Relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, 30 (3), 243-250.
- Claudine JC Lamoth, John F Stins, Menno Pont, Frederick Kerckhoff and Peter J Beek: Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain.

- Courtine G, Papaxanthis C, Schieppati M. 2006. Coordinated modulation of locomotor muscle synergies constructs straight-ahead and curvilinear walking in humans. *Exp Brain Res* 170: 320-335.
- Cramer GD, Humphreys CR, Hondras MA, McGregor M, Triano JJ. The Hmax/Mmax ratio as an outcome measure for acute low back pain. *J. Manipulative Physiol Ther.* 1993; 16(1): 7-13.
- da Fonseca J.L., Magini M., de Freitas T.H. Laboratory gait analysis in patients with low back pain before and after a pilates intervention. *Journal of sport rehabilitation* 18 (2): 269-282 May 2009.
- D'Amico JC, Dinowitz HD, Polchaninoff M. Limb Length Discrepancy – an electrodynographic analysis. *J Am Pediat Assoc* 1985: 75: 639–643.
- Delacerda FG, Wikoff D. Effect of lower limb asymmetry on the kinematics of gait. *J Orthop Sport Phys Ther* 1982: 3: 105–107.
- Enoka R.M. *Neuromechanics of movement*. 4th edition, 2008. Human Kinetics, U.S.A.
- Dishman JD, Cunningham B, Burke J. Comparison of tibial nerve H –reflex excitability after cervical and lumbar spine manipulation. *Journal of Man. and Phy. Therapeutics* 2002; 25/5: 318-325.
- Dishman JD, Dougherty PE, Burke JR. Evaluation of the effect of postural perturbation on motoneuronal activity following various methods of lumbar spinal manipulation. *The Spine Journal* 2005;5:650
- Fleiss J. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. New York: Wiley and Son, 1986.
- Frandin K, Sonn U, Svantesson J, et al. Functional balance tests in 76-year-olds in relation to performance, activities of daily living and platform tests. *Scand J Rehab Med* 1995;27:231–41.
- Friberg O. Clinical symptoms and biomechanics of lumbar spine and hip joint in leg length inequality. *Spine* 1983; 8: 643-51.
- Fryer G, Pearce A. The effect of lumbosacral manipulation on corticospinal and spinal reflex excitability on asymptomatic participants. *Journal of Man. and Phy. Therapeutics*. 2012; 35/2:86-93.
- Gagliese L et al. (2005) The measurement of postoperative pain: a comparison of intensity scales in younger and older surgical patients. *Pain* 117: 412–420

- Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, et al. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*. 2005;6:711–726.
- Giles LGF, Taylor JR. Lumbar spine structural changes associated with leg length inequality. *Spine* 1982; 7: 159-62.
- Ginanneschi F, Dominici, P, Milani, A, Biasella, A, Rossi, R, Mazzocchio. Changes in the recruitment curve of the soleus H-reflex associated with chronic low back pain. *Clinical Neurophysiology* 118 (2007) 111–118.
- Gronblad M et al. (1997) Relationships between spinal mobility, physical performance tests, pain intensity and disability assessments in chronic low back pain patients. *Scand J Rehabil Med* 29: 17–24
- Haefeli M and Elfering A (2006) Pain assessment. *Eur Spine J* 15 (Suppl 1): S17–S24.
- Handcock PJ, Williams LR, Sullivan SJ. 2001. The reliability of H-reflex recordings in standing subjects. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. Jan-Feb;41(1):9-15.
- Hamel K., Okita N., Bus S, Cavanagh P. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*, Vol. 48, No. 8, 22 June 2005, 1047 – 1056.
- Hammill RR, Beazell JR, Hart JM. Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clin Sports Med*. 2008;27:449–462.
- Hennig, E.M. & Milani, T.L. 1993. The tripod support of the foot. An analysis of pressure distribution under static and dynamic loading. *Z Orthop* 131: 279-84.
- Herr KA ym. (2004) Pain intensity assessment in older adults: use of experimental pain to compare psychometric properties and usability of selected pain scales with younger adults. *Clin J Pain* 20: 207–219.
- Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13:361–370.
- Hof, A.L., Elzinga, H, Grimmius, G. & Halbertsma, J.P.K. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait and Posture* 16: 78–86
- Hopkins JT, Wagie NC. 2003. Intrasession and intersession reliability of the quadriceps Hoffmann reflex. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. Mar;43(2):85-9.
- Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L. Reliability of pressure measurements: the EMED system. *Clin Biomech* 1991: 6: 14–18.

- Hulst M., Vollenbroek-Hutten M., Rietman J., Schaake L., Groothuis-Oudshoorn K., Hermens H. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a guarding hypothesis. *Clin J Pain* 2010;26:30–37)
- Hägg O et al. (2003) The clinical importance of changes in outcome scores after treatment for chronic low back pain. *Eur Spine J* 12: 12–20
- Hänninen O, Räsänen V, Zaproudina N, Leinonen V. 2004 Tuki- ja liikuntaelinkipujen perinnehoido vanhan kirjallisuuden ja tämän päivän havaintojen valossa. Hippokrates, Suomen Lääketieteen Historian Seuran vuosikirja. 2004; 21: 13-26.
- IASP Task Force on Taxonomy (1994) Classification of Chronic Pain: Descriptions of Chronic Pain Syndromes and Definitions of Pain Terms, edn 2. Seattle, WA: IASP Press.
- Inglis JT, Leeper JB, Wilson LR, Gandevia SC, Burke D. The development of conduction block in single human axons following a focal nerve injury. *J Physiol* 1998;513(Pt 1):127–33.
- Jensen MP et al. (1986) The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain* 27: 117–126
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998; 79(4): 412-7.
- Kaufman KR, Miller LS, Sutherland DH. Gait asymmetry in patients with limb length inequality. *J Pediat Orthop* 1996: 16: 144–150.
- Kejonen P. Body movements during postural stabilization. Measurements with a motion analysis system. Oulun yliopisto, Acta Univ. Oul. D 693, 2002.
- Lamoth CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ: Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J* 2006, 15:23-40.
- Lamoth CJC, Stins J., Pont M., Kerckhoff F., Beek P. Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 2008, 5:13.
- Larsen AH, Sorensen H, Puggaard L, Aagaard P (2009) Biomechanical determinant of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. *Scan J Med Sci Sports* 19 (5): 678-86.
- Lehman GJ, McGill SM. Spinal manipulation causes variable spine kinematic and trunk muscles electromyographic responses. *Clinical Biomechanics* 2001;16(4):293.

- Liikavainio T. Biomechanics of gait and physical function in patients with knee osteoarthritis: thigh muscle properties and joint loading assessment. Publications of the University of Eastern Finland. Dissertations in health sciences. 13. 2010. 98 pp.
- Liu-Ambrose T., Eng J., Khan K.M., Mallinson A., Carter N.D. and McKay H.A. The Influence of Back Pain on Balance and Functional Mobility in 65- to 75-Year-Old Women with Osteoporosis. *Osteoporos Int* (2002) 13:868–873
- Luoto S, Taimela S, Hurri H, Aalto H, Pyykkö I, Alaranta H. Psychomotor speed and postural control in chronic lowback pain patients: A controlled follow-up study. *Spine* 1996;21:2621-7.
- MacKinnon CD, Winter DA. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech.* 1993;26:633-644.
- Main CJ, Watson PJ. Guarded movements: development of chronicity. *J Musculoskeletal Pain.* 1996;4:163–170.
- Maniadakis N., Gray A. The economic burden of back pain in the UK. *Pain* 84 (2000) 95-103
- Mannion AF et al. (2001) Active therapy for chronic low back pain. Part 3. Factors influencing self-rated disability and its change following therapy. *Spine* 26: 920–929
- Mannion A., Balagué F., Pellisé F. and Cedraschi C.(toim.) Pain measurement in patients with low back pain. *Nature clinical practice rheumatology*, November 2007 vol 3 no 11.
- Mazzocchio R, Scarfo GB, Mariottini A, Muzii VF, Palma L. Recruitment curve of the soleus H-reflex in chronic back pain and lumbosacral radiculopathy. *BMC Musculoskelet Disord* 2001;2:4.
- Mazzocchio R. Soleus H-reflex changes during loading and unloading of the spine and their relation to the diagnosis of lumbosacral radiculopathy in mechanical back pain. *Clin Neurophysiol* 2001;112:1952–4.
- Marras, W. S., Davis, K. G., Ferguson, S. A., Lucas, B. R., & Gupta, P. (2001). Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine*, 26, 2566–2574.
- Marras WS, Wongsam PE. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch Phys Med Rehabil* 1986;67:213-7.

- McCaw S.T., Bates B.T. Biomechanical implications of mild leg length inequality. *Br J Sp Med* 1991; 25 (1).
- McFadyen BJ & Winter SC, Lifeso RM (2001). Vertical ground reaction forces: objective measures of gait following hip arthroplasty. *Gait Posture* 14 (2): 104-9.
- McGuire DB (1999) Measuring pain. In *Instruments for Health-Care Research* 528–561 (Eds Frank-Stromborg M and Olsen S) Boston: Jones and Bartlett.
- Milner M, Basmajian JV, Quanbury AO (1971). Multifactorial analysis of walking by electromyography and computer. *Am J Phys Med* 50: 235-58.
- Morag E & Cavanagh, P.R 1999. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics* 32, 359-370.
- Moseley CF 2000. Leg length discrepancy. In Lovell and Winter's *Pediatric Orthopedics* 5th Edition, vol. 2 (Eds. Morrisey RT and Weinstein SL). Philadelphia, USA. Lippincott Williams & Wilkins 1104-50.
- Neblett R, Mayer T, Gatchel R, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine* 2003; 28:1435- 46.
- Niazi et al. (2015) Changes in H-reflex and V-waves following spinal manipulation. *Experimental Brain Research* 2015; 4: 1165-1173
- Nicolaisen T, Jorgensen K. Trunk strength, back muscle endurance and low back trouble. *Scand J Rehab Med.* 1985; 17(3): 121-7.
- Ogon M et al. (1996) Chronic low back pain measurement with visual analogue scales in different settings. *Pain* 64: 425–428
- Ounpuu S. (1994) The biomechanics of walking and running. *Clinics in sports medicine.* 13(4): 843-863)
- Palmieri R., Ingersoll D., Hoffman M. The Hoffmann reflex: Methodologic considerations and applications for use in sports medicine and athletic training research. *J Athletic Training.* 2004;39(3):268-277)
- Patla AE. Neurobiomechanical bases for the control of human locomotion. In: Bronstein A, Brandt TH, Woollacott MH, eds. *Clinical . Aspects of Balance and Gait Disorders*. London, England: Edward Arnold. Publishers:Ltd; 1996:19-40.
- Patla AE. Visual control of human locomotion. In: Patla AE, ed. *Adaptability of Human Gait*. Amsterdam, the Netherlands: Elsevier Science Publishers BV: 1991:55-95.

- Park J.H., Noh S.C, Jang H.S, Yu W.J., Park M.K. and Choi H.H. The Study of Correlation between Foot-pressure Distribution and Scoliosis. IFMBE Proceedings, 2009, Volume 23, Track 3, 974-978.
- Perry, J. Gait analysis. Normal and pathological function. Slack Incorporated, U.S.A. 1992.
- Perry, S.D. & Lafortune, M.A. 1995. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. Clin Biomech (Bristol, Avon). 10: 253-257.
- Perttunen J. Foot Loading in Normal and Pathological Walking Jyväskylä: University of Jyväskylä, 2002, 86 p. (Studies in Sport, Physical Education and Health, ISSN 0356-1070; 83) ISBN 951-39-1187-X.
- Perttunen J.R., Anttila E., Södergård J., Merikanto J., Komi P.V. Gait asymmetry in Riener patients with limb length discrepancy. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports 2004: 14: 19-56.
- R. Rabuffetti M, Frigo C (2002) Stair ascent and descent at different inclinations. Gait Posture 15 (1):32-44.
- Rinne MB, Pasanen ME, Miilunpalo SI, Oja P. Test-retest reproducibility and interrater reliability of a motor skill test battery for adults. Int J Sports Med. 2001;22:192-200.
- Rodriguez CS (2001) Pain measurement in the elderly: a review. Pain Manag Nurs 2: 38-46.
- Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. Spine 1989;14:992-1001.
- Ritvanen T., Zaproudina N., Nissen M., Leinonen V., Hänninen O. Dynamic surface electromyographic responses in chronic low back pain treated by traditional bone setting and conventional physical therapy. Journal of manipulative and physiological therapeutics 2007.
- Räsänen V, Leinonen V, Zaproudina N. 2005 Indigenous healers' explanations of low back pain and its relief. Pathophysiology 2005; 12(4): 313-6.
- Schuit D, Adrian M, Pidcoe P. Effects of heel lifts on ground reaction force patterns in subjects with structural leglength discrepancies. Phys Ther 1989: 69: 663-670.
- Shik ML, Orlovsky GN. Neurophysiology of locomotor automatism. Physiol Rev.1976;56:465-501.
- Shimba T . An estimation of center of gravity from force platform data.J Biomech. 1984;17:53-60.

- Shumway-Cook A. & Woollacott M.H. 2001. *Motor control; Theory and applications*. Lippincott Williams & Wilkins. USA
- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, Soimakallio S. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72:1080-7.
- Smith A., Rymer W., Knikou M. 2015. Locomotor training modifies soleus monosynaptic motoneuron responses in human spinal cord injury. *Exp Brain Res*. 2015 January; 223(1):89-103.
- Sohee Shin, Shinichi Demura. Comparison and age-level differences among various step tests for evaluating balance ability in the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 50 (2010) e51–e54.
- Sokka T (2005) Assessment of pain in rheumatic diseases. *Clin Exp Rheumatol* 23: S77–S84.
- Subotnick SI. The short leg syndrome. *J Am Podiatry Assoc*. 1976; 66: 720-3.
- Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis Part II: Kinematics, Gait and Posture. 16: 159-179.
- Sutherland DA, Kauman KR, Moitza JR. Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG, eds. *Human Walking*. Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1995:23-44.
- Suzuki T., Bean J., Fielding R. Muscle power of the ankle flexors predicts functional performance in community-dwelling older women. *Journal of the American geriatrics society* 2001:volume 49, Issue 9, 1161-1167.
- van den Hoorn W., Hodges P., van Dieen J., Hug F. 2015. *Journal of Neurophysiology* 2015; 113:244-254.
- Vaughan, C.L., Davis, B.L. & O'Connor, J.C. 1999. *Dynamics of human gait*. second ed. Cape Town, South Africa, Kiboho Publishers.
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther*. 2003;8:21–28.
- Von Korff M et al. (2000) Assessing global pain severity by self-report in clinical and health services research. *Spine* 25: 3140–3151
- Winter, D.A. 1988. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. 2. painos. Ontario. University of Waterloo Press *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2008, 5:13 25.

- Winter, D.A. & Yack, H.J. 1987. EMG profiles during normal human walking: strideto-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 67(5): 402-411
- Winter DA, Ruder GK, MacKinnon CD. Control of balance of upper body during gait. In: Organization. New York, hT Springer- Verlag New York Inc; 1990:534-541.
- Winters JM, Woo SLY, eds. *Multiple Muscle Systems: Biomechanical and Movement*
- Woollacott M.H.& Shumway-Cook A (1990) Changes in posture control across the life span. A systems approach. *Phys Ther* 70: 799-807.
- Woollacott M.H., Tang P. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. *Phys Ther.* 1997;77:646-660
- Wynne M, Burns J, Eland D, Conatser R, Howell J. 2006.Effect of countstrain on stretch reflexes, Hoffman reflexes, and clinical outcomes in subjects with plantar fasciitis. *The Journal of American Osteopathic Association.* Vol 106, 547-556.
- Yin R. Case study research. Designs and methods. Revised edition. Sage, Newbury Park. p.39-53.
- Zaproudina N., Hietikko T., Hänninen O.O.P., AiraksinenO. 2008. Effectiveness of traditional bone setting in treating chronic low back pain: A randomized pilot trial. *Elsevier. Complementary Therapies in Medicine* (2009) **17**, 23—28.
- Zanoli G et al. (2001) Visual analog scales for interpretation of back and leg pain intensity in patients operated for degenerative lumbar spine disorders. *Spine* 26: 2375–2380.
- Zedka M., Prochazka A., Knight B., Gillard D., and Gauthier M. Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. *J Physiol.* 1999 October 15; 520(Pt 2): 591–604.